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

# Μέτρηση και αξιολόγηση εκτροπών για μακρινή και κοντινή όραση μετά από ένθεση προσαρμοστικού φακού WIOL

Δημητρίου Αρχοντία

**Τριμελής Επιτροπή Επίβλεψης**
Παναγοπούλου Σοφία, PhD Φυσικός
Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής οφθαλμολογίας
Κυμιωνής Γεώργιος, Επίκουρος καθηγητής οφθαλμολογίας

**Τριμελής Επιτροπή Αξιολόγησης**
Τσιλιμπάρης Μιλτιάδης, Αναπληρωτής καθηγητής οφθαλμολογίας
Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής οφθαλμολογίας
Κυμιωνής Γεώργιος, Επίκουρος καθηγητής οφθαλμολογίας

Ακαδημαϊκό έτος 2013-2014

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

# Μέτρηση και αξιολόγηση εκτροπών για μακρινή και κοντινή όραση μετά από ένθεση προσαρμοστικού φακού WIOL

Δημητρίου Αρχοντία

**Τριμελής Επιτροπή Επίβλεψης**

Παναγοπούλου Σοφία, PhD Φυσικός

Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής οφθαλμολογίας

Κυμιωνής Γεώργιος, Επίκουρος καθηγητής οφθαλμολογίας

Ακαδημαϊκό έτος 2013-2014

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

1. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη, Αναπληρωτής καθηγητής οφθαλμολογίας
2. Παλλήκαρη Ιωάννη, Καθηγητής οφθαλμολογίας
3. Κυμιωνή Γεώργιο, Λέκτορας οφθαλμολογίας

# Περίληψη

Με την πάροδο της ηλικίας χάνεται η ικανότητα εστίασης σε αντικείμενα που βρίσκονται σε μέση και κοντινή απόσταση. Ένας από τους στόχους της διαθλαστικής χειρουργικής είναι η διόρθωση της πρεσβυωπίας ώστε να εκλείψει η ανάγκη εξάρτησης από τα γυαλιά για κοντινές εργασίες. Μέχρι σήμερα έχουν γίνει πολλές προσπάθειες θεραπευτικής παρέμβασης και περιλαμβάνουν τις διαθλαστικές επεμβάσεις μονοόρασης, την ένθεση πολυεστιακών και προσαρμοστικών ενδοφακών κ.ο.κ.

Σκοπός της εργασίας είναι η μέτρηση και αξιολόγηση των οφθαλμικών εκτροπών κατά την μετακίνηση ενός στόχου από μακρινή σε κοντινή απόσταση. Στη μελέτη μας συμμετείχαν 6 ασθενείς (5 γυναίκες και 1 άνδρας) - 12 οφθαλμοί - με μέση ηλικία τα 67,3 έτη (τυπική απόκλιση: ± 7,36 έτη) και εύρος ηλικιών από 56 έως 79 έτη. Όλοι οι ασθενείς είχαν χειρουργηθεί και τους εμφυτεύθηκε ο τεχνητός ενδοφακός WIOL-CF® και στους δύο οφθαλμούς.

Οι ασθενείς που προσήλθαν στην κλινική στο διάστημα που διήρκησε η μελέτη υποβλήθησαν σε μετεγχειρητικές εξετάσεις που αφορούσαν διάστημα παρακολούθησης από 3 έως 5.5 χρόνια μετά το χειρουργείο. Αφού ολοκληρώθηκε ο πλήρης οφθαλμολογικός έλεγχος, χρησιμοποιήθηκε το οφθαλμικό σύστημα iTrace®, το οποίο βασίζεται στην αρχή ray tracing για τη μέτρηση των εκτροπών του οφθαλμού. Έγινε η καταγραφή του μετώπου κύματος και η ανάλυση των οφθαλμικών εκτροπών, των ασθενών, με τη βοήθεια των πολυωνύμων Zernike. Οι μετρήσεις έγιναν μονόφθαλμα, έχοντας κάθε φορά καλυμμένο τον έτερο οφθαλμό, για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα, καθώς και για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης.

Αρχικά, έγινε ανάλυση του σφαιρώματος και του κυλίνδρου όπως την κατέγραψε το iTrace® για παρατήρηση σε μακρινή, ενδιάμεση και κοντινή απόσταση. Λόγω της μικρής διαμέτρου κόρης που παρουσίαζαν οι ασθενείς χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση των μετρήσεων μας η ζώνη των 2mm. Στη συνέχεια, με τη χρήση των τρισδιάστατων διαθλαστικών χαρτών παρατηρήσαμε την αλλαγή στο μέτωπο κύματος κατά την προσπάθεια του οφθαλμού να εστιάσει στις διαφορετικές αποστάσεις. Χαρακτηριστική σε όλες τις περιπτώσεις ήταν η στροφή της διάθλασης

προς τη μυωπία (μυωπική στροφή) κατά την προσαρμογή. Τέλος, συνδυάζοντας την τοπογραφία με το χάρτη μετώπου κύματος, μπορέσαμε να πραγματοποιήσουμε μια πιο λεπτομερή μελέτη των εκτροπών των οφθαλμών του κάθε ασθενούς για όλο τον οφθαλμό, καθώς και για τα εσωτερικά οπτικά (τον εμφυτευμένο ενδοφακό). Όπως φάνηκε και από τους χάρτες ανάλυσης της ποιότητας όρασης, οι τιμές του αστιγματισμού και της κόμης (κυρίως κάθετης) είναι πιο αυξημένες δίνοντας την χαρακτηριστική μορφή στα διαγράμματα συνάρτησης διασποράς σημείου.

Οι ασθενείς εμφανίζονται να είναι ικανοποιημένοι από την ποιότητα όρασης που τους προσφέρει ο ενδοφακός WIOL-CF®. Η πλειοψηφία των ασθενών δήλωσε ότι μπορεί να εξυπηρετείται στην καθημερινότητά του χωρίς να έχει ανάγκη τη χρήση γυαλιών. Τα αποτελέσματα της μελέτης μας, παρά τον μικρό αριθμό του δείγματος, ήταν ενθαρρυντικά αποδεικνύοντας σταθερότητα με το πέρασμα του χρόνου, δίνοντας έδαφος για μελλοντικές έρευνες.

# Abstract

The ability to focus on objects that are in the middle and short distance is lost with advancing age. One goal of refractive surgery is to correct presbyopia in order to eliminate the dependence on glasses for close work. Many attempts for therapeutic intervention including refractive surgery monoorasis, the insertion of accommodative and multifocal intraocular lenses etc., have been made so far.

The purpose of this study is the measurement and evaluation of ocular aberrations during the process of accommodation - by moving a target from far to near distances. Our study involved six patients (5 women and 1 man) - 12 eyes - with a mean age of 67.3 years (standard deviation: ± 7,36 years) and the age ranged of 56-79 years. All patients had undergone cataract extraction surgery and the artificial IOL WIOL-CF® was implanted in both eyes.

At the time that the study lasted, patients underwent postoperative examinations involving observation period from 3 to 5.5 years after surgery. After completion of the ophthalmologic testing, iTrace® ocular system was used, which is based on the ray tracing technique for measuring the aberrations of the eye. We recorded the wavefront and analyzed the ocular aberrations, of the patients, with the aid of Zernike polynomials. The measurements were made monocularly having its time the other eye covered, aligned with the optical axis and the line of sight as well.

Initially, we analysed defocus and cylinder as recorded by iTrace® for observation at distant, intermediate and near distance. Due to small pupil diameter presented, we used the zone of 2mm for the analysis of our measurements. Then, the change in wavefront, when trying to focus at different distances, was observed with the use of three-dimensional refractive maps. In all cases the turn of refraction to myopia (myopic shift), when adjusting, was typical. Finally, by combining topography with wavefront map, we were able to conduct a more detailed study of the aberrations of each patient for the entire eye and the internal optics (the implanted intraocular lens). As revealed by the analysis of visual function maps, the values of astigmatism and coma (mainly vertical) are increased, giving the characteristic form to psf diagrams.

Patients appear to be satisfied with the quality of vision offered by the WIOL-CF®. The majority of patients indicated that they can be served in daily life without the need for glasses. The results of our study, despite the small number of our sample, were encouraging demonstrating stability with the passage of time, giving way to future studies.


## Ευχαριστίες

Ευχαριστώ πολύ την επιβλέπουσα μου κ. Παναγοπούλου Σοφία για την εμπιστοσύνη της και την ανάθεση της παρούσας εργασίας, καθώς και για την βοήθεια, την καθοδήγηση και τις συμβουλές της καθόλη τη διάρκεια της μελέτης.

Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω ιδιαίτερα όλους τους εργαζόμενους στα εξεταστήρια του Ινστιτούτου Οπτικής και Όρασης για την υπομονή τους και την παραχώρηση των μηχανημάτων για την επεξεργασία των μετρήσεων.

Τελευταία, αλλά οχι λιγότερο σημαντικό θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για όλη την υποστήριξη, οικονομική και ηθική, που μου έχουν προσφέρει όλα αυτά τα χρόνια.

# Περιεχόμενα


Περίληψη 3
Abstract 5
Ευχαριστίες 5
Περιεχόμενα 7
**Κεφάλαιο 1$^{ο}$**
**1.1** Οφθαλμός 9
**1.1.1** Φυσιολογία οφθαλμού 9
**1.1.2** Ο κερατοειδής σαν οπτικό σύστημα 10
**1.2** Διάθλαση και διαθλαστικές ανωμαλίες 12
**1.2.1** Διαθλαστικά σφάλματα 13
**1.2.2** Εκτροπές οφθαλμού 16
**1.3** Ανατομία κρυσταλλοειδούς φακού 21
**1.3.1** Μηχανισμός προσαρμογής 22
**Κεφάλαιο 2$^{ο}$**
**2.1** Γήρανση του φακού-Καταρράκτης 27
**2.1.1** Θεραπεία καταρράκτη 28
**2.2** Ενδοφακοί (Intraocular lenses-IOLs) 29
**2.2.1** Είδη ενδοφακών 29
**2.2.2** Τοποθέτηση ενδοφακών 32
**2.2.3** Τύποι ενδοφακών 34
**2.2.4** Σχεδιαστική καινοτομία ενδοφακών 44
**Κεφάλαιο 3$^{ο}$**
**3.1** Σκοπός 45
**3.1.1** Υλικό 45
**3.1.2** Ασθενείς 47
**3.2** Μετρήσεις 48
**3.2.1** Μέθοδος Ray tracing 49
**3.2.2** Διαδικασία καταγραφής μετρήσεων 50
**Κεφάλαιο 4$^{ο}$**
**4.1** Αποτελέσματα 53
**4.1.1** Ανάλυση μετρήσεων σφαιρώματος 53
**4.1.2** Ανάλυση μετρήσεων κυλίνδρου 56
**4.1.3** Διαθλαστικοί χάρτες 59
**4.1.4** Ανάλυση οφθαλμικών εκτροπών 65
**4.2** Συμπεράσματα 68
**4.3** Περιορισμοί εργασίας-Μελλοντικές εργασίες 76

**Βιβλιογραφία** 77

# Κεφάλαιο 1$^{ο}$
# Φυσιολογία οφθαλμού

## 1.1 Οφθαλμός

Ο οφθαλμός αποτελεί ένα πολύπλοκο οπτικό σύστημα. Λειτουργεί ως οπτικός αισθητήρας που χρησιμεύει στη δημιουργία ενός ειδώλου και σε συνδυασμό με το νεύρο, που μεταδίδει το ερέθισμα στον εγκέφαλο και το τμήμα του εγκεφάλου που εκτελεί την επεξεργασία και την τελική κατανόηση της πληροφορίας, είναι υπεύθυνα για τη λειτουργία της όρασης.

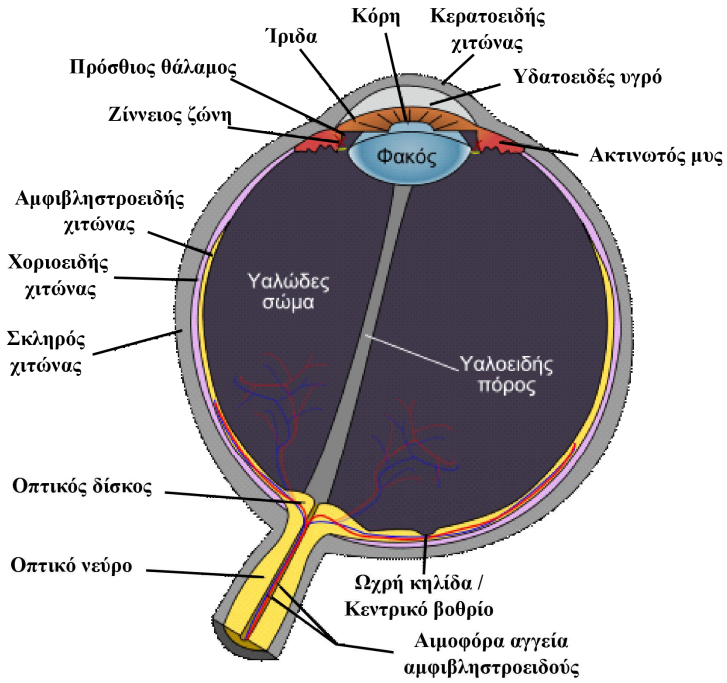
Είναι εκπληκτικό το γεγονός ότι ένα τόσο μικρό όργανο αποτελείται από τόσα πολλά λειτουργικά μέρη όπως φαίνεται στην Εικόνα 1. Ωστόσο αν λαμβάναμε υπ' όψη μας την πολυσύνθετη φύση της λειτουργίας της όρασης τότε αυτό δεν θα μας φαινόταν τόσο παράξενο.

### 1.1.1 Φυσιολογία οφθαλμού

Για πρακτικούς λόγους, το οπτικό σύστημα του οφθαλμού μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τέσσερις διαθλαστικές επιφάνειες : την πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, και την πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλοειδούς φακού.

Η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς είναι η σημαντικότερη οπτική επιφάνεια του οφθαλμού. Συμβάλλει κατά 70% περίπου στην ολική διαθλαστική ικανότητα του οφθαλμού και έχει σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς (πεπλατυσμένο στα άκρα σε σχέση με το κέντρο). Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς έχει σχήμα, κατά προσέγγιση, σφαιρικό. Το πάχος του κερατοειδούς είναι κατά προσέγγιση 550μm και ο δείκτης διάθλασής του 1.376. Στη συνέχεια, υπάρχει ο πρόσθιος θάλαμος ο οποίος περιέχει υδατοειδές υγρό (n = 1.336) και έχει αξονικό μήκος

περίπου 3 mm. Η ίριδα αποτελεί το διάφραγμα του οπτικού συστήματος, το οποίο ρυθμίζει την ποσότητα του φωτός που φτάνει στον αμφιβληστροειδή. Πίσω από την ίριδα βρίσκεται ο κρυσταλλοειδής φακός, βασική οπτική λειτουργία του οποίου είναι η ρύθμιση της συνολικής διοπτρικής ισχύος του οφθαλμού προκειμένου να καθίσταται δυνατή η ευκρινής απεικόνιση τόσο των μακρινών όσο και των κοντινών αντικειμένων (λειτουργία της προσαρμογής). Ο δείκτης διάθλασης (n = 1.41) και το σχήμα του κρυσταλλοειδούς φακού είναι τέτοια ώστε να αντισταθμίζεται σε κάποιο βαθμό σφαιρική εκτροπή που εισάγεται από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς.




**Εικόνα 1:** Τομή απεικόνισης ανθρώπινου οφθαλμού

Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας ο οποίος φέρει και τους φωτοϋποδοχείς έχει σχήμα κατά προσέγγιση σφαιρικό με ακτίνα καμπυλότητας 12mm. Ο χώρος ανάμεσα στον κερατοειδή χιτώνα και στον κρυσταλλοειδή φακό (πρόσθιος θάλαμος) περιέχει υδατοειδές υγρό (n = 1.336), ενώ ο χώρος πίσω από τον κρυσταλλοειδή φακό καταλαμβάνεται από το υαλώδες σώμα (n = 1.337).

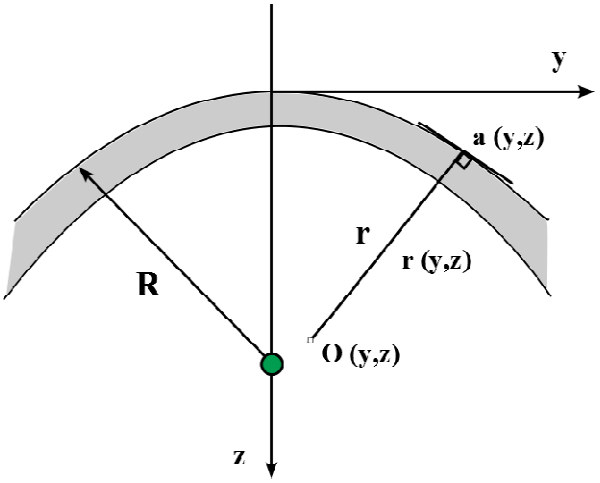
### 1.1.2 Ο κερατοειδής σαν οπτικό σύστημα

Η εξωτερική επιφάνεια του κερατοειδούς έχει σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς. Η ασφαιρικότητα αυτή έχει σαν αποτέλεσμα την μείωση της

σφαιρικής εκτροπής που εισάγεται στο οπτικό σύστημα του οφθαλμού από τον κερατοειδή, σε επίπεδα που μπορεί να αντισταθμιστεί σε μεγάλο βαθμό από την αρνητική σφαιρική εκτροπή που εισάγει ο κρυσταλλοειδής φακός. Στην Εικόνα 2 βλέπουμε μια αναπαράσταση του κερατοειδή σαν οπτικό στοιχείο του οφθαλμού. Οι συντεταγμένες y, z του σημείου α μπορούν να περιγραφούν από την ακόλουθη εξίσωση (1.1):

$$z = \frac{cy^2}{1+\sqrt{1-(1+k)c^2y^2}} \tag{0.1}$$

όπου c και k είναι η βασική ακτίνα καμπυλότητας και η κωνική σταθερά αντίστοιχα. Οι τιμές που προκύπτουν για τις παραμέτρους αυτές για τον ανθρώπινο κερατοειδή με βάση τιμές μετρήσεων σε φυσιολογικό πληθυσμό είναι περίπου 1/c = 7.72mm και k = 0.26.




**Εικόνα 2:** Ο κερατοειδής σαν οπτικό στοιχείο

Η διαθλαστική ισχύς του σημείου α εκπεφρασμένη σε διοπτρίες υπολογίζεται σαν συνάρτηση της τοπικής ακτίνας καμπυλότητας (r) και του δείκτη διάθλασης του κερατοειδούς (n) από την εξίσωση (1.2):

$$D = \frac{n-1}{r} \tag{0.2}$$

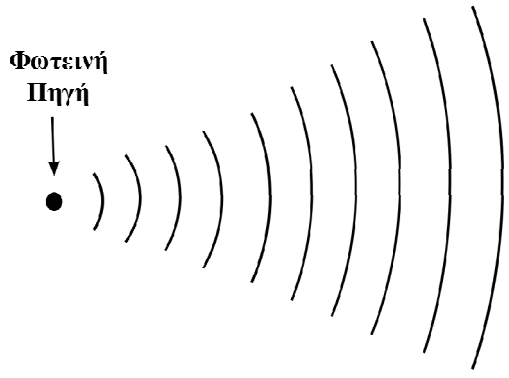
Μεγάλη διακύμανση μεταξύ των φυσιολογικών οφθαλμών παρουσιάζει τόσο η βασική ακτίνα καμπυλότητας όσο και η κωνική σταθερά. Ακόμα, στην γενική περίπτωση, το σχήμα της εξωτερικής επιφάνειας του κερατοειδούς δεν είναι εκ

περιστροφής συμμετρικό με αποτέλεσμα το οπτικό σύστημα να παρουσιάζει ασύμμετρες εκτροπές όπως ο αστιγματισμός.

## 1.2 Διάθλαση και διαθλαστικές ανωμαλίες

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπει μια φωτεινή πηγή διαδίδεται προς όλες τις δυνατές κατευθύνσεις με μορφή κυμάτων που σχηματίζουν ομόκεντρες σφαίρες. Οι σφαίρες αυτές ονομάζονται κυματικά μέτωπα και έχουν ως κέντρο τη φωτεινή πηγή. Η ακτίνα καμπυλότητας των κυματικών μετώπων αυξάνεται καθώς η ακτινοβολία απομακρύνεται από τη φωτεινή πηγή (Εικόνα 3).

Στη γεωμετρική οπτική, για τη διευκόλυνση της σχηματικής απεικόνισης της πορείας της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, δεχόμαστε ότι το φως ταξιδεύει με μορφή πολύ λεπτών ακτίνων. Οι ακτίνες αυτές πορεύονται σε ευθείες γραμμές κάθετες στα κυματικά μέτωπα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Κατά τη πορεία τους οι φωτεινές ακτίνες μπορεί να είναι: α') Παράλληλες μεταξύ τους, όπως όταν προέρχονται από μια φωτεινή πηγή που βρίσκεται στο άπειρο. β') Να απομακρύνονται η μια από την άλλη, όπως συμβαίνει κοντά στη φωτεινή πηγή, ή γ') Να πλησιάζουν η μία την άλλη μέχρι να συναντηθούν σε ένα ορισμένο σημείο.




**Εικόνα 3:** Φωτεινή πηγή και κυματικά μέτωπα

Ο βαθμός της κλίσης των ακτίνων μια φωτεινής δέσμης μπορεί να εκτιμηθεί ποσοτικά. Όσο μικρότερη είναι η ακτίνα καμπυλότητας του κυματικού μετώπου, όσο δηλαδή πιο κυρτό είναι το κυματικό μέτωπο, τόσο μεγαλύτερη είναι η κλίση των ακτίνων. Η μονάδα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της κλίσης των ακτίνων μιας

φωτεινής δέσμης είναι η διοπτρία (D). Η διοπτρία καθορίζεται σαν το αντίστροφο της απόστασης, σε μέτρα, από τη φωτεινή πηγή (ή το σημείο σύγκλισης προκειμένου για συγκλίνουσα δέσμη) στον αέρα ή στο κενό.

Όταν αναφερόμαστε σε απόκλιση (αρνητική κλίση) μπροστά από τις διοπτρίες τοποθετούμε το πρόσημο (-). Όταν αναφερόμαστε σε σύγκλιση (θετική κλίση) μπροστά από τις διοπτρίες τοποθετούμε το πρόσημο (+).

$$D = \frac{1}{\text{Α}\textit{πόσταση σε μέτρα}} \tag{0.3}$$

Παραδείγματος χάρην, η απόκλιση των ακτίνων μιας φωτεινής δέσμης σε απόσταση 0.5m από τη φωτεινή πηγή είναι $\frac{1}{0.5m} = -2.0D$.

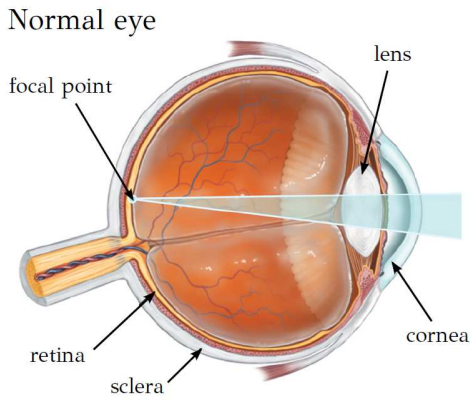
### 1.2.1 Διαθλαστικά σφάλματα

Η φυσιολογική κατάσταση του οφθαλμού, κατά την οποία, χωρίς προσαρμογή, παράλληλες ακτίνες φωτός σχηματίζουν τέλειο είδωλο επάνω στον αμφιβληστροειδή (Εικόνα 4), ονομάζεται εμμετρωπία. Η κατάσταση αυτή είναι λιγότερο συχνή από την οποιαδήποτε παρουσία διαθλαστικού σφάλματος, κατάσταση που σε αντίθεση καλείται αμετρωπία και επιδεινώνει την ποιότητα της όρασης. Αν η αμετρωπία οφείλεται κυρίως σε διαταραχή της διαθλαστικής δύναμης του ματιού (μεγάλη κυρτότητα του κερατοειδούς), ονομάζεται διαθλαστική αμετρωπία, ενώ αν οφείλεται σε διαταραχή του αξονικού μήκους του ματιού (μεγαλύτερο ή μικρότερο μάτι), ονομάζεται αξονική αμετρωπία [1]. Διακρίνουμε τις εξής περιπτώσεις διαθλαστικών σφαλμάτων:

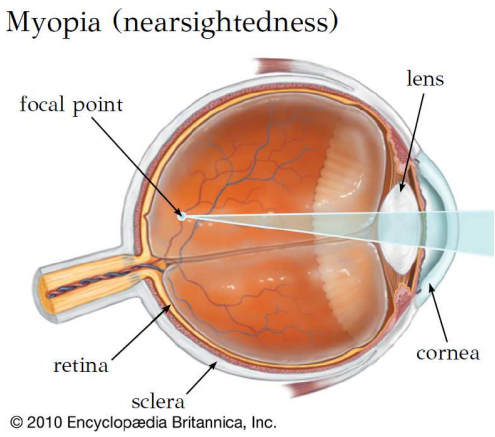
- Τη *μυωπία*, κατά την οποία η κύρια εστία εντοπίζεται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή όπως φαίνεται στην Εικόνα 5. Ο μυωπικός οφθαλμός, δηλαδή, είναι περισσότερο επιμήκης για τη διαθλαστική ισχύ που έχει. Μπορεί να οφείλεται σε αύξηση του προσθιοπίσθιου άξονα του οφθαλμού (αξονική μυωπία), σε αύξηση της διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού, λόγω αύξησης της κυρτότητας οποιασδήποτε από τις διαθλαστικές του επιφάνειες (διαθλαστική μυωπία), ή σε συνδυασμό των δύο. Ένα μυωπικό μάτι δεν

μπορεί να διακρίνει τα μακρινά αντικείμενα, αφού οι ακτίνες που προέρχονται από αυτά είναι παράλληλες.

- Την *υπερμετρωπία*, κατά την οποία η οπίσθια κύρια εστία του διαθλαστικού συστήματος του οφθαλμού εντοπίζεται πίσω από τον αμφιβληστροειδή όπως φαίνεται στην Εικόνα 6. Αυτό σημαίνει ότι η διαθλαστική ισχύς του διοπτρικού συστήματος του βολβού είναι μικρότερη από όση θα έπρεπε για το αξονικό μήκος του. Μπορεί να οφείλεται στο ότι ο οφθαλμός είναι μικρότερος του φυσιολογικού (αξονική υπερμετρωπία), στο ότι η κυρτότητα οποιασδήποτε διαθλαστικής επιφάνειας του οφθαλμού είναι μικρότερη του φυσιολογικού (διαθλαστική υπερμετρωπία), ή και στο συνδυασμό των δύο. Το υπερμετρωπικό μάτι δε βλέπει καθαρά ούτε τα κοντινά ούτε τα μακρινά αντικείμενα.

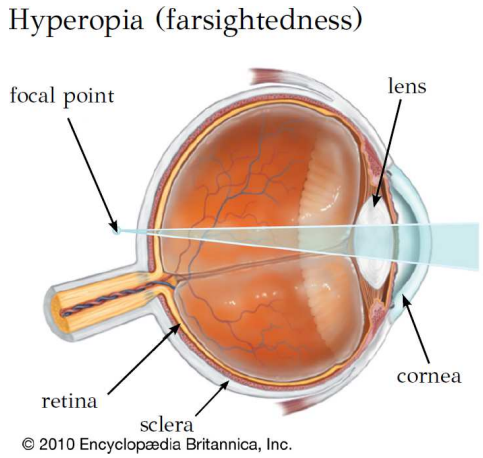



**Εικόνα 4:** Περίπτωση εμμετρωπικού (υγειούς) οφθαλμού

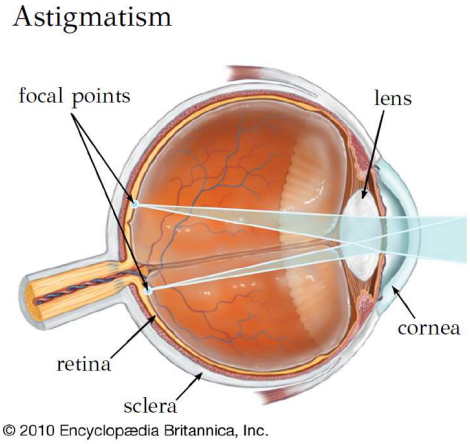



**Εικόνα 5:** Περίπτωση μυωπικού οφθαλμού

- Τον *αστιγματισμό*, κατά τον οποίο παράλληλες ακτίνες δεν διαθλώνται εξίσου σε όλους τους μεσημβρινούς όπως φαίνεται στην Εικόνα 7. Δύο μεσημβρινοί, συνήθως κάθετοι μεταξύ τους, εμφανίζουν τη μεγαλύτερη διαφορά και λέγονται κύριοι άξονες του αστιγματισμού. Ο αστιγματισμός οφείλεται σε ανατομική ανωμαλία του κερατοειδούς ή, σπανιότερα, του φακού. Μία παράλληλη δέσμη ακτίνων περνώντας μέσα από ένα αστιγματικό μάτι δε σχηματίζει εστία, αλλά ένα κωνοειδές του Sturm, δηλαδή δύο εστιακές γραμμές κάθετες μεταξύ τους. Ανάλογα με τη θέση αυτών των γραμμών με τον αμφιβληστροειδή, ο αστιγματισμός παίρνει διάφορες μορφές (μυωπικός, υπερμετρωπικός, μικτός κλπ).



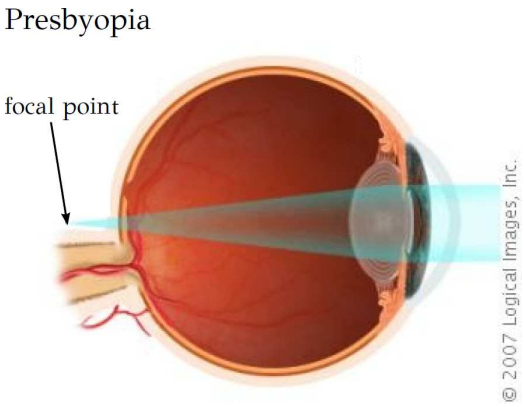

**Εικόνα 6:** Περίπτωση υπερμετρωπικού οφθαλμού




**Εικόνα 7:** Περίπτωση αστιγματικού οφθαλμού

- Την *ανισομετρωπία*, κατά την οποία η διαθλαστική ισχύς ανάμεσα στα δύο μάτια διαφέρει σημαντικά (άνω των 2.00D).

- Την πρεσβυωπία, η οποία αντιπροσωπεύει την απώλεια της ικανότητας προσαρμογής του οφθαλμού με την ηλικία όπως φαίνεται στην Εικόνα 8. Η πρεσβυωπία δεν είναι διαθλαστική ανωμαλία αλλά συχνά αναφέρεται ως τέτοια λόγω του γεγονότος ότι αντισταθμίζεται με τη χρήση γυαλιών για την υποβοήθηση της κοντινής όρασης.




**Εικόνα 8:** Περίπτωση πρεσβυωπικού οφθαλμού

### 1.2.2 Εκτροπές οφθαλμού

Εκτροπή λέγεται η διαφορά ενός ιδεατού μαθηματικού συστήματος, από μία πραγματική φυσική οντότητα και σχετίζεται με το πόσο απέχει από το να είναι ένα σημείο ένα αναμενόμενο σημειακό είδωλο. Η εμφάνιση των σφαλμάτων οφείλεται σε πολλές αιτίες, σχετικές με την γεωμετρία του συστήματος, της δέσμης και την κυματική φύση του φωτός. Το φως καθώς διαδίδεται και διαθλάται από τις διάφορες επιφάνειες του οφθαλμού και τις ατέλειες τους υφίσταται οπτικές εκτροπές, που υποβαθμίζουν την ποιότητα της εικόνας που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή. Οι εκτροπές του οφθαλμού χωρίζονται σε 2 κατηγορίες: α') σε αυτές που οφείλονται μόνο στον κερατοειδή και β') στις εκτροπές που προέρχονται από ατέλειες ολόκληρου του οφθαλμού.

Αν ο οφθαλμός ήταν ένα τέλειο οπτικό σύστημα, τότε οι ακτίνες οι οποίες προέρχονται από ένα σημειακό αντικείμενο, μετά τη διάθλαση τους, θα εστιάζονταν σε ένα σημειακό σημείο. Αντίστοιχα αν έχουμε ένα επίπεδο μέτωπο κύματος το οποίο εισέρχεται σε ένα τέλειο οπτικό σύστημα, τότε το μέτωπο κύματος θα εξακολουθεί να είναι επίπεδο κατά την έξοδο του από το οπτικό σύστημα. Αυτό συμβαίνει σπάνια, δεδομένου ότι ο οφθαλμός είναι ένα οπτικό σύστημα με εκτροπές. Ως αποτέλεσμα, οι

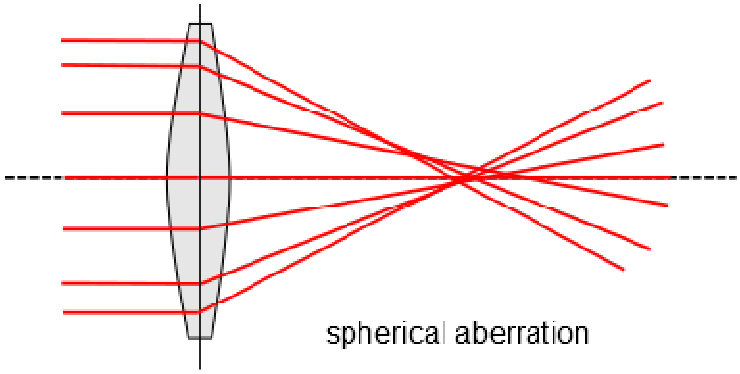
ακτίνες που προέρχονται από ένα σημειακό αντικείμενο, δεν εστιάζονται σε ένα μόνο σημείο, ενώ το επίπεδο μέτωπο κύματος, δεν παραμένει επίπεδο κατά την έξοδο του από το οπτικό σύστημα.

Οι εκτροπές ενός οπτικού συστήματος χωρίζονται κυρίως σε δύο ομάδες, τις *μονοχρωματικές εκτροπές* και τις *χρωματικές εκτροπές*. Η πρώτη ομάδα αναφέρεται στις εκτροπές που είναι παρούσες όταν μόνο ένα μήκος κύματος εξετάζεται, ενώ η δεύτερη ομάδα αναφέρεται στις πρόσθετες εκτροπές που εμφανίζονται όταν εξετάζονται τα χρωματικά αποτελέσματα της διασποράς από τα οπτικά μέσα. Να σημειωθεί σε αυτό το σημείο πως οι μονοχρωματικές εκτροπές σε ένα μήκος κύματος είναι διαφορετικός από εκείνες σε άλλο μήκος κύματος. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό κατά την εξέταση των οργάνων που μετρούν τη διάθλαση ή και εκτροπές στα υπέρυθρα μήκη κύματος, ενώ η διόρθωση απαιτείται για το ορατό φάσμα [2].

## Μονοχρωματικές εκτροπές

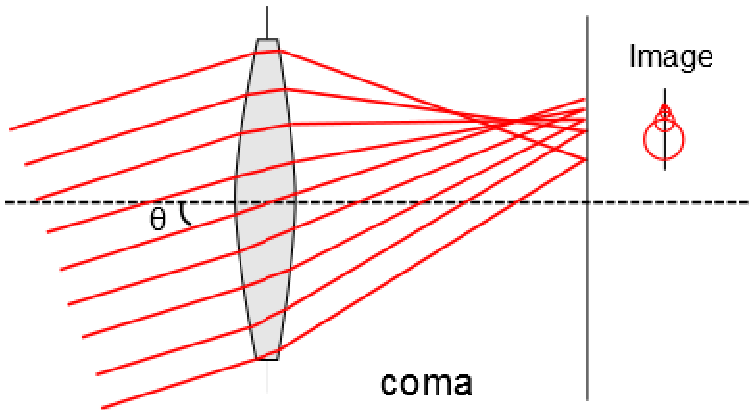
Οι μονοχρωματικές εκτροπές χωρίζονται σε χαμηλής και υψηλής τάξης. Εμφανίζουν μεγάλη διακύμανση στον πληθυσμό, η πλειοψηφία αυτών καταλαμβάνεται από τις εκτροπές δεύτερης τάξης, ενώ οι υψηλότερης τάξης εκτροπές εμφανίζονται σε μικρότερο μέγεθος και είναι περίπου συμμετρικές στα δύο μάτια [3]. Στις μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης (έως δεύτερης) ανήκουν τα απλά διαθλαστικά σφάλματα, όπως προαναφέρθηκαν, όπως η μυωπία, η υπερμετρωπία και ο αστιγματισμός. Η ύπαρξη των απλών διαθλαστικών σφαλμάτων επηρεάζει την ακριβή εστίαση των ακτίνων πάνω στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδή και κατά συνέπεια την ευκρίνεια του ειδώλου. Όσο μεγαλύτερο ποσό ενός απλού διαθλαστικού σφάλματος έχει ένα άτομο τόσο περισσότερο επηρεάζεται η ευκρίνεια του ειδώλου. Το φαινόμενο αυτό είναι περισσότερο αισθητό στον αστιγματισμό, ο οποίος λόγω της φύσης του διορθώνεται πιο δύσκολα με τα υπάρχοντα μεσα. Στις μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης, αναφέρονται οι παραμορφώσεις που υφίστανται οι φωτεινές ακτίνες όταν διέρχονται μέσα από ένα οπτικό σύστημα, στο οποίο έχουν διορθωθεί τα απλά διαθλαστικά σφάλματα. Σε αυτές ανήκουν η σφαιρική εκτροπή, το κόμα, η παραμόρφωση πεδίου και η καμπύλωση πεδίου.

- Η *σφαιρική εκτροπή* (Εικόνα 9) είναι το φαινόμενο κατά το οποίο οι ακτίνες που διαθλώνται σε διαφορετικά ύψη μιας σφαιρικής επιφάνειας, τέμνουν τον οπτικό άξονα σε διαφορετικά σημεία. Έτσι, οι διερχόμενες από την επιφάνεια ακτίνες δν σχηματίζουν σημειακή εστία αλλά μια κηλίδα. Υπάρχει η θετική και η αρνητική σφαιρική εκτροπή. Θετική είναι όταν οι ακτίνες από την περιφέρεια της σφαιρικής επιφάνειας εστιάζονται πιο μπροστά από τις κεντρικές και αρνητική όταν συμβαίνει το αντίθετο, δηλαδή οι περιφερικές ακτίνες εστιάζονται πιο μακριά από τις κεντρικές. Η σφαιρική εκτροπή είναι θετική στον κερατοειδή και στον φακό είναι αρνητική σε κατάσταση μη προσαρμογής, ενώ όσο προσαρμόζουμε σε κοντινά αντικείμενα τόσο μεταβάλλεται προς αρνητική, ώστε να εστιαστεί καλύτερα το είδωλο. Δηλαδή, υπάρχει μια ανταγωνιστική δράση εκτροπών φακού-κερατοειδή με στόχο την καλύτερη δυνατή εστίαση της εικόνας στον αμφιβληστροειδή και την μικρότερη παραμόρφωση.



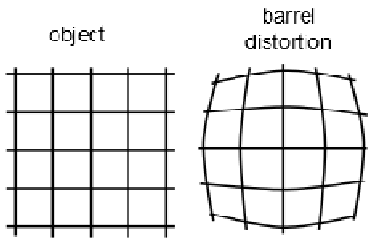

**Εικόνα 9:** Σφαιρική εκτροπή

- Το κόμα ή κόμη (Εικόνα 10) μπορεί να οριστεί ως η απόκλιση, που συμβαίνει σε μια δέσμη ακτίνων όταν αυτές διέρχονται από σημείο του φακού, που σχηματίζει γωνία με τον οπτικό άξονα. Είναι μια “παρά τον άξονα” οπτική εκτροπή. Η απεικόνιση της δέσμης έχει το σχήμα κομήτη, διότι οι ακτίνες που διέρχονται (υπό γωνία) από το κέντρο του φακού εστιάζονται πάνω στις ακτίνες που διέρχονται από την περιφέρεια αυτού.

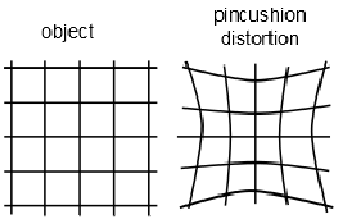



**Εικόνα 10:** Κόμα ή κόμη

- Η *παραμόρφωση πεδίου* (Εικόνα 11) αφορά την ανικανότητα ενός φακού (ή συστήματος) να αναπαράγει, σε σχήμα, ένα είδωλο που είναι πιστό αντίγραφο του αντικειμένου. Τα σημεία του ειδώλου μπορεί να είναι σε ακριβή εστίαση στο σωστό επίπεδο του ειδώλου, το οποίο θα είναι επίπεδο αν όλες οι άλλες εκτροπές έχουν εξαλειφθεί αλλα εξαιτίας της παραμόρφωσης θα καταλαμβάνουν θέσεις είτε κοντύτερα, είτε μακρύτερα του άξονα από ότι οι ιδανικές τους θέσεις. Δηλαδή, η παραμόρφωση δημιουργείται επειδή η γραμμική μεγέθυνση ενός φακού δεν είναι ομοιόμορφη σε όλη την επιφάνειά του.




(α΄)

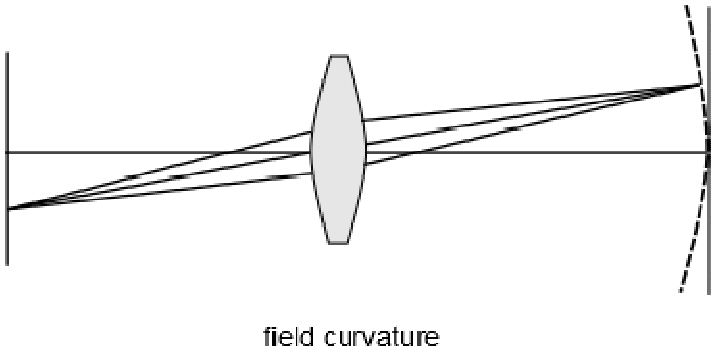



(β')

**Εικόνα 11:** (α') Βαρελοειδής παραμόρφωση και (β') παραμόρφωση μηνίσκου

- Η *καμπύλωση πεδίου* είναι η ικανότητα ενός οπτικού συστήματος να εστιάζει τα σημεία του ειδώλου σε μια καμπύλη επιφάνεια. Πιο αναλυτικά, όταν ασχολούμαστε με παραξονικό σύστημα συμπεραίνεται ότι ένας φακός ή ένα σύστημα φακών παράγει μια επίπεδη εικόνα ή ένα επίπεδο αντικείμενο. Στην πραγματικότητα όμως όλα τα σημεία ενός ειδώλου βρίσκονται σε μια καμπύλη επιφάνεια και το είδωλο ενός επίπεδου αντικειμένου θα είναι πραγματικά καμπύλο όπως φαίνεται στην Εικόνα 12. Η καμπύλη αυτή επιφάνεια καλείται επιφάνεια Petzval. Σε έναν 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 πάνω σ επίπεδη επιφάνεια. Προκειμένου να εστιαστούν ακριβώς όλα τα σημεία του αντικειμένου, η επιφάνεια πρέπει να είναι κυρτή.

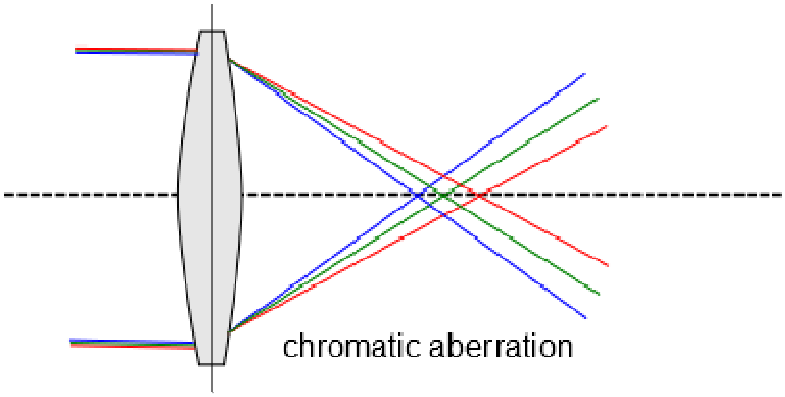
Οι μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης μετρώνται με την κλινική διάθλαση και με τα αυτόματα διαθλασίμετρα. Η αρχή των διαθλασίμετρων βασίζεται σε διάφορες διαθλαστικές μεθόδους. Οι συσκευές που μετρούν ταυτόχρονα τις μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής και υψηλής τάξης λέγονται αμπερόμετρα ή εκτροπόμετρα και η αρχή τους βασίζεται στη μέτρηση του σφάλματος του κυματομετώπου (wavefront).




**Εικόνα 12:** Καμπύλωση πεδίου

### Χρωματικές εκτροπές

Οι χρωματικές εκτροπές (Εικόνα 13) οφείλονται στο γεγονός ότι ο δείκτης διάθλασης εξαρτάται από το μήκος κύματος, οπότε κάθε μήκος κύματος έχει διαφορετική εστία. Το λευκό φως αποτελείται από ακτινοβολίες με διάφορα μήκη κύματος (πολυχρωματικό) και όταν περνάει μέσα από έναν σφαιρικό φακό, η διάθλαση που υφίστανται οι διάφορες ακτινοβολίες που το συνιστούν διαφέρει και το φως αναλύεται. Οι ακτίνες με μικρό μήκος σχηματίζουν εστία πιο κοντά στο φακό και οι ακτίνες με μεγάλο μήκος κύματος πιο μακριά. Έτσι, δεν σχηματίζεται σημειακή εστία αλλά μια έγχρωμη κηλίδα. Οι περισσότερο διαθλώμενες ακτίνες είναι οι ιώδεις και οι λιγότερο οι ερυθρές. Οι χρωματικές εκτροπές προκαλούν θόλωση στο είδωλο ακόμα και όταν το σύστημα είναι διορθωμένο από τα απλά διαθλαστικά σφάλματα [4].

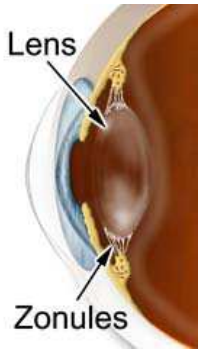



**Εικόνα 13:** Χρωματικές εκτροπές

## 1.3 Ανατομία κρυσταλλοειδούς φακού

Ο κρυσταλλοειδής φακός αποτελεί μαζί με τον κερατοειδή ένα από τα σημαντικότερα διαθλαστικά μέσα του οφθαλμού, καθώς λειτουργία του είναι να εστιάζει με ευκρίνεια τις φωτεινές ακτίνες πάνω στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Οι καμπυλότητες των επιφανειών του αυξάνονται ώστε οι γηραιότεροι φακοί να διαθέτουν μεγαλύτερη διαθλαστική ισχύ. Βρίσκεται πίσω από την ίριδα και μπροστά από το υαλώδες σώμα. Έχει σχήμα δίσκου, με μεγαλύτερη κυρτότητα στην οπίσθια πλευρά του. Η διάμετρος του ισημερινού του (που αποτελεί την μεγαλύτερη περιφέρειά του) είναι περίπου 10mm, ενώ το πάχος του κατά μήκος

του οπτικού άξονα κυμαίνεται μεταξύ των 3.5mm και 5mm, ανάλογα με την ηλικία και την κατάσταση προσαρμογής. Εξωτερικά, περιβάλλεται από το περιφάκιο που περικλείει το κυρίως σώμα του φακού, δηλαδή το φακικό επιθήλιο, το φλοιό και τον πυρήνα. Το περιφάκιο συνδέεται στο επίπεδο του ισημερινού μέσω ινών διαμέτρου 5μm - 30μm (ίνες της Ζιννείου ζώνης) με το ακτινωτό σώμα και έτσι ο φακός συγκρατείται πίσω από την ίριδα (Εικόνα 14). Ο φακός είναι διαφανής λόγω της έλλειψης αιμοφόρων αγγείων σε όλη την έκτασή του και ιστολογικά αποτελείται μόνο από επιθηλιακά κύτταρα τα οποία είναι κανονικά διατεταγμένα, γεγονός στο οποίο οφείλει την ελαχιστοποίηση των φαινομένων διάχυσης, αλλά και το χαρακτηρισμό κρυσταλλοειδής.




**Εικόνα 14:** Η θέση του φακού και η σύνδεση με τις ίνες της ζιννείου ζώνης

Οι ίνες του, που παράγονται από τα επιθηλιακά του κύτταρα, αναγεννώνται αλλά δεν αντικαθίστανται, με αποτέλεσμα με την πάροδο των ετών να χάνει την ελαστικότητά του, άρα και τη ικανότητα προσαρμογής του. Λόγω αυτού, στις μεγαλύτερες ηλικίες εμφανίζεται πρεσβυωπία. Επίσης οποιαδήποτε διάσπαση της δομής των φακικών ινών ή καταστροφή των πρωτεϊνών μέσα σε αυτές μπορεί να καταστρέψει την διαφάνεια του φακού, διαδικασία που είναι γνωστή ως καταρρακτογένεση.

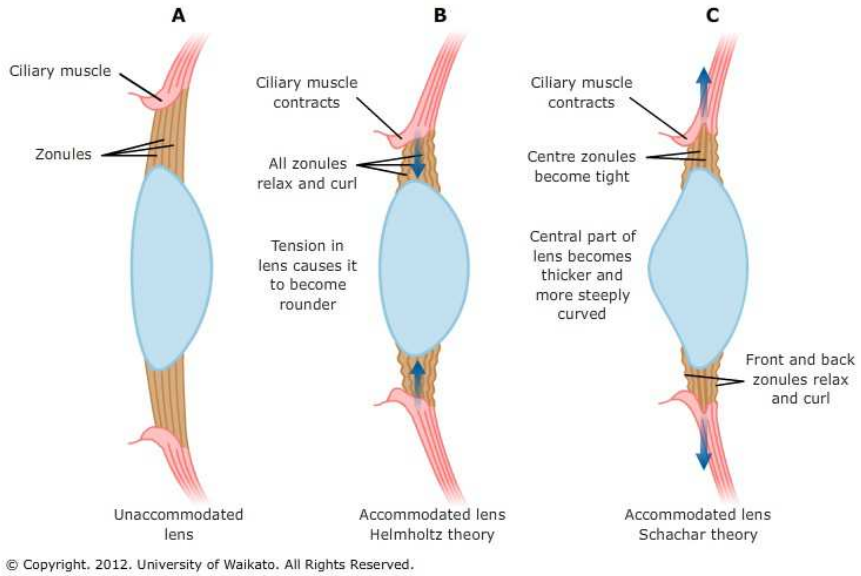
### 1.3.1 Μηχανισμός προσαρμογής

Η προσαρμογή αναφέρεται στην λειτουργία κατά την οποία πραγματοποιείται ένας κύκλος ελάχιστης σύγχυσης και επιτυγχάνεται η διατήρηση ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή μέσω κατάλληλης αλλαγής της διοπτρικής ισχύς του κρυσταλλοειδούς φακού. Με αυτόν τον τρόπο μεγιστοποιείται η αντίθεση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Κατά την παρατήρηση ενός μακρινού αντικειμένου, το αμφιβληστροειδικό είδωλο είναι καλά εστιασμένο. Για ευκρινή διάκριση

αντικειμένων σε κοντινές αποστάσεις ο οφθαλμός πρέπει να αλλάξει το σημείο εστίασης, αυξάνοντας την διαθλαστική του ισχύ.

## Θεωρίες προσαρμογής

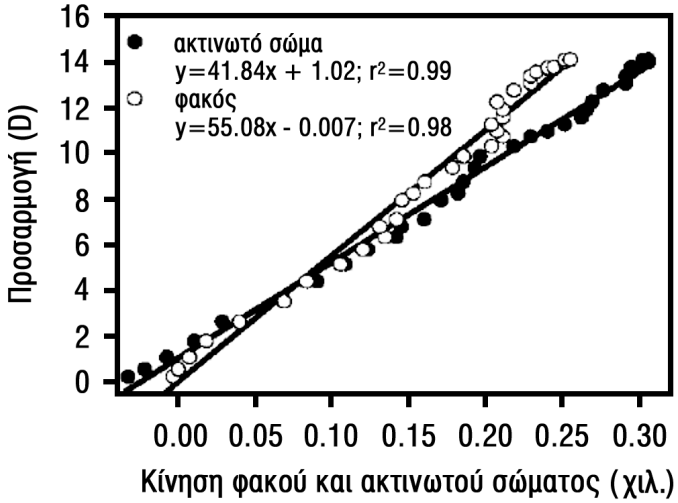
Η γνώση που υπάρχει σήμερα σχετικά με το μηχανισμό προσαρμογής στηρίζεται στη θεωρία του *Helmholtz* (1856). Όταν κοιτάμε μακριά, το ακτινωτό σώμα είναι χαλαρωμένο και η μεγάλη διάμετρος της ακτινωτής απόφυσης διατηρεί τις ίνες της ζιννείου ζώνης τεταμένες. Αν και δν έχει διευκρινθεί με ποιο τρόπο η συστολή του ακτινωτού μυός επηρεάζει την πίεση που ασκούν οι ίνες στο φακό είναι γνωστό ότι αυτές οι ίνες επισυνάπτονται στον ισημερινό, στο πρόσθιο και οπίσθιο μέρος του περιφακίου. Το αποτέλεσμα των δυνάμεων τάνυσης που ασκούν οι ίνες στο ελαστικό περιφάκιο, το οποίο αποτελεί το "καλούπι" του φακού, είναι η μείωση στην καμπυλότητα των επιφανειών, τη διάμετρο (απόσταση μεταξύ των δύο ισημερινών) και το πάχος του φακού (σε σύγκριση με την in vitro φυσιολογική μορφή του). Κατά την προσαρμογή ο ακτινωτός μυς συσπάται, μειώνοντας τη διάμτερο της ακτινωτής απόφυσης (κατά περίπου 1.6mm), με αποτέλεσμα να υποχωρεί η πίεση στις ίνες της ζιννείου ζώνης, οι οποίες χαλαρώνουν. Έτσι, το ελαστικό περιφάκιο και ο φακός ανακτούν την πιο κυρτή φυσιολογική τους μορφή, δηλαδή, αυξάνεται η κυρτότητα της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας, αυξάνεται το πάχος του φακού ενώ η πρόσθια επιφάνεια μετατοπίζεται προς τα εμπρός, πλησιάζοντας τον κερατοειδή (η οπίσθια επιφάνεια παραμένει σχεδόν στην ίδια θέση). Το συνολικό αποτέλεσμα, είναι η αύξηση της διοπτρικής ισχύος του φακού, απαραίτητη για την εστίαση κοντινών αντικειμένων. Όταν ο ακτινωτός μυς χαλαρώνει, αφότου παύει η προσαρμοστική προσπάθεια, η ένταση των ινών της ζιννείου ζώνης στον ισημερινό του φακού αυξάνεται και πάλι [5].




**Εικόνα 15:** Θεωρίες προσαρμογής κατά Helmholtz (μεσαία) και κατά Schachar (δεξιά)

Ακόμα μία θεωρία, αυτή του *Schachar* αναφέρει ότι, υπάρχουν τρία είδη ινών ζιννείου ζώνης (πρόσθιες, οπίσθιες και ισημερινού). Όπως μελετήθηκαν σε πιθήκους, οι μεν πρόσθιες και οπίσθιες ίνες είναι συνδεδεμένες με τον οπίσθιο μέρος του ακτινωτού σώματος (pars plana) ενώ οι ίνες από τον ισημερινό συνδέονται στο πρόσθιο ακτινωτό σώμα (pars plicata) και υπάρχει ανταγωνιστική δράση μεταξύ του τμήματος του ισημερινού και των δύο άλλων τμημάτων. Έτσι κατά την παρατήρηση μακρινών αντικειμένων, η πιο επίπεδη μορφή του φακού που δεν βρίσκεται σε προσαρμογή, επιτυγχάνεται με την χαλάρωση των ινών του ισημερινού και αύξηση της τάσης των άλλων δύο ομάδων των ινών, ενώ κατά την προσαρμογή η τάση των ινών του ισημερινού αυξάνεται σε αντίθεση με τις υπόλοιπες ίνες που χαλαρώνουν. Με άλλα λόγια δεν υπάρχει κάποια κατάσταση κατά την οποία όλες οι ίνες να είναι σε πλήρη χαλάρωση, καθώς επίσης οι ίνες του ισημερινού πιστεύεται ότι αποτελούν τον κινητήριο ενεργό μετατροπέα κατά την δράση της προσαρμογής, με τις πρόσθιες και οπίσθιες ομάδες ινών να σταθεροποιούν την δράση αυτής. Η άποψη αυτή οδηγούσε στο συμπέρασμα ότι η περιοχή του ισημερινού του φακού μετακινείται προς το σκληρό (και η διάμετρος του φακού αυξάνεται) κατά τη διάρκεια της προσαρμογής. Πιο πρόσφατες έρευνες όμως αμφισβήτησαν τα ερευνητικά αποτελέσματα του Schachar, αποδεικνύοντας ότι κατά την προσαρμογή τόσο ο φακός

όσο και το ακτινωτό σώμα μετακινούνται μακριά από το σκληρό χιτώνα, ενώ ταυτόχρονα επέρχεται μείωση στη διάμετρο του φακού [6].



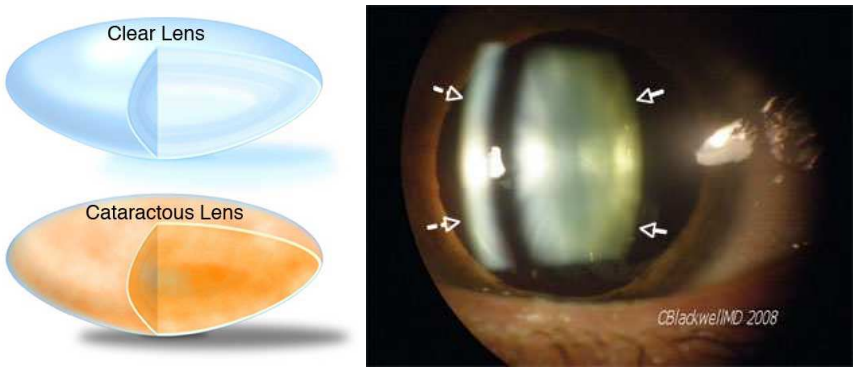

**Εικόνα 16:** Κίνηση του φακού και του ακτινωτού σώματος που παρατηρείται σε ένα 6χρονο πίθηκο κατά την προσαρμογή (η οποία επιτεύχθηκε με τη χρήση παρασυμπαθητικών φαρμάκων). Είναι προφανές ότι ο ισημερινός του φακού και το ακτινωτό σώμα μετακινούνται κατά την ίδια κατεύθυνση (μακριά από το σκληρό χιτώνα), ενώ υπάρχει γραμμική σχέση μεταξύ του ποσού μετακίνησης και της προσαρμογής. Οι κινήσεις καταγράφηκαν με τη μέθοδο βιντεο-γωνιοσκοπίας (από Glasser and Kaufman, 1999).

# Κεφάλαιο 2ο

# Καταρράκτης και ενδοφακοί

## 2.1 Γήρανση του φακού - Καταρράκτης

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 προοδευτικό χρωματισμό του φακού, ο οποίος παίρνει ένα κίτρινο ή καφέ χρώμα με την πάροδο της ηλικίας (Εικόνα 17).




**Εικόνα 17:** *Αριστερά*: Υγιής (πάνω) και καταρρακτικός (κάτω) φακός *Δεξιά*: Καταρρακτικός φακός όπως φαίνεται μέσω της λυχνίας. Καθώς η δέσμη έρχεται υπό γωνία από τα αριστερά, πρώτα απεικονίζεται ο κερατοειδής (διακεκομένα βελάκια), στη συνέχεια το μαύρο κενό αντιστοιχεί στον πρόσθιο θάλαμο και τέλος φωτίζεται η περιοχή του φακού (συνεχή βελάκια).

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 [7].

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 τους πρεσβύωπες ικανούς να διαβάσουν χωρίς γυαλιά, κατάσταση που αναφέρεται ως “δεύτερη όραση”.

### 2.1.1 Θεραπεία καταρράκτη

Η θεραπεία του καταρράκτη επιτυγχάνεται με χειρουργική επέμβαση και συνίσταται στην αφαίρεση του καταρρακτικού φακού με σκοπό, την ανεμπόδιστη οδό προσπέλασης των φωτεινών ακτίνων στον αμφιβληστροειδή. Προϋπόθεση για την επέμβαση, είναι ο ασθενής να παρουσιάζει τα συμπτώματα (φωτεινές ανακλάσεις λόγω διάχυσης φωτός (glare), παραμόρφωση, μεταβαλλόμενη χρωματική αντίληψη, όψιμη μυωπία) 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 επεμβάσεων στην χειρουργική του καταρράκτη [7]:

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

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.

## 2.2 Ενδοφακοί (Intraocular lenses - IOLs)

Ενδοφακοί, 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 αμετρωπίας (φακικοί ενδοφακοί – PIOL), είτε έπειτα από επέμβαση καταρράκτη [8]. 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 εμμετρωπία ή αμετρωπία. Αν δεν υπάρχει διαθέσιμο μηχάνημα, τότε ο χειρουργός συμβουλεύεται ειδικούς πίνακες. Η δύναμη του ενδοφακού, όπως υπολογίζεται με το μηχάνημα της βιομετρίας, καθιστά το μάτι εμμετρωπικό στο βαθμό βέβαια που αυτό επιτυγχάνεται. Συχνά, είναι επιθυμητός κάποιος βαθμός μετεγχειρητικής αμετρωπίας, 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.

### 2.2.1 Είδη ενδοφακών

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

sulcus,) καθώς και την λειτουργικότητά τους (monofocal, multifocal, accommodative), κοκ [9].

**Υλικά κατασκευής ενδοφακών**

Τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά των ενδοφακών είναι: η πυκνότητα, ο δείκτης διάθλασης, η οπτική διάδοση, η σταθερότητα των διαστάσεων, οι μηχανικές προδιαγραφές, η βιοσυμβατότητα και η χημική σταθερότητα [10]. Τα πρώτα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή των ενδοφακών, ήταν θερμοπλαστικά υλικά, όπως το PMMA (υδρόφοβα ή υδρόφιλα πολυμερή–polymethylmetacrylate), το οποίο είναι ένα πολυμερές του μεθακρυλικού μονομερούς. Είναι ελαφρύ υλικό, ανθεκτικό και μη αναδιπλούμενο. Είναι άμορφο, διαφανές και άχρωμο (Εικόνα 18). Έχει δείκτη διάθλασης 1.49-1.50 και μεταδίδει το 92% του προσπίπτοντος φωτός. Είναι αδιάλυτο στο νερό και ανθίσταται στα έλαια, τα λίπη και σε αραιά διαλύματα οξέρων και βάσεων. Οι φακοί PMMA είναι άκαμπτοι φακοί και για την εισαγωγή τους απαιτείται μεγάλη τομή 6-8 mm.

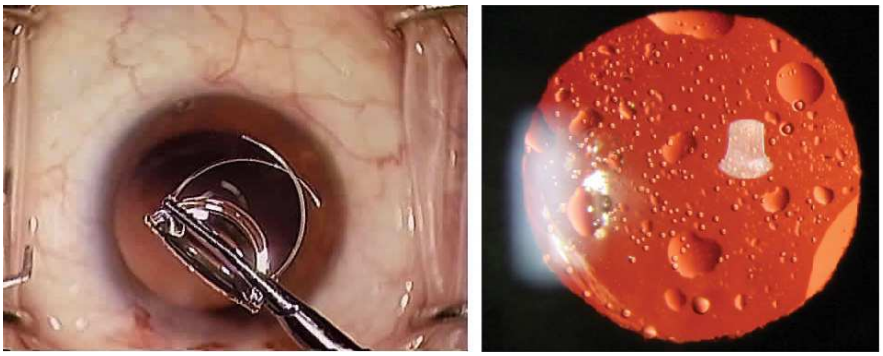
**Εικόνα 18:** Αριστερά: MO/P-006 Οπισθίου θαλάμου (PMMA) Δεξιά: MO/P-AC01 Προσθίου θαλάμου (PMMA)

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. Μπορούμε να διακρίνουμε τρεις μεγάλες οικογένειες εύκαμπτων ενδοφακών σιλικόνης:

- ενδοφακούς σιλικόνης ενός τμήματος
- ενδοφακούς τριών τμημάτων με απτικά από πολυπροπυλένιο και
- ενδοφακούς με απτικά από PMMA

Ένα μειονέκτημα των φακών σιλικόνης, είναι ότι καταστρέφονται όταν έρθουν σε επαφή με λάδι σιλικόνης. Σε ασθενείς με ενδοφακό σιλικόνης που υποβλήθηκαν σε υαλοειδεκτομή και ένθεση σιλικόνης στην υαλοειδική κοιλότητα, παρατηρήθηκε προσκόλληση της σιλικόνης στην επιφάνεια του ενδοφακού, με αποτέλεσμα τη δημιουργία οπτικών διαταραχών και την αδυναμία ελέγχου του βυθού. Για τον λόγο αυτό, δεν θα πρέπει να χρησιμοποιούνται σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε επέμβαση οπισθίων μορίων ή που έχουν αυξημένες πιθανότητες να υποβληθούν, όπως για παράδειγμα οι διαβητικοί [11]. Οι εναποθέσιες και οι σταγόνες της σιλικόνης στην επιφάνεια των ενδοφακών είναι σταθερές και δύσκολο να απομακρυνθούν (Εικόνα 19).

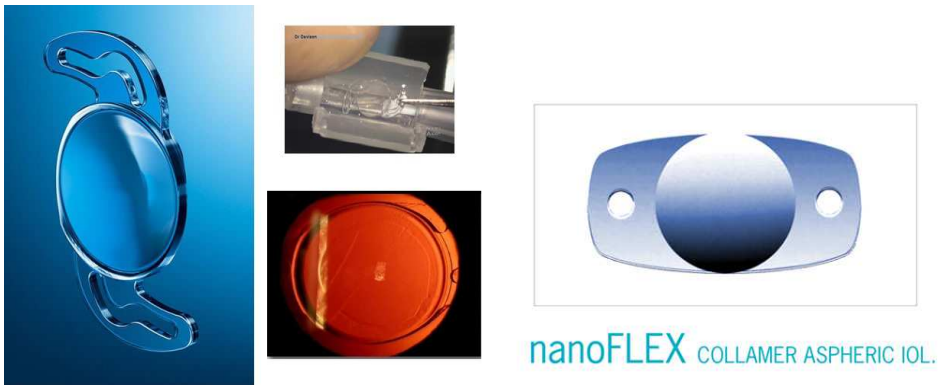
Άλλα υλικά, όπως οι υδροπηκτές και τα ακρυλικά έχουν χρησιμοποιηθεί εξ' ίσου. Τα συμπολυμερή που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των ακρυλικών εύκαμπτων ενδοφακών αποτελούνται από τρισδιάστατες αλυσίδες που έχουν συντεθεί από έναν εστέρα του ακρυλικού και του μεθακρυλικού οξέος. Ο δείκτης διάθλασής τους είναι ο υψηλότερος μεταξύ των ενδοφακών οπισθίου θαλάμου. Αν και είναι εύκαμπτοι διατηρούν πολλά από τα πλεονεκτήματα των PMMA ενδοφακών, όπως η άριστη οπτική ποιότητα. Λόγω της τρισδιάστατης διάταξης των αλυσίδων τους, οι συγκεκριμένοι ενδοφακοί επανέρχονται στη μορφή και στις αρχικές διαστάσεις τους μετά την εμφύτευσή τους στον οφθαλμό. Εκπτύσσονται πιο αργά από τους εύκαμπτους ενδοφακούς σιλικόνης, όπως επίσης είναι πιο μαλακοί και λεπτοί από αυτούς. Ήπια άσκηση πίεσης επί της επιφάνειάς τους αρκεί για να αλλάξει το σχήμα τους. Παρόλα αυτά, οι επιφάνειές τους είναι εύθραυστες και οι χειρισμοί αναδίπλωσης και ένθεσης μπορεί να προκαλέσουν μόνιμα σημάδια.



**Εικόνα 19:** Αριστερά: Ενδοφακός σιλικόνης διπλωμένος κατά μήκος του μικρού άξονα των απτικών τμημάτων Δεξιά: Εναποθέσεις και σταγόνες σιλικόνης στην επιφάνεια του ενδοφακού.

Το PHEMA είναι η συνηθέστερα χρησιμοποιούμενη υδροπηκτή για την κατασκευή ενδοφθάλμιων φακών. Η περιεκτικότητά της σε νερό είναι 38%. Η υδροφιλία υλικών όπως το PHEMA σχετίζεται με την παρουσία ομάδων υδροξυλίου (OH-) που επιτρέπουν την απορρόφηση νερού στο δίκτυο του πολυμερούς. Το δίκτυο αυτό είναι άκαμπτο στην ξηρά κατάσταση και γίνεται εύκαμπτο σε υδάτινο περιβάλλον. Τα μόρια νερού προσδίδουν πλαστικότητα στο υλικό και το κάνουν εύκαμπτο.

Οι collamer φακοί, είναι τελευταίας τεχνολογίας φακοί και αποτελούν μείγμα κολλαγόνου και σιλικόνης, έχουν υψηλό δείκτη διάθλασης και τέλεια βιοσυμβατότητα (Εικόνα 20). Η περιεκτικότητα τους σε νερό είναι ~34%. Επιπλέον, αυτοί οι φακοί είναι πολύ λεπτοί κυρίως στο οπτικό της τμήμα και έτσι επιτρέπουν την εμφύτευσή τους μέσω μικρών τομών 3.2mm.




**Εικόνα 20 :** Αριστερά: Υδρόφιλος ενδοφακός υδρογέλης (Rayner C-flex), Δεξιά: Collamer ενδοφακός

## 2.2.2 Τοποθέτηση ενδοφακών

Η θέση όπου θα τοποθετηθεί κάθε φορά ο ενδοφακός, είναι πολύ σημαντική για την τελική οπτική απόδοση και για την μέγιστη σταθερότητά του. 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.

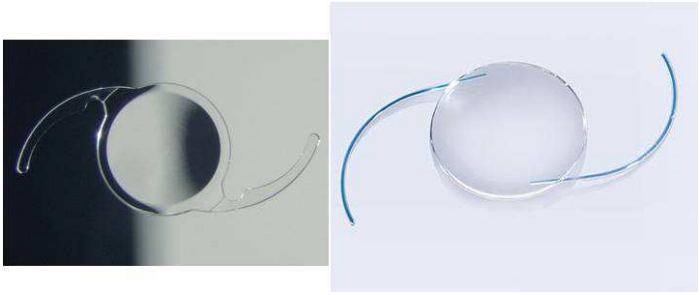
Μια εναλλακτική θέση, είναι η τοποθέτηση του ενδοφακού στον πρόσθιο θάλαμο. Αυτοί οι φακοί είναι κατασκευασμένοι συνήθως από εύκαμπτα υλικά όπως σιλικόνη ή ακρυλικό και η τοποθέτησή τους είναι σχετικά εύκολη, καθώς εισάγονται από μικρές τομές. Χαρακτηρίζονται από εύκαμπτα απτικά τμήματα που σέβονται τις δομές της γωνίας.

Έπειτα από πρόσθια καψουλόρηξη, ή εφόσον υπάρχει αμελής καταστροφή της οπίσθιας κάψας κατά την οπίσθια καψουλόρηξη, 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. 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.

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 (haptics) μπορεί να ποικίλουν σε αριθμό. 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, στους οποίους το οπτικό τμήμα αποτελείται από διαφορετικό υλικό από εκείνο των απτικών τμημάτων τμήμα και παρουσιάζουν αρθρωτά τμήματα (Εικόνα 21).



**Εικόνα 21 :** Αριστερά: One-piece ενδοφακός, Δεξιά: Three-piece ενδοφακός.

### 2.2.3 Τύποι ενδοφακών

Πρώτος ο Sir Harold Ridley με τη βοήθεια της εταιρείας Rayner σχεδιάζει έναν ενδοφακό οπισθίου θαλάμου χρησιμοποιώντας ως υλικό polymethylmethacrylate (PMMA), το οποίο όπως είχε διαπιστωθεί ήταν καλά ανεκτό [12]. Σήμερα υπάρχουν αρκετά σχέδια ενδοφακών:

**Μονοεστιακοί ενδοφακοί (Monofocal)**: παρόλο που προσφέρουν εξαίρετα 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 ισχύ 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 [13]. Πριν την επέμβαση κρίνεται απαραίτητο οι ασθενείς να υποβληθούν σε τεστ ανοχής με τη χρήση φακών επαφής.

**Πολυεστιακοί ενδοφακοί (Multifocal)**: 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. Οι εστίες αυτές, μακρινή-κοντινή, έχουν διαφορά μεταξύ τους 3.5-4 διοπτρίες, ανάλογα με την κατασκευή του φακού, γεγονός στο οποίο οφείλεται η μικρή επιρροή, στην οπτική απόδοση, της μιας εστίας στην άλλη. Στην περίπτωση που 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.

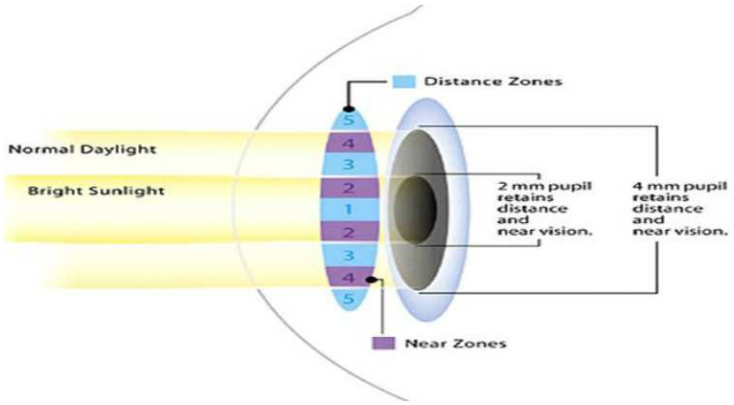
Έχουν χρησιμοποιηθεί τρεις βασικές αρχές της οπτικής, στην δημιουργία των πολυεστιακών ενδοφακών [14]:

- διαθλαστικοί πολλαπλών ζωνών (refractive)
- περιθλαστικοί (diffractive)
- και ασφαιρικοί (aspheric)

Η μέθοδος των *πολλαπλών διαθλαστικών ζωνών* βασίζεται στην δημιουργία δύο διαφορετικών διαθλαστικών δυνάμεων, που ενσωματώνονται σε δακτυλιοειδείς, ομόκεντρες ζώνες, διαφορετικής διαθλαστικής ισχύος. Συγκεκριμένα, οι πρώτοι ενδοφακοί (Iolab NuVue) είχαν δύο ζώνες διαφορετικής διαθλαστικής ισχύος, μια για να δημιουργεί μια κοντινή εστία και την άλλη για την μακρινή εστία. Εάν η ζώνη η υπεύθυνη για την κοντινή εστίαση είναι η κεντρική, ο φακός λέγεται κυρίαρχος για κοντά, και κυρίαρχος για μακριά στην αντίθετη περίπτωση. Αργότερα κατασκευάστηκαν ενδοφακοί με τρεις ζώνες (Storz Tru Vista, Alcon AcuraSee, Ioptex, Morcher, Pharmacia), με τέσσερις ζώνες, με πέντε ζώνες (Amo Array) και με επτά (Adatomed), που δημιουργούν πάλι δύο εστίες με εναλλαγή των διαθλαστικών ζωνών για την κοντινή και την μακρινή όραση. Ο πιο επιτυχημένος από αυτούς τους φακούς είναι ο Amo Array με τις πέντε ζώνες, ο οποίος εγκρίθηκε από τον Αμερικανικό σύλλογο τροφίμων και φαρμάκων (FDA) το 1997. Αυτός είναι ένας ενδοφακός κυρίαρχος μακριά (η κεντρική ζώνη είναι υπεύθυνη για την μακρινή όραση) με προοδευτικά εναλλασσόμενες ζώνες, που προσφέρουν σταδιακή μετάπτωση από την μακρινή στην κοντινή εστία, γεγονός με το οποίο επιτυγχάνεται και ενδιάμεση όραση.

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, όταν η κόρη έχει τέτοια διάμετρο ώστε να φωτίζεται μόνο η κεντρική ζώνη του φακού, πχ. φωτοπικες συνθήκες, τότε λειτουργεί η μια μόνο εστία (μακρινή ή κοντινή), ανάλογα με το τι έχει επιλεγεί από τον ασθενή, σύμφωνα με τις ανάγκες της δουλειάς και τις καθημερινότητας του. Εάν η κόρη έχει μεγαλύτερη διάμετρο και φωτίζεται μέρος ή όλη η περιφερική ζώνη τότε λειτουργούν και οι δυο εστίες για μακριά και κοντά συγχρόνως.

Το ίδιο συμβαίνει και για τους φακούς με περισσότερες ζώνες, όπου ανάλογα με την διαθλαστική ισχύ των ζωνών που φωτίζονται δημιουργείται πότε η μακρινή ή η κοντινή εστία και πότε και οι δύο. Συνεπώς, η όραση εξαρτάται από τον αριθμό των ζωνών που φωτίζονται από την κόρη και κάθε ζώνη έχει διαφορετική διάμετρο κόρης στην οποία είναι ενεργή (Εικόνα 22). Το γεγονός αυτό επηρεάζει την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου, αφού η διάμετρος της κόρης αλλάζει ανάλογα με τον περιβαλλοντικό φωτισμό και το αντανακλαστικό της προσαρμογής κατά την κοντινή όραση (προσαρμογή-μύση-σύγκλιση των οφθαλμών, μειώνεται η ποιότητα λόγω της μύσης). Έτσι, η κατανομή της ενέργειας του φωτός μεταξύ των δύο εστιών και η ποιότητα των σχηματιζόμενων ειδώλων, ποικίλει ανάλογα με τον σχεδιασμό του φακού (αριθμός ζωνών) και τις περιβαλλοντικές συνθήκες.




**Εικόνα 22 :** Λειτουργία IOL πολλαπλών διαθλαστικών ζωνών συναρτήσει του φωτισμού και του μεγέθους της κόρης

Οι *περιθλαστικοί* ενδοφακοί χαρακτηρίζονται από μια βασική σφαιρική διαθλαστική επιφάνεια, η οποία έχει χωριστεί σε ομόκεντρους περιθλαστικούς 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 σκοτοπικές 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. Το πρόσθιο τμήμα τους, είναι μία

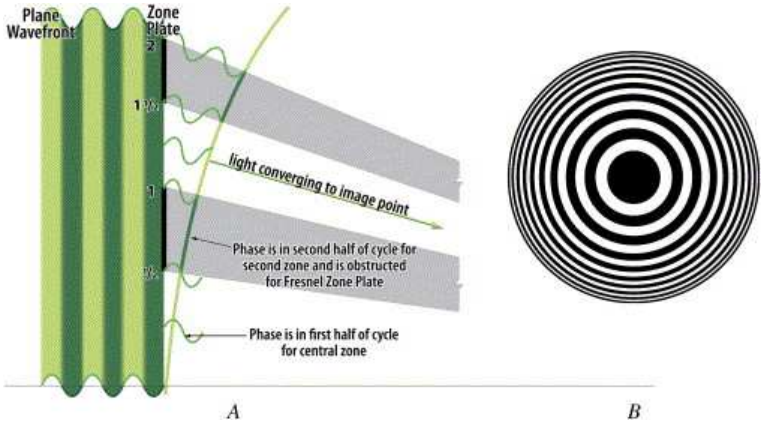
σφαιρική διαθλαστική επιφάνεια και το οπίσθιο είναι μία περιθλαστική επιφάνεια, η οποία δημιουργεί δύο εστίες για μακρινή και κοντινή όραση. Η περιθλαστική επιφάνεια αποτελείται από ομόκεντρους δακτυλίους όπου ο καθένας είναι λεπτότερος από τον επόμενο και εστιάζει το φως προς το κέντρο.

**Περιθλαστική κατασκευή (δίσκος Fresnel)**

Η δημιουργία των ζωνικών φακών μπορεί να ανιχνευτεί στο 1820, όταν ο Augustin Fresnel προσπαθούσε να βελτιώσει τα οπτικά συστήματα των φάρων, τεμαχίζοντας μεγάλους φακούς επιδιώκοντας να μειώσει το ολικό τους βάρος [15]. Το σχέδιο που δημιουργήθηκε πρώτο-χρησιμοποιήθηκε στους φάρους και έγινε γνωστό ως φακός Fresnel. Η βασική ιδέα στηρίζεται στην κατασκευή ενός φακού από εκατοντάδες ομόκεντρους δακτυλίους, όπου ο κάθε ένας είναι λίγο λεπτότερος από τον επόμενο και εστιάζει το φως προς το κέντρο. Η ικανότητα να εστιάζουν βασίζεται στην διαφορετική γωνία διάθλασης που έχει ο κάθε δακτύλιος. Τελικά ενώνοντας όλους τους δακτυλίους δημιουργείται ο Fresnel φακός. Περιέγραψε την κατασκευή στην οποία ένα μέτωπο κύματος μετακινούμενο από αριστερά προς τα δεξιά, μπορεί να χωριστεί σε ζώνες τοποθετώντας, μπροστά από αυτό, ζωνοειδή όρια (φράγματα) στα σημεία που ο οπτικός δρόμος (μήκος πολλαπλασιασμένο με τον δείκτη διάθλασης) αυξάνεται κατά μισό μήκος κύματος. Η αύξηση της απόστασης του οπτικού δρόμου του κύματος, μεταξύ δύο σημείων είναι η θεμελιώδης βάση στην δημιουργία των πολυεστιακών περιθλαστικών ενδοφακών. Αλλά η πρώτη κατασκευή που εστίαζε το φως περιγράφηκε το 1870, πενήντα χρόνια μετά την εμφάνιση της θεωρίας. Τότε ο λόρδος Rayleigh παρατήρησε ότι οι εναλλασσόμενες κατά μισή περίοδο ζώνες, μπορούσαν να μετακινήσουν το φως που βρισκόταν σε συμβολή και να το εστιάσουν και αυτό οδήγησε στην κατασκευή του ζωνοειδή δίσκου Fresnel (Εικόνα 23).

Ο έλεγχος της τοποθέτησης των ορίων των ζωνών προσφέρει σε ένα περιθλαστικό φακό τις δύο κύριες εστίες του και να έχει μεγάλη ευκρίνεια σε αυτές. Μειώνοντας την απόσταση μεταξύ των περιθλαστικών στοιχείων, η περίθλαση του φωτός αυξάνεται, δηλαδή αυξάνεται η απόκλιση του από την αρχική πορεία 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 Fresnel των πολυεστιακών ενδοφακών, ο οποίος μπορεί να εστιάζει το προσπίπτων φως.

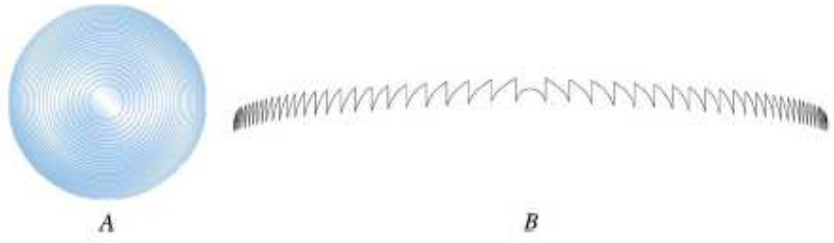



**Εικόνα 23 :** Α. Επίπεδο μέτωπο κύματος που μετακινείται από αριστερά προς τα δεξιά, χωρίζεται σε ζώνες μέσω της χρήσης ομόκεντρων περιθλαστικών ζωνών με ακτίνα προσαυξανόμενη κατά μισό μήκος κύματος, Β. Δίσκος Fresnel

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, η οποία ακολουθεί παράλληλη πορεία. Οι αμέσως επόμενες αυτής, μια δεξιά και μια αριστερά, λέγονται ακτίνες πρώτης τάξης, οι επόμενες δεύτερης και ούτω κάθε εξής. Αυτές οι ακτίνες εστιάζονται πιο κοντά από την κεντρική ακτίνα. 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 ενδιάμεσες εστίες. Κατανέμοντας κατάλληλα τις διαστάσεις των 20-30 ομόκεντρων δακτυλίων-ζωνών (Εικόνα 24), το 41% του φωτός, που περιθλάται, βρίσκεται σε φάση και εστιάζεται στην κοντινή εστία, ένα άλλο 41% βρίσκεται σε φάση και εστιάζεται στην μακρινή εστία και το υπόλοιπο 18% χάνεται σε υψηλότερες τάξεις περίθλασης. Η περιθλαστική κατασκευή (δίσκος Fresnel) συνδυάζεται με μια διαθλαστική πλατφόρμα, που προσφέρει την διοπτρική ισχύ του φακού. ‘Ετσι, η διοπτρική ισχύς των εστιών, προκύπτει από τον συνδυασμό της ισχύος της πρόσθιας περιθλαστικής επιφάνειας με την οπίσθια διαθλαστική [16].

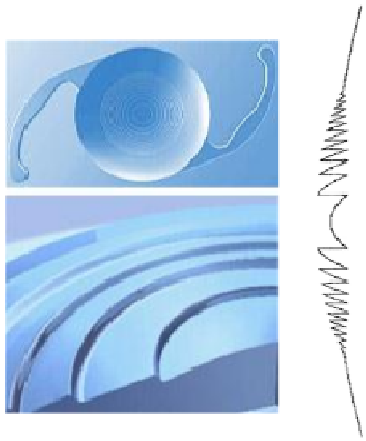
Η εντύπωση του βραδινού θάμβους και των στεφανιών γύρω από φωτεινές πηγές, είναι μια συνήθης κλινική παρατήρηση των περιθλαστικών πολυεστιακών ενδοφακών [16]-[18]. Αυτό συμβαίνει διότι με την αύξηση της διαμέτρου της κόρης

εισέρχονται στο οπτικό πεδίο περισσότεροι περιθλαστικοί κύκλοι οι οποίοι δημιουργούν ενδιάμεσες εστίες και κυκλικά είδωλα γύρω από τις κύριες εστίες. Το θάμβος οράσεως είναι αισθητό γιατί με την μείωση του περιβαλλοντικού φωτισμού ακόμα λιγότερο φως κατανέμεται στις εστίες, σε συνδυασμό με τις εκτροπές οι οποίες αυξάνονται με την διάμετρο της κόρης.



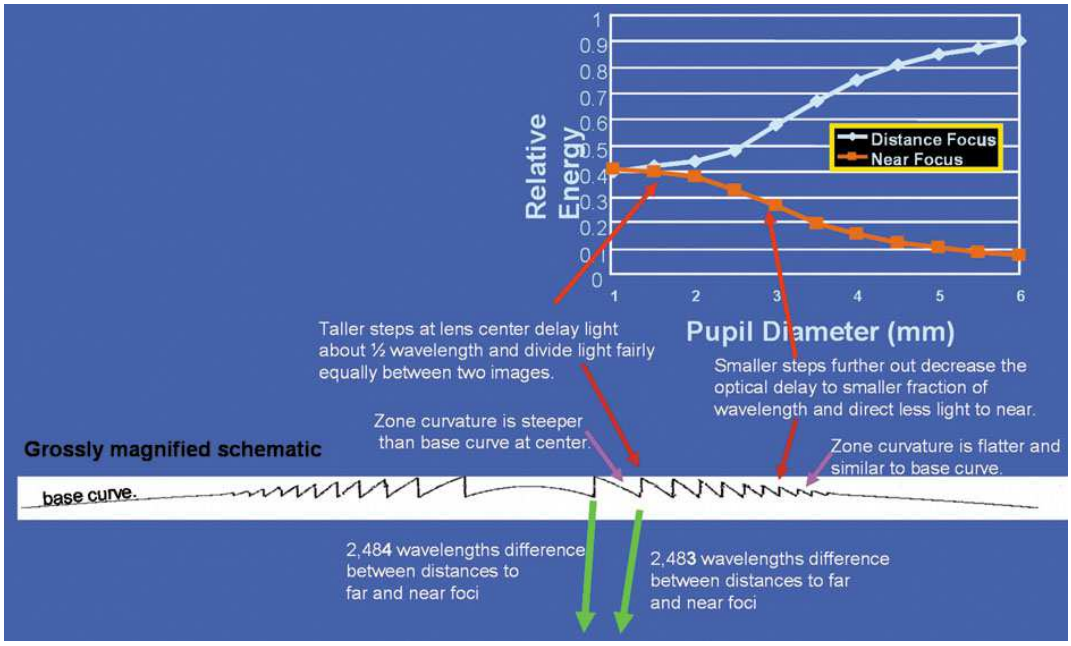

**Εικόνα 24 :** Α. Σχηματική απεικόνιση ενός full-optic περιθλαστικού ενδοφακού, Β. Η επιφάνεια σε μεγέθυνση

Στους νέους φακούς αυτό καταλαμβάνει μικρότερη έκταση, όπως στον ReSTOR, όπου αυτό το φράγμα έχει τέτοια κατασκευή ώστε να μειώνονται αυτά τα φαινόμενα. Ο συγκεκριμένος πολυεστιακός ενδοφακός έχει ειδική σχεδίαση, που συνδυάζει μια περιθλαστική και μια διαθλαστική επιφάνεια. Η περιθλαστική επιφάνεια καταλαμβάνει διάμετρο 3,6mm από τα 6,0mm ολόκληρου του φακού και ο υπόλοιπος καλύπτεται από την διαθλαστική επιφάνεια (Εικόνα 25). Ο συνδυασμός περιθλαστικής με διαθλαστική επιφάνεια έχει σκοπό να ελέγξει καλύτερα την κατανομή της φωτεινής ενέργειας μεταξύ των δύο εστιών και να μειώσει τα ανεπιθύμητα οπτικά φαινόμενα. Για να επιτευχθεί αυτό έχει μια μοναδική κατασκευή στην περιθλαστική του επιφάνεια που λέγεται apodization [19].



**Εικόνα 25 :** ReSTOR apodized refractive IOL

Περιγράφει την αλλαγή στις ιδιότητες του φακού ή στην λειτουργία του από το κέντρο αυτού προς την περιφέρεια, με έναν ακτινικό τρόπο και εκφράζει την αλλαγή της πυκνότητας της φωτεινής ενέργειας γύρω από ένα απεικονιζόμενο σημείο, η οποία ελαττώνεται σταδιακά. Η ιδιότητα αυτή καθορίζεται από την σταδιακή μείωση του ύψους των κυκλικών ομόκεντρων περιθλαστικών βημάτων από το κέντρο του φακού προς την περιφέρεια του, που οδηγεί στην συνεχή ισορροπία της ενέργειας του φωτός μεταξύ των δύο πρωταρχικών εστιών. Αυτό χωρίζει ισομερώς την φωτεινή ενέργεια στις δύο πρωταρχικές εστίες, διανέμοντας το 41% αυτής, σε κάθε εστία, όταν η διάμετρος της κόρης είναι σχετικά μικρή (≤ 2χιλιοστά). Τα μικρότερα και περιφερικότερα βήματα προκαλούν καθυστέρηση του φωτός κατά μικρότερα κλάσματα του ενός μήκους κύματος (όχι απαραίτητα μισό), γεγονός το οποίο προκαλεί μεγαλύτερη κατανομή του φωτός στην μακρινή εστία και λιγότερο στην κοντινή. Έτσι, όταν η κόρη είναι μέχρι 2 χιλιοστά υπάρχει μια σχετική ισοκατανομή της φωτεινής ενέργειας μεταξύ των δύο κύριων εστιών, ενώ όταν διαστέλλεται από τα 2 μέχρι τα 3.6 χιλιοστά, εκτίθενται οι περιφερικές ζώνες οπότε περισσότερο φως διανέμεται στην μακρινή εστία και λιγότερο στην κοντινή (Εικόνα 26).




**Εικόνα 26 :** Σχετική κατανομή ενέργειας του φωτός σε συνάρτηση με τη διάμετρο της κόρης

Η τρίτη μέθοδος κατασκευής πολυεστιακών ενδοφακών είναι με την χρήση *ασφαιρικών οπτικών περιοχών*, που μειώνουν τις ολικές εκτροπές, κυρίως την

σφαιρική. 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 [20]. 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.

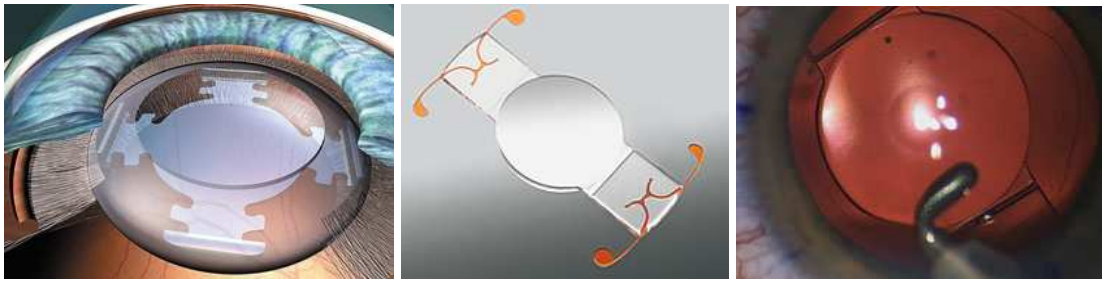
**Προσαρμοστικοί ενδοφακοί (accommodative):** Οι ενδοφακοί, οι οποίοι πιθανόν αποκαθιστούν την πραγματική προσαρμογή έπειτα από χειρουργείο καταρράκτη, περιλαμβάνουν τους single-optic, dual-optic και gel ή injectable-liquid IOL. Γενικά οι προσαρμοστικοί ενδοφακοί επιδιώκουν να προσφέρουν ένα ποσό κοντινής 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 [21].

- **Single-optic προσαρμοστικοί ενδοφακοί**

Στους single-optic προσαρμοστικούς ενδοφακούς, ανήκει ο Akkommodative® 1CU και ο Crystalens® (Εικόνα 27). Ο πρώτος είναι ένας one-piece υδρόφιλος ακρυλικός πρόσθιου θαλάμου IOL. Τα απτικά 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. Όταν ο ακτινωτός μυς 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®), 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 [22].



**Εικόνα 27 :** Αριστερά: Akkommodative® 1CU, Κέντρο-Δεξιά: Crystalens® HD

- **Dual-optic προσαρμοστικοί ενδοφακοί**

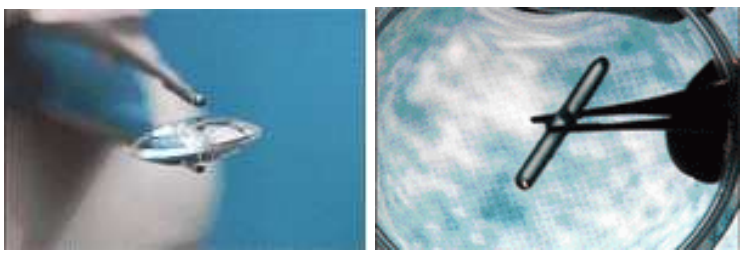
Ο Visiogen Synchrony ανήκει στην κατηγορία των dual-optic προσαρμοστικών ενδοφακών (Εικόνα 28). Η σχεδίαση του φακού αυτού με διπλό οπτικό σύστημα, δίνει ικανό βαθμό προσαρμογής. Το πρόσθιο οπτικό τμήμα έχει ισχύ +32 D και διάμετρο 5.5 mm και κινείται 1.5 mm ανεξάρτητα από το οπίσθιο τμήμα (με ισχύ -6 D), κατά τη διάρκεια της σύσπασης του ακτινωτού, προσφέροντας προσαρμογή 3.3 D. Οι διαστάσεις του ενδοφακού είναι 9.5 mm x 9.8 mm και είναι κατασκευασμένος από σιλικόνη. Ο φακός αυτός είναι ο μόνος που γεμίζει απόλυτα το σάκο του περιφακίου, εμποδίζοντας την ίνωση του. Ο φακός έρχεται προφορτωμένος, μπορεί να τοποθετηθεί από τομή 3.7 mm και η λειτουργία του απαιτεί μια απόλυτα συμμετρική, μικρή, κεντρική καψουλόρηξη, ώστε να εμποδίζεται η πρόπτωση του πρόσθιου οπτικού τμήματος στον πρόσθιο θάλαμο [23].

**Εικόνα 28:** Αριστερά: Visiogen Synchrony, Δεξιά: Ένα χρόνο μετά την ένθεση του ενδοφακού στον οφθαλμό

- **Gel ή injectable-liquid προσαρμοστικοί ενδοφακοί**

Ο SmartLens® κατασκευάζεται από ένα θερμοδυναμικό υδροφοβικό ακρυλικό πολυμερές gel και αποτελείται από δύο οπτικά τμήματα τα οποία «γλιστρούν» το ένα σε σχέση με το άλλο, λόγω της σύσπασης του ακτινωτού μυός. 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 30 mm σε μήκος και περίπου 2 mm σε πλάτος και μπορεί επομένως να εμφυτευθεί στο μάτι του ασθενή μέσω μιας κανονικής τομής (Εικόνα 29). Όταν φτάσει στη θερμοκρασία του σώματος, ο ενδοφθάλμιος φακός 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 [24].

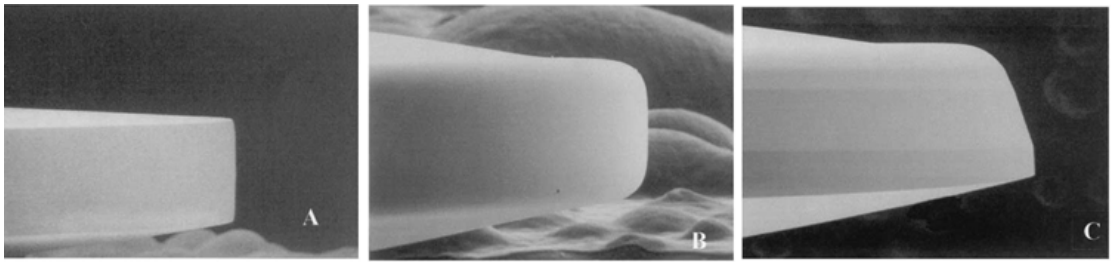


**Εικόνα 29 :** SmartLens® IOL

### 2.2.4 Σχεδιαστική καινοτομία στους ενδοφακούς

Η αφαίρεση καταρρακτικού κρυσταλλοειδούς φακού και αντικατάσταση του με ενδοφακό για διαθλαστικούς λόγους κερδίζει διαρκώς έδαφος, καθώς οι καινοτομίες στην τεχνική της επέμβασης και στον σχεδιασμό των ενδοφακών εξακολουθούν να βελτιώνουν τα άμεσα και τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της επέμβασης.

Οι περισσότερες από τις σχεδιαστικές καινοτομίες των ενδοφακών γίνονται είτε για να αναβαθμίσουν τις οπτικές τους ιδιότητες είτε για να μειώσουν τον κίνδυνο εμφάνισης μετεγχειριτικών επιπλοκών. Τέτοια καινοτομία για παράδειγμα είναι η δημιουργία τετραγωνισμένων άκρων (Εικόνα 30) για την ελάττωση της πιθανότητας εξέλιξης της θόλωσης του οπισθίου περιφακίου (PCO) [25] [26]. Η επιπλοκή αυτή εμφανίζεται όταν υπολειπόμενα κύτταρα φλοιού μετά την αφαίρεση του φακού μεταναστεύουν στην οπίσθια επιφάνεια του περιφακίου και πολλαπλασιάζονται.




**Εικόνα 30 :** A. Sharp-edged AcrySof MA60BM, B. Round-edged Sensar AR40, C. Sensar OptiEdge AR40e - a rounded anterior edge connected to a sharp (squared) posterior edge by an angled (sloped) lateral edge

# Κεφάλαιο 3ο
# Σκοπός - Μεθοδολογία

## 3.1 Σκοπός

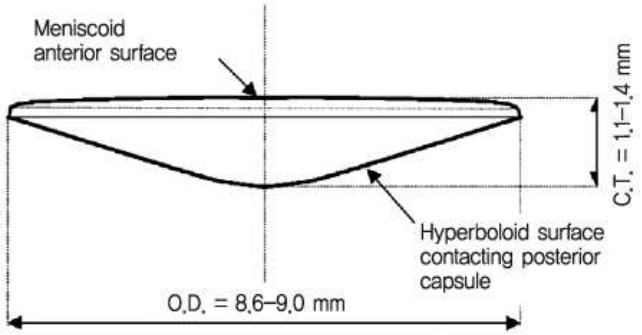
Σκοπός της εργασίας είναι η μέτρηση και αξιολόγηση των οφθαλμικών εκτροπών κατά την διαδικασία της προσαρμογής - κατά την μετακίνηση ενός στόχου από μακρινή σε κοντινή απόσταση.

### 3.1.1 Υλικό

Στη μελέτη αυτή έλαβαν μέρος ασθενείς οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε επέμβαση αφαίρεσης καταρρακτικού κρυσταλλοειδούς φακού και εν συνεχεία σε ένθεση τεχνητού ενδοφακού. Συγκεκριμένα, επιλέχθησαν ασθενείς στους οποίους είχε εμφυτευθεί ο προσαρμοστικός ενδοφακός WIOL-CF®.

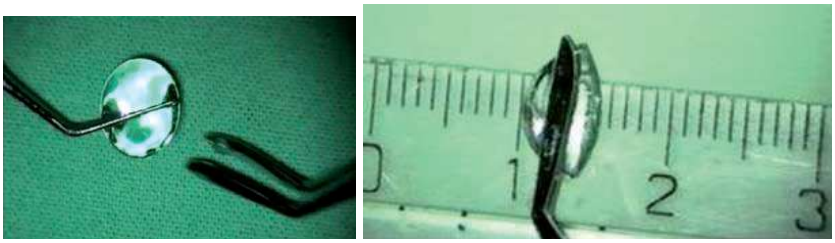
Ο WIOL-CF®, προσαρμοστικός ενδοφακός, εφευρέθηκε από τον καθηγητή Otto Wichterie και τους συνεργάτες του στο Ινστιτούτο Μακρομοριακής Χημείας της Πράγας. Ο σχεδιασμός του βασίζεται στην αρχή της βιομιμητικής: βάση αυτής, το υλικό υδρογέλης που χρησιμοποιείται και η γεωμετρία του φακού προσομοιώνουν κάποιες από τις βασικές ιδιότητες του ίδιου του κρυσταλλοειδούς φακού. Ο WIOL-CF® μπορεί, πραγματικά, να θεωρηθεί ως ένα φυσικό προϊόν και όχι ένα τυπικά τεχνητό προϊόν. Το υλικό που χρησιμοποιείται για την κατασκευή του έχει υψηλή περιεκτικότητα σε νερό, υψηλή περιεκτικότητα καρβοξυλικού άλατος και χαμηλό δείκτη διάθλασης. Αυτές οι παράμετροι εξασφαλίζουν μέγιστη βιοσυμβατότητα, ανθεκτικότητα στην ασβεστοποίηση και εξάλειψη κυτταρικής προσκόλλησης ή διασποράς, τα οποία θεωρούνται ως οι κύριες αιτίες θολεροποίησης του φακού και του οπίσθιου περιφακίου. Η γεωμετρία του φακού μπορεί να διακριθεί από την μεγάλη εξωτερική διάμετρο, την κυρτή πρόσθια, οπίσθια επιφάνεια και το σχετικά μεγάλο οβελιαίο βάθος (Εικόνα 31). Τα χαρακτηριστικά αυτά επιλέχθησαν για να εξασφαλίσουν επαρκή επαφή με το μεγαλύτερο μέρος του οπίσθιου περιφακίου χωρίς τη μεταβολή του σχήματός του. Επιπρόσθετα, τα μεγάλα, συνεχή, ασφαιρικά οπτικά εξασφαλίζουν την σταθερότητα του φακού και μειώνουν τις ανακλάσεις και την άλω,

που μπορούν να προκαλέσουν νυχτερινά προβλήματα όρασης. Ο σχεδιασμός του φακού προορίζεται να παράσχει ικανότητα ψευδοπροσαρμογής, διευκολύνοντας έτσι την κοντινή όραση.



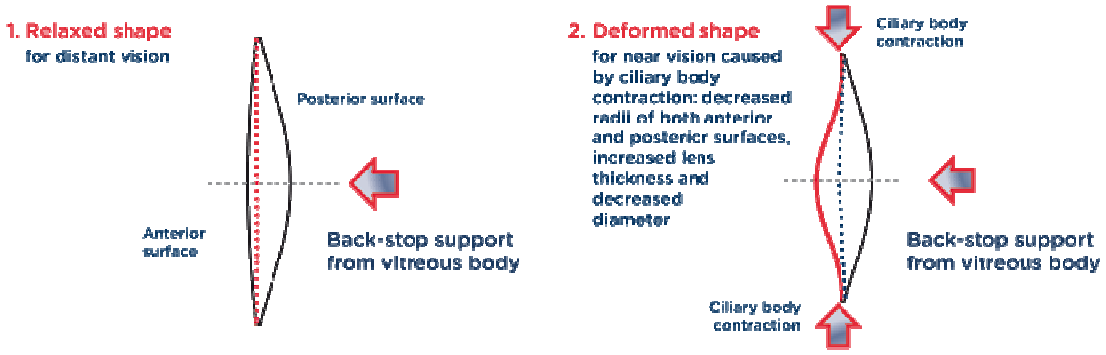

**Εικόνα 31:** Γεωμετρία ενδοφακού WIOL-CF®

Τα μεγάλα οπτικά του WIOL-CF® εξασφαλίζουν καλή οπτική απόδοση ακόμα και σε κόρες μεγάλης διαμέτρου υπό σκοτοπικές συνθήκες. Η μεγάλη οπτική ζώνη είναι κατασκευασμένη ώστε να εξασφαλίζει στο φακό ένα σημαντικό πλεονέκτημα έναντι των άλλων ενδοφακών, ιδιαίτερα σε νέους ασθενείς, σε μεσοπικές συνθήκες και για υποψήφιους χειρουργικής υαλώδους-αμφιβληστροειδούς. Ανησυχητικά οπτικά φαινόμενα που παρατηρούνται κάποιες φορές σε ενδοφακούς με μικρότερα οπτικά δεν παρατηρούνται στον WIOL-CF® (glare-free optics). Μπορεί να εισαχθεί μέσω μια μικρής τομής, περίπου, 2.8 mm. Η μικρή τομή που απαιτείται μπορεί να μειώσει σημαντικά τον επαγόμενο αστιγματισμό. Ο φακός υδρογέλης είναι μερικώς αφυδατωμένος και προσωρινά πλαστικοποιημένος από ένα μη τοξικό, αναμίξιμο με το νερό πλαστικοποιητή. Σε αυτή την πλαστικοποιημένη κατάσταση, ο φακός είναι μικρότερος, σε μέγεθος, και έχει μεγαλύτερη αντοχή σε σχέση με την πλήρως ενυδατωμένη του κατάσταση. Έτσι, μπορεί να αναδιπλωθεί πριν την εμφύτευσή του (Εικόνα 32).




**Εικόνα 32:** Αριστερά: Πλαστικοποιημένη μορφή WIOL-CF® Δεξιά: Αναδιπλωμένος WIOL-CF® έτοιμος για εμφύτευση.

Από τη στιγμή που ο φακός εισαχθεί, ξεδιπλώνεται εντός του περιφακίου και ενυδατώνεται σταδιακά χρησιμοποιώντας το ρευστό που υπάρχει στον οφθαλμό. Πλήρης ενυδάτωση μπορεί να επιτευχθεί μέσα στις πρώτες 48 ώρες, οπότε και εμφανίζεται πλήρης ισορροπία με τα υγρά του οφθαλμού [27]. Το ποσό της ψευδοπροσαρμογής που μπορεί να επιτευχθεί με τον ενδοφακό WIOL-CF® φτάνει τις 2.5 διοπτρίες. Το μαλακό του υλικό και η διαρκής επαφή με το οπίσθιο περιφάκιο επιτρέπει μερική αξονική κίνηση και παραμόρφωση του σχήματος του φακού που ακολουθεί τη σύσπαση του ακτινωτού μυός (Εικόνα 33) [28].




**Εικόνα 33:** Αριστέρα: Ο WIOL-CF® σε κατάσταση ηρεμίας Δεξιά: Ο WIOL-CF® παραμορφωμένος κατά την διάρκεια της προσαρμογής.

### 3.1.2 Ασθενείς

Στη μελέτη μας συμμετείχαν 6 ασθενείς (5 γυναίκες και 1 άνδρας) με μέση ηλικία τα 67,3 έτη (τυπική απόκλιση: ± 7,36 έτη) και εύρος ηλικιών από 56 έως 79 έτη. Όλοι οι ασθενείς χειρουργήθηκαν και τους εμφυτεύθηκε ο τεχνητός ενδοφακός WIOL-CF® και στους δύο οφθαλμούς.

Οι ασθενείς που προσήλθαν στην κλινική στο διάστημα που διήρκησε η μελέτη υποβλήθησαν σε μετεγχειρητικές εξετάσεις που αφορούσαν διάστημα παρακολούθησης από 3 έως 5.5 χρόνια μετά το χειρουργείο. Στους Πίνακες I, II φαίνονται οι μετρήσεις, σφαίρμωα, κύλινδρος και άξονας, από τον πλήρη οφθαλμολογικό έλεγχο για τους ασθενείς οι οποίοι κρίθηκαν κατάλληλοι για συμμετοχή στη μελέτη.

| Ασθενής | Sphere (D) | Cylinder (D) | Axis |
|---|---|---|---|
| **Κ.Α** | 1.75 | -0.50 | 85 |
| **Λ.Σ** | 3.00 | -1.75 | 95 |
| **Μ.Ν** | 2.25 | -1.50 | 93 |
| **Μ.Γ** | -0.75 | -0.50 | 75 |
| **Ζ.Μ** | 3.00 | -1.75 | 83 |
| **Τ.Γ** | 1.00 | -0.75 | 78 |

**Πίνακας Ι.** Τιμές διάθλασης (σφαίρωμα, κύλινδρος, άξονας) για κάθε ασθενή.

| Ασθενής | BCVA | CNVA | UVA | UNVA | UIVA |
|---|---|---|---|---|---|
| **Κ.Α** | 0.7 | J3 | 0.7 | J2 | J2 |
| **Λ.Σ** | 0.6 | J3 | 0.6 | J2 | J2 |
| **Μ.Ν** | 0.8 | J2 | 0.8 | J4 | J4 |
| **Μ.Γ** | 0.8 | J1 | 0.5 | J1 | J1 |
| **Ζ.Μ** | 0.7 | J1 | 0.6 | J2 | J1 |
| **Τ.Γ** | 0.7 | J2 | 0.7 | J3 | J3 |

**Πίνακας ΙΙ:** Τιμές οπτικής οξύτητας με διόρθωση και χωρίς διόρθωση για κοντινή και ενδιάμεση όραση.

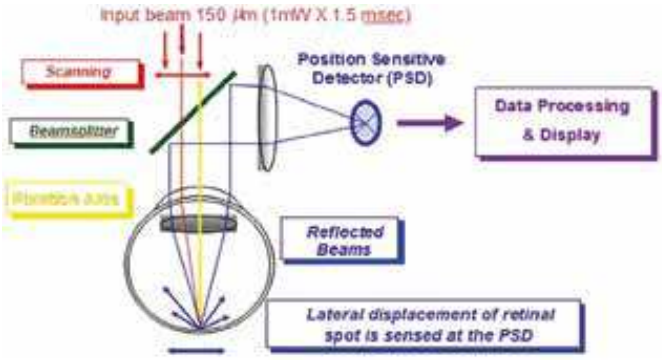
## 3.2 Μετρήσεις

Για την διεξαγωγή της μελέτης μετά τον πλήρη οφθαλμολογικό έλεγχο, έγινε η καταγραφή του μετώπου κύματος και η ανάλυση των οφθαλμικών εκτροπών, των ασθενών, με τη βοήθεια των πολυωνύμων Zernike. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το οφθαλμικό σύστημα iTrace®, το οποίο βασίζεται στην αρχή ray tracing για τη μέτρηση των εκτροπών του οφθαλμού. Πρόκειται για ένα σύστημα σχεδιασμένο έτσι ώστε να συνδυάζει την τοπογραφία κερατοειδούς με δίσκους Placido, με εκτροπόμετρο ray tracing για την μέτρηση της ποιότητας όρασης του

ασθενούς. Η προσαρμογή της τεχνολογίας ray tracing στην οφθαλμολογία οφείλεται στην έρευνα του Vasyl Molebny και μια ομάδα μηχανικών του Κιέβου. Ο καθηγητής οφθαλμολογίας, Ιωάννης Παλλήκαρης, συμμετείχε επίσης στην ανάπτυξη του εξοπλισμού [29].

### 3.2.1 Μέθοδος Ray tracing

Η μέθοδος ray tracing χρησιμοποιεί μια δέσμη laser παράλληλη στη γραμμή όρασης διαμέσου της κόρης. Η δέσμη (διοδικό Laser) σαρώνει τον οφθαλμό με διαδοχικές βολές από διαφορετικά σημεία εισόδου σε χρόνο μερικών χιλιοστών του δευτερολέπτου. Η κάθε διαμορφωμένη δέσμη συναντά τον αμφιβλιστροειδή σε κάποιο σημείο δημιουργώντας μια δευτερογενή πηγή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία επιστρέφει και η κατεύθυνση διάδοσης του επιστρέφοντος μετώπου κύματος εξαρτάται από την θέση της δευτερογενούς πηγής. Η απόκλισή της επιστρεφόμενης ακτινοβολίας από την αρχική απεικονίζεται σε ένα ανιχνευτή θέσης, με χρήση συστήματος φακών (Εικόνα 34). Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι και οι 64 δέσμες να έχουν προβληθεί μέσω της εισόδου της κόρης, 4 φορές η κάθε μία (256 σημεία), σε υψηλή ταχύτητα (περίπου 250 ms). Τέλος, το σήμα από τον ανιχνευτή θέσης μεταφράζεται σε ψηφιακή πληροφορία και οι αποκλίσεις από όλες τις δέσμες σχηματίζουν τον χρωματικό χάρτη του μετώπου κύματος [30].




**Εικόνα 34:** Διάγραμμα της μεθόδου Ray tracing

### 3.2.2 Διαδικασία καταγραφής μετρήσεων

Για τη διεξαγωγή των μετρήσεων ζητήθηκε από τον κάθε ασθενή να τοποθετήσει το πηγούνι και το σαγόνι του στις ειδικές βάσεις στήριξης του μηχανήματος και να παραμείνει σταθερός. Οι μετρήσεις γίνονται μονόφθαλμα, έχοντας κάθε φορά τον έτερο οφθαλμό καλυμμένο. Ο εξεταστής μπορεί να παρακολουθεί τον ασθενή σε απευθείας βίντεο, μέσω του υπολογιστή που είναι συνδεδεμένος στο σύστημα (Εικόνα 35), και να καταγράφει τακτικά τις αντιδράσεις καθώς αυτός προσηλώνει από ένα μακρινό σε ένα κοντινό στόχο .

**Εικόνα 35:** Σύστημα iTrace®

Αφού προηγήθηκε επεξήγηση της διαδικασίας των μετρήσεων, εν συνεχεία, υπό σκοτοπικές συνθήκες ζητήθηκε από τον ασθενή, κοιτώντας μέσα από το ανοιχτό πεδίο του μηχανήματος, να προσηλώσει σε στόχο που είχε τοποθετηθεί σε μακρινή απόσταση. Ο στόχος φωτίζονταν με τη βοήθεια ενός φορητού εξεταστικού φακού και η μέτρηση επαναλήφθηκε αρκετές φορές και καταγράφηκε το μέτωπο κύματος.

Έπειτα, ο στόχος μετακινήθηκε σε ενδιάμεση απόσταση, περίπου 60 cm με 1m, ζητήθηκε από τον ασθενή να προσηλώσει και να προσπαθήσει να αναγνωρίσει το γράμμα ή τον αριθμό που αποτυπώνονταν στην κάρτα και καταγράφηκε το μέτωπο κύματος κατ' επανάληψη.

Στη συνέχεια, με τη βοήθεια βαθμονομημένης ράβδου τοποθετημένης στην ειδική υποδοχή του μηχανήματος, προσαρμόστηκε η κάρτα ανάγνωσης σε αποστάσεις από 40cm έως 20cm (Εικόνα 36). Ζητήθηκε από τον ασθενή να προσηλώσει στο γράμμα ή τον αριθμό που αναγνώριζε και να προσπαθήσει να το δει όσο πιο καθαρά μπορούσε. Καταγράφηκε το μέτωπο κύματος για το σύνολο των

επαναλήψεων σε κοντινή απόσταση και επαναλήφθηκε η καταγραφή για παρατήρηση του στόχου σε μακρινή απόσταση.

**Εικόνα 36:** Διαβαθμισμένη ράβδος προσαρμοσμένη στην ειδική υποδοχή του μηχανήματος για παρατήρηση του στόχου σε κοντινή απόσταση

Στο τελευταίο στάδιο της εξέτασης, ενσταλάχθηκαν στους οφθαλμούς του ασθενούς σταγόνες κυκλοπληγικού φαρμάκου. Μετά από μισή ώρα, και αφού εξετάσθηκε ο βυθός του ασθενούς για τυχόν αλλοιώσεις, επαναλάβαμε την καταγραφή του μετώπου κύματος με τον κάθε οφθαλμό του ασθενούς πλήρως μυδριασμένο, έχοντας αναστείλει την ικανότητα προσαρμογής. Σε αυτό το σημείο να αναφέρουμε πως πραγματοποιήθηκε και τοπογραφία κερατοειδούς, καθώς και πως η καταγραφή του μετώπου κύματος έγινε με τον οπτικό άξονα του οργάνου ευθυγραμμισμένο με τον οπτικό άξονα του οφθαλμού του ασθενούς, όπως επίσης και με τη γραμμή όρασης.

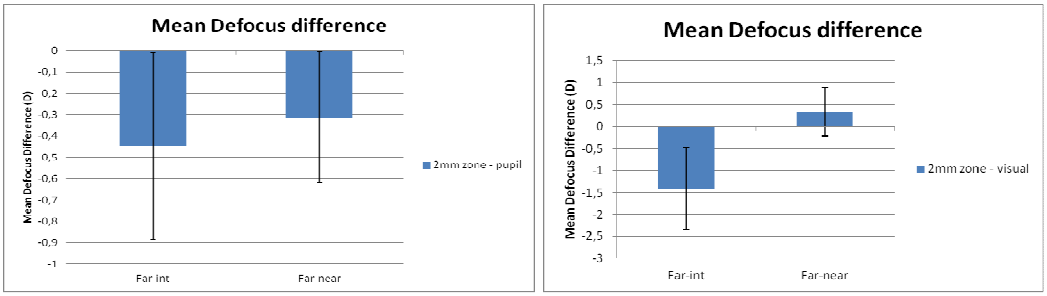
# Κεφάλαιο 4ο
# Πειραματικό μέρος

## 4.1 Αποτελέσματα

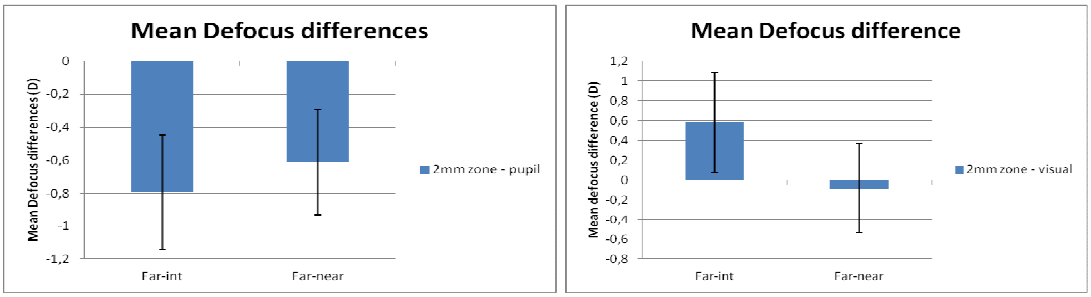
Από το λογισμικό του μηχανήματος iTrace® συλλέχθησαν τα αρχεία με τα δεδομένα των εξετάσεων των ασθενών. Σε αυτά περιλαμβάνονται μετρήσεις για το σφαίρωμα, τον κύλινδρο και τον άξονα του αστιγματισμού. Επιπρόσθετα, μας παρέχετε η πληροφορία για τις τιμές των συντελεστών των εκτροπών του μετώπου κύματος, εκφρασμένων σε πολυώνυμα Zernike. Η επεξεργασία των μετρήσεων και η δημιουργία των γραφημάτων έγινε με τη χρήση του λογιστικού προγράμματος Excel και τα αποτελέσματα παρατίθενται στη συνέχεια. Παρά τις σκοτοπικές συνθήκες κατά τη διάρκεια της εξέτασης η πλειοψηφία των ασθενών είχε μικρή διάμετρο κόρης, 2.20-2.40mm και οι υπόλοιποι 3.00mm και άνω, οπότε για την ανάλυση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήσαμε τις μετρήσεις που αφορούσαν σε ζώνη διαμέτρου κόρης 2.00mm.

### 4.1.1 Ανάλυση μετρήσεων σφαιρώματος

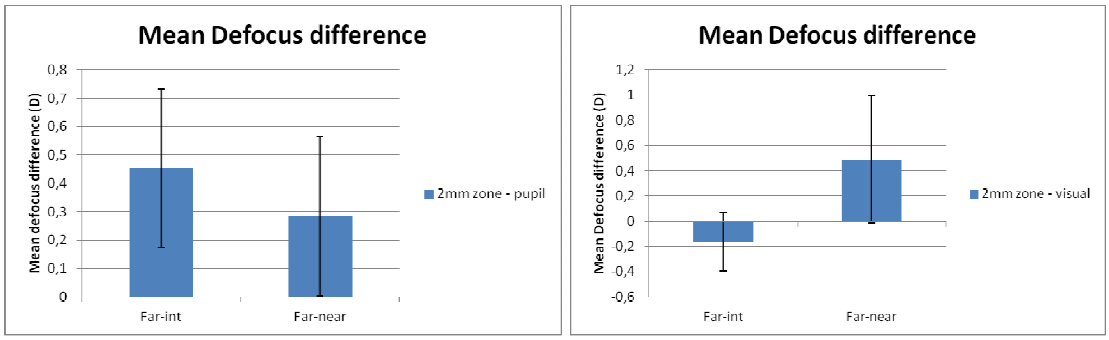
Πραγματοποιήθηκε μια σειρά μετρήσεων για παρατήρηση του στόχου από μακρινή, ενδιάμεση και κοντινή απόσταση. Για κάθε μία από τις αποστάσεις πήραμε τη μέση τιμή του συνόλου των μετρήσεων και στη συνέχεια υπολογίσαμε τη διαφορά της τιμής του σφαιρώματος μεταξύ της μακρινής και ενδιάμεσης απόστασης, όπως επίσης και μεταξύ της μακρινής και κοντινής απόστασης. Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται αναλυτικά τα αποτελέσματα για τις μέσες τιμές της διαφοράς του σφαιρώματος σε κάθε ασθενή.



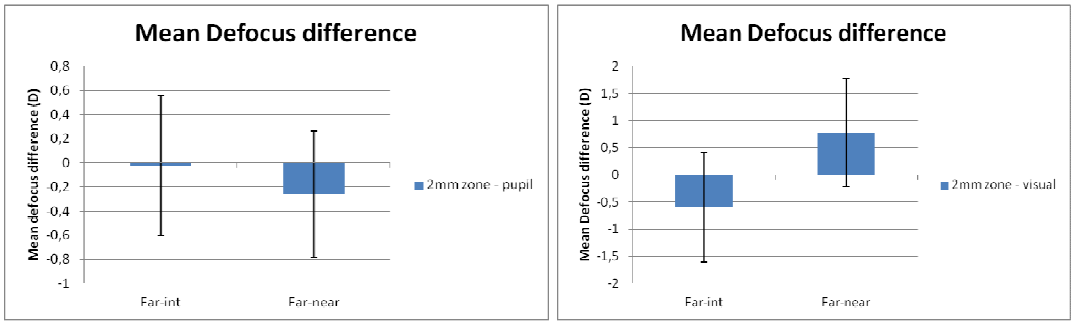

**Εικόνα 37:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Κ.Α.



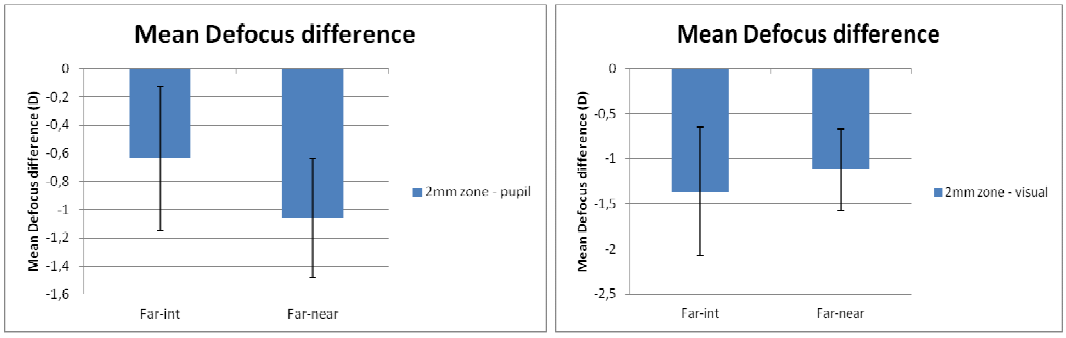

**Εικόνα 38:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Λ.Σ.



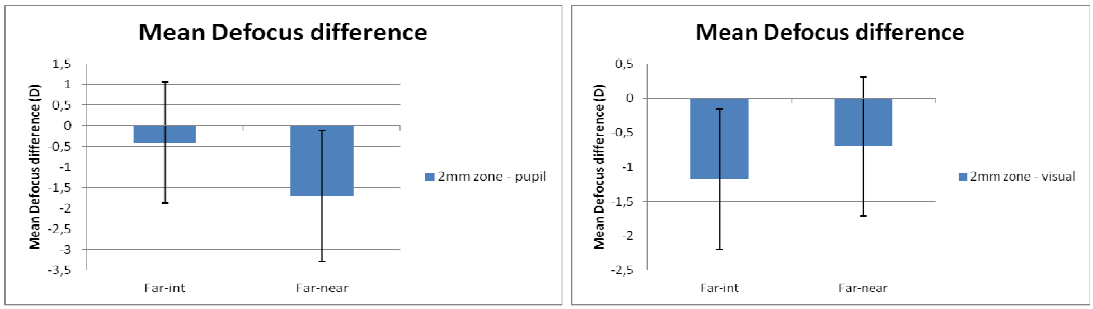

**Εικόνα 39:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Μ.Ν.




**Εικόνα 40:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Μ.Γ.




**Εικόνα 41:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Z.M.




**Εικόνα 42:** Μέση τιμή διαφοράς σφαιρώματος του ασθενούς Τ.Γ.

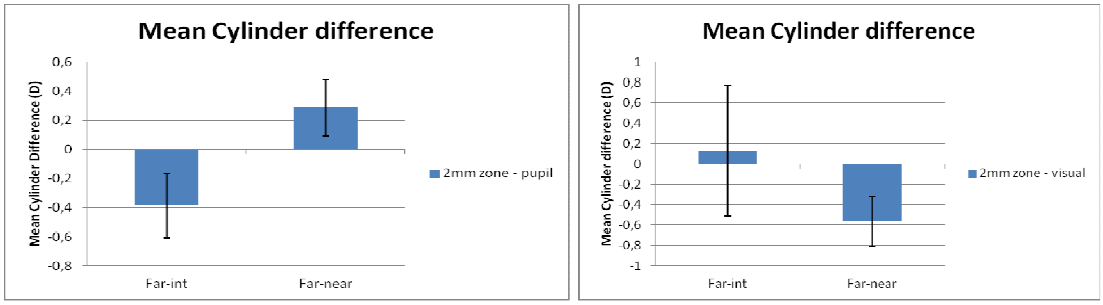
Στα παραπάνω διαγράμματα μπορούμε να δούμε στην πρώτη μπάρα τη μέση τιμή της διαφοράς του σφαιρώματος μεταξύ της μακρινής και της ενδιάμεσης απόστασης παρατήρησης και στη δεύτερη μπάρα τη μέση τιμή της διαφοράς του σφαιρώματος μεταξύ της μακρινής και της κοντινής απόστασης. Επίσης, να σημειώσουμε πως αριστερά, των διαγραμμάτων, παρουσιάζονται οι μετρήσεις που γίνανε με τον άξονα του μηχανήματος ευθυγραμμισμένο παράλληλα με τον οπτικό άξονα του ασθενούς. Αντίστοιχα, δεξιά παρουσιάζονται οι μετρήσεις που γίνανε με τον άξονα του μηχανήματος ευθυγραμμισμένο παράλληλα με τη γραμμή όρασης του ασθενούς. Στον Πίνακας ΙΙΙ που ακολουθεί παρατίθενται, αναλυτικά, οι μέσες τιμές της διαφοράς του σφαιρώματος για κάθε ασθενή.

| Ασθενής | Centration | Mean Defocus difference ± S.E (D) | |
|---|---|---|---|
| | | Far-int | Far-near |
| **Κ.Α** | pupil | -0.44 ± 0.44 | -0.31 ± 0.31 |
| | visual | -1.42 ± 0.94 | 0.34 ± 0.55 |
| **Λ.Σ** | pupil | -0.80 ± 0.35 | -0.61 ± 0.32 |
| | visual | -0.58 ± 0.51 | -0.09 ± 0.45 |
| **Μ.Ν** | pupil | 0.45 ± 0.28 | 0.28 ± 0.28 |
| | visual | -0.16 ± 0.23 | 0.49 ± 0.50 |
| **Μ.Γ** | pupil | -0.02 ± 0.58 | -0.26 ± 0.53 |
| | visual | -0.60 ± 0.38 | 0.77 ± 0.38 |
| **Ζ.Μ** | pupil | -0.64 ± 0.51 | -1.06 ± 0.42 |
| | visual | -1.36 ± 0.72 | -1.12 ± 0.45 |
| **Τ.Γ** | pupil | -0.41 ± 1.47 | -1.70 ± 1.57 |
| | visual | -1.18 ± 1.02 | -0.70 ± 1.01 |

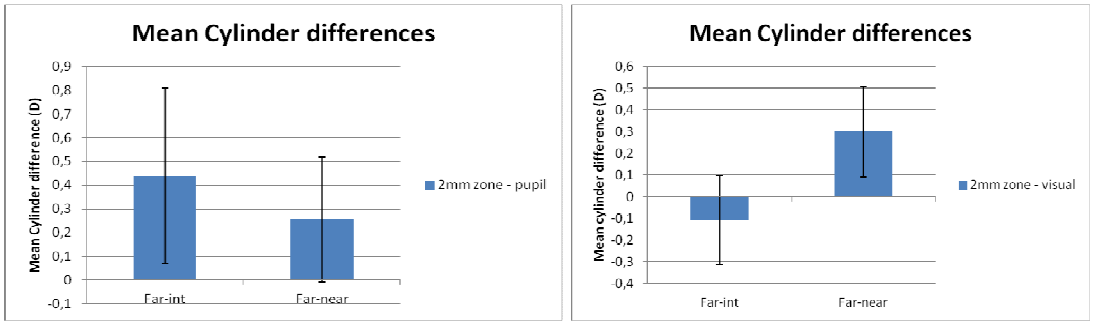
**Πίνακας ΙΙΙ:** Μέσες τιμές διαφοράς σφαιρώματος (Far-int: διαφορά μακρινής-ενδιάμεσης απόστασης, Far-near: διαφορά μακρινής-κοντινής απόστασης)

### 4.1.2 Ανάλυση μετρήσεων κυλίνδρου

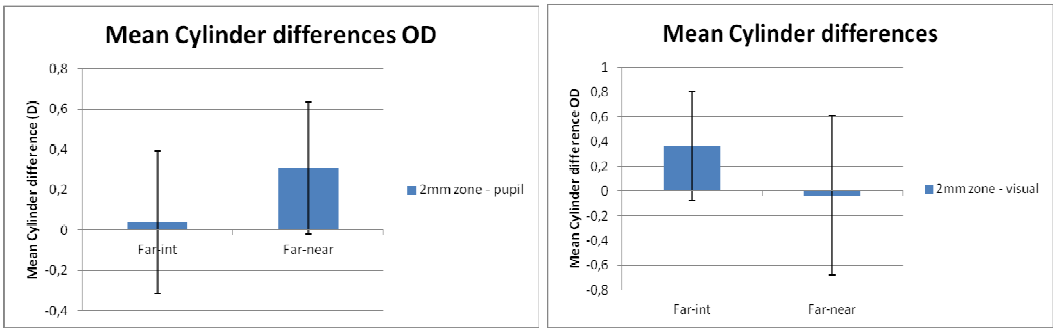
Κατά αντιστοιχία με την διαδικασία επεξεργασίας των μετρήσεων του σφαιρώματος, πραγματοποιήθηκε και η επεξεργασία των μετρήσεων του κυλίνδρου. Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται αναλυτικά τα αποτελέσματα για τις μέσες τιμές της διαφοράς του κυλίνδρου σε κάθε ασθενή.



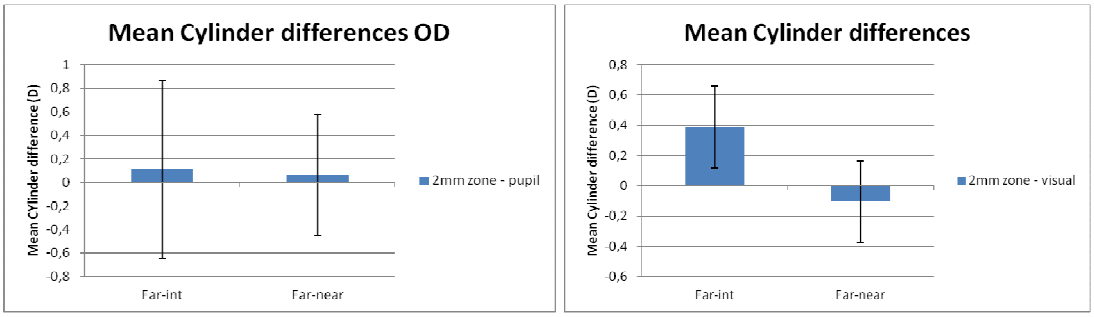

**Εικόνα 43:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Κ.Α.



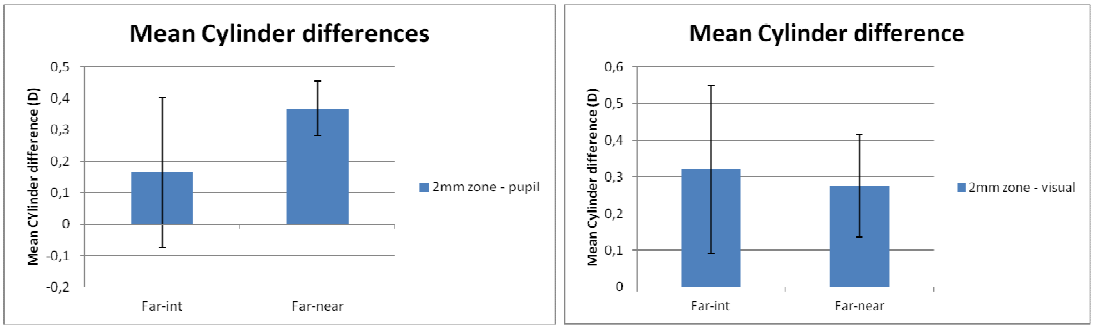

**Εικόνα 44:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Λ.Σ.



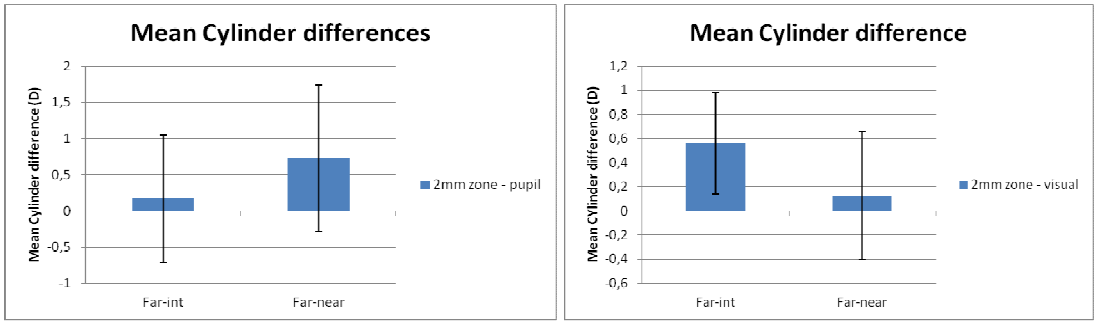

**Εικόνα 45:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Μ.Ν.




**Εικόνα 46:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Μ.Γ.




**Εικόνα 47:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Ζ.Μ.




**Εικόνα 48:** Μέση τιμή διαφοράς κυλίνδρου του ασθενούς Τ.Γ.

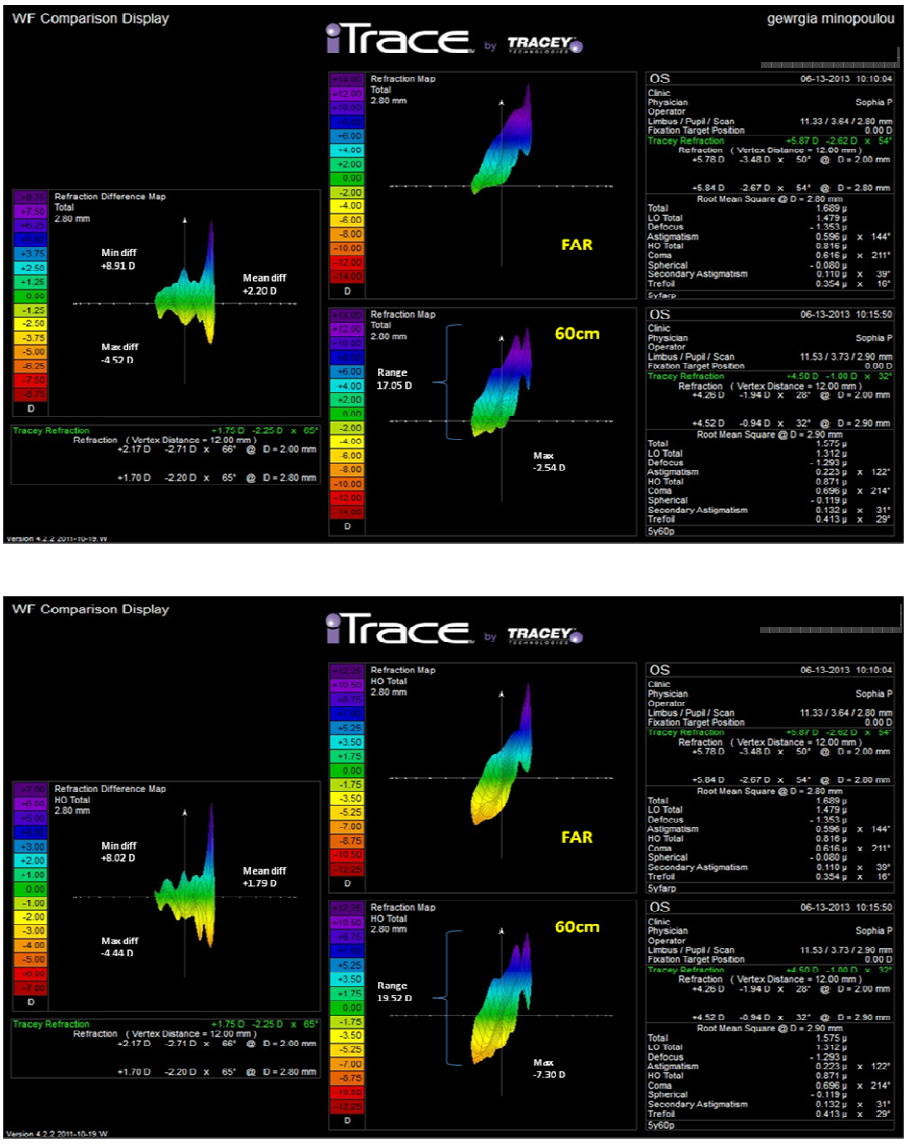
Στα παραπάνω διαγράμματα μπορούμε να δούμε στην πρώτη μπάρα τη μέση τιμή της διαφοράς του κυλίνδρου μεταξύ της μακρινής και της ενδιάμεσης απόστασης παρατήρησης και στη δεύτερη μπάρα τη μέση τιμή της διαφοράς του κυλίνδρου μεταξύ της μακρινής και της κοντινής απόστασης. Επίσης, να σημειώσουμε πως αριστερά, των διαγραμμάτων, παρουσιάζονται οι μετρήσεις που γίνανε με τον άξονα του μηχανήματος ευθυγραμμισμένο παράλληλα με τον οπτικό άξονα του ασθενούς. Αντίστοιχα, δεξιά παρουσιάζονται οι μετρήσεις που γίνανε με τον άξονα του μηχανήματος ευθυγραμμισμένο παράλληλα με τη γραμμή όρασης του ασθενούς. Στον που ακολουθεί παρατίθενται, αναλυτικά, οι μέσες τιμές της διαφοράς του κυλίνδρου για κάθε ασθενή.

| Ασθενής | Centration | Mean Cylinder difference ± S.E (D) | |
|---|---|---|---|
| | | Far-int | Far-near |
| **Κ.Α** | pupil | -0.39 ± 0.22 | 0.29 ± 0.19 |
| | visual | 0.13 ± 0.64 | -0.57 ± 0.25 |
| **Λ.Σ** | pupil | 0.44 ± 0.37 | 0.26 ± 0.26 |
| | visual | -0.11 ± 0.20 | -0.30 ± 0.21 |
| **Μ.Ν** | pupil | 0.04 ± 0.35 | 0.31 ± 0.33 |
| | visual | 0.37 ± 0.44 | -0.03 ± 0.64 |
| **Μ.Γ** | pupil | 0.11 ± 0.76 | 0.06 ± 0.51 |
| | visual | 0.39 ± 0.27 | -0.10 ± 0.27 |
| **Ζ.Μ** | pupil | 0.17 ± 0.24 | 0.37 ± 0.09 |
| | visual | 0.32 ± 0.23 | 0.28 ± 0.14 |
| **Τ.Γ** | pupil | 0.17 ± 0.88 | 0.73 ± 1.01 |
| | visual | 0.56 ± 0.42 | 0.13 ± 0.53 |

**Πίνακας IV:** Μέσες τιμές διαφοράς κυλίνδρου (Far-int: διαφορά μακρινής-ενδιάμεσης απόστασης, Far-near: διαφορά μακρινής-κοντινής απόστασης)

### 4.1.3 Διαθλαστικοί χάρτες

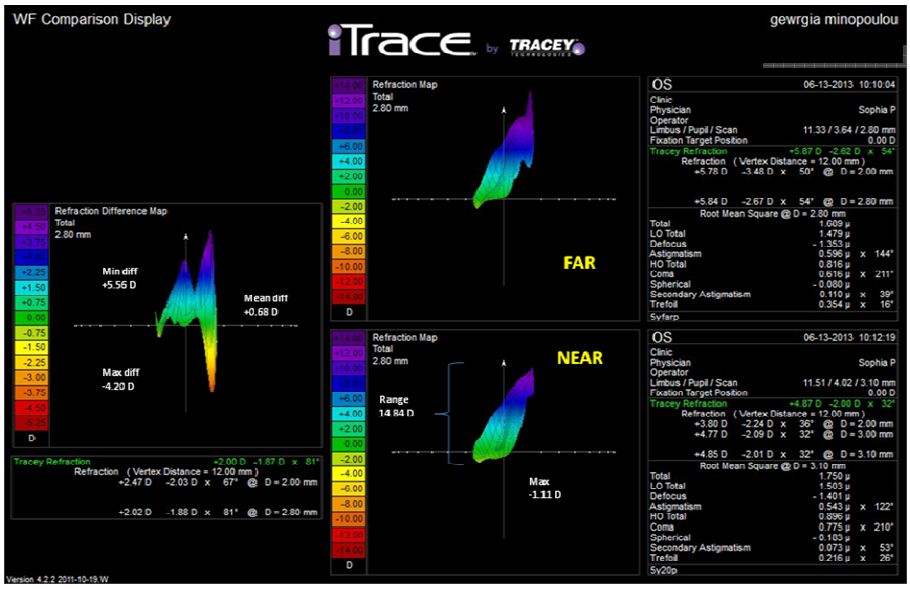
Το λογισμικό του iTrace® μας επιτρέπει να απεικονίσουμε σε τρισδιάστατους, έγχρωμους, χάρτες το μέτωπο κύματος, του οφθαλμού, κατά την παρατήρηση του υποδεικνυόμενου στόχου σε διάφορες αποστάσεις. Στις εικόνες που ακολουθούν μπορούμε να δούμε την αλλαγή που συμβαίνει στο μέτωπο κύματος καθώς ο ασθενής παρατηρεί το στόχο από μακρινή, ενδιάμεση και κοντινή απόσταση.





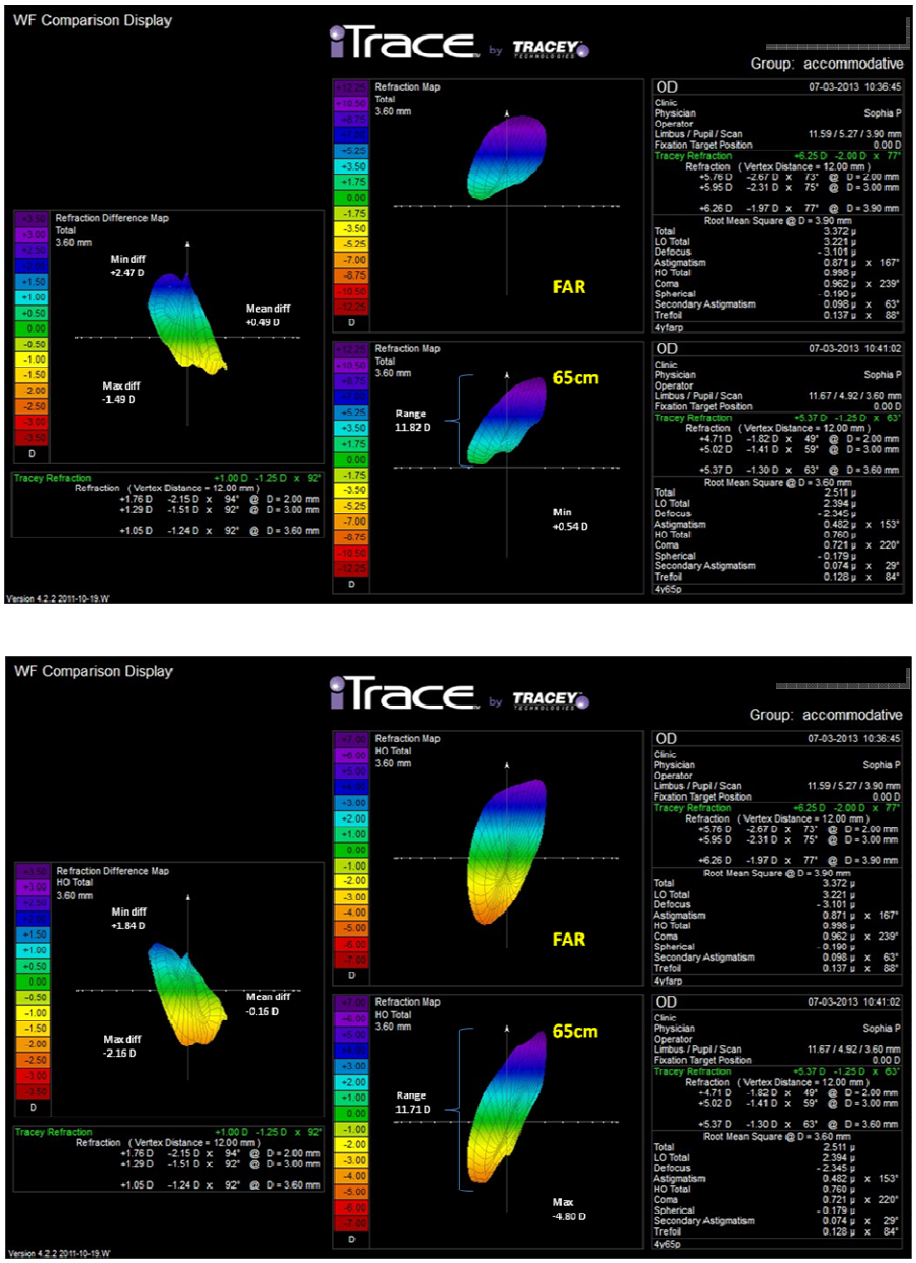


**Εικόνα 49:** Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς αριστερού οφθαλμού. Πάνω δεξιά απεικονίζεται το μέτωπο κύματος για παρατήρηση από μακρινή απόσταση, κάτω δεξιά για παρατήρηση από ενδιάμεση απόσταση και αριστερά η διαφορά των δύο χαρτών. Πάνω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις ολικές εκτροπές του οφθαλμού, Κάτω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις εκτροπές υψηλής τάξης του οφθαλμού



**Εικόνα 50:** Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς αριστερού οφθαλμού. Πάνω δεξιά απεικονίζεται το μέτωπο κύματος για παρατήρηση από μακρινή απόσταση, κάτω δεξιά για παρατήρηση από κοντινή απόσταση και αριστερά η διαφορά των δύο χαρτών. Πάνω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις ολικές εκτροπές του οφθαλμού, Κάτω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις εκτροπές υψηλής τάξης του οφθαλμού

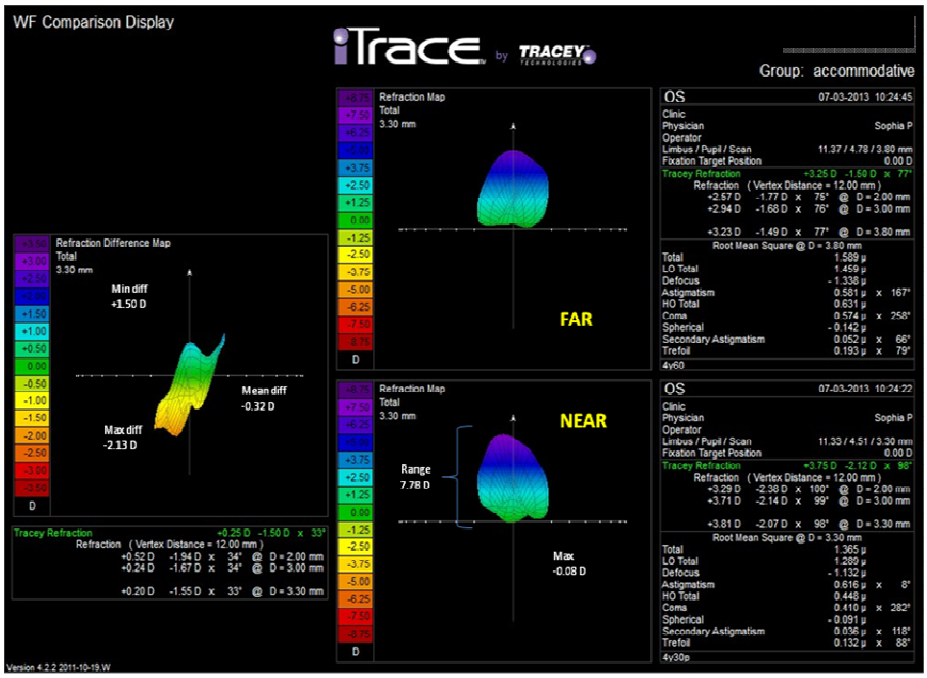
Παραθέτουμε ακόμα ένα παράδειγμα, διαθλαστικών χαρτών διαφοράς, ασθενούς η οποία μπορούσε να διακρίνει καθαρά τον υποδεικνυόμενο στόχο και να τον διαβάσει.

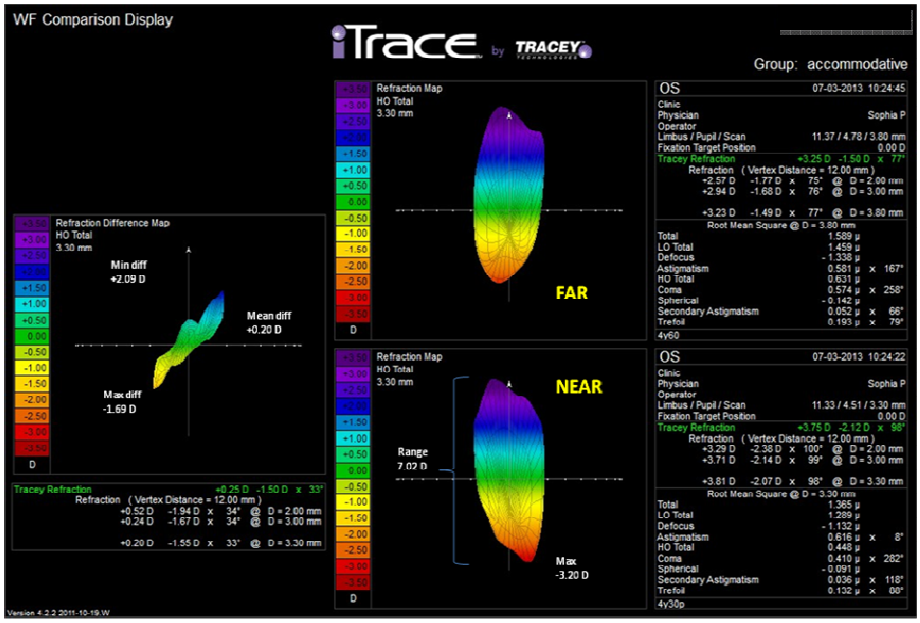






**Εικόνα 51:** Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς δεξιού οφθαλμού. Πάνω δεξιά απεικονίζεται το μέτωπο κύματος για παρατήρηση από μακρινή απόσταση, κάτω δεξιά για παρατήρηση από ενδιάμεση απόσταση και αριστερά η διαφορά των δύο χαρτών. Πάνω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις ολικές εκτροπές του οφθαλμού, Κάτω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις εκτροπές υψηλής τάξης του οφθαλμού




**Εικόνα 52:** Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς αριστερού οφθαλμού. Πάνω δεξιά απεικονίζεται το μέτωπο κύματος για παρατήρηση από μακρινή απόσταση, κάτω δεξιά για παρατήρηση από κοντινή απόσταση και αριστερά η διαφορά των δύο χαρτών. Πάνω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις ολικές εκτροπές του οφθαλμού, Κάτω: Διαθλαστικοί χάρτες διαφοράς για τις εκτροπές υψηλής τάξης του οφθαλμού

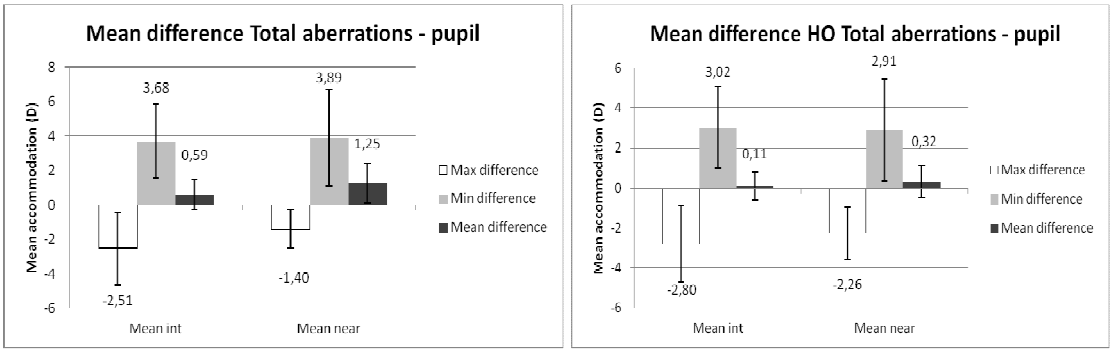
Από το σύνολο των χαρτών που συγκεντρώσαμε, όπως και στα παραδείγματα που παραθέσαμε, μπορούμε να δούμε την προσπάθεια εστίασης, κατά την παρατήρηση του στόχου, από την μακρινή στην ενδιάμεση και στην κοντινή απόσταση.

Παρατηρώντας τα παραπάνω διαγράμματα καθώς και τις μέσες τιμές, όπως φαίνονται στον Πίνακας V, βλέπουμε πως οι μεγαλύτερες διαφορές παρατηρούνται κατά την προσπάθεια για εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση, τόσο για τις ολικές εκτροπές όσο και για τις συνολικές εκτροπές υψηλής τάξης.

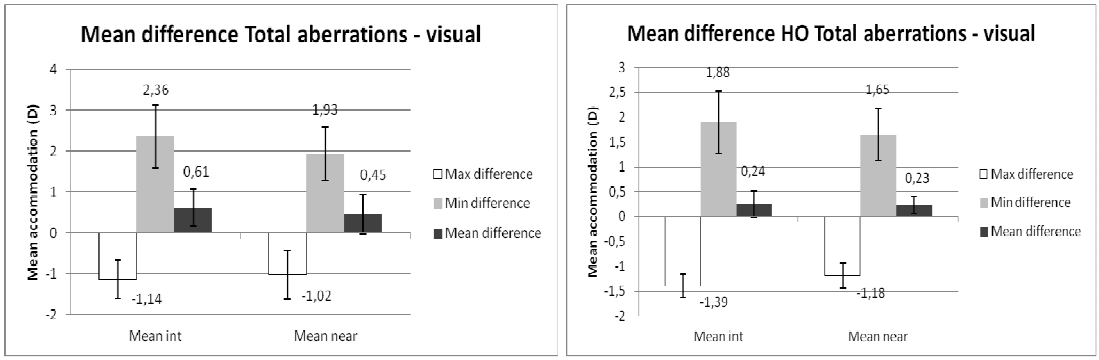
| | **Centration** | **Total Aberrations** | **HO Total aberrations** |
|---|---|---|---|
| **Mean difference (D) (Far-int)** | pupil | -2.51 ± 2.11 | -2.80 ± 1.90 |
| | visual | -1.41 ± 0.48 | -1.39 ± 0.24 |
| **Mean difference (D) (Far-near)** | pupil | -1.40 ± 1.13 | -2.26 ± 1.31 |
| | visual | -1.02 ± 0.59 | -1.18 ± 0.26 |

**Πίνακας V:** Μέσες τιμές της μέγιστης διαφοράς κατά την προσπάθεια για εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση (Far-int) καθώς και από μακρινή σε κοντινή απόσταση (Far-near)

Στα διαγράμματα που ακολουθούν παρουσιάζονται η μέγιστη, η ελάχιστη και η μέση διαφορά για τις ολικές οφθαλμικές εκτροπές, όπως επίσης και για τις ολικές εκτροπές υψηλής τάξης των οφθαλμών των ασθενών. Με άσπρο χρώμα απεικονίζεται η μέγιστη διαφορά, με γκρι χρώμα η ελάχιστη διαφορά και με μαύρο χρώμα η μέση διαφορά.



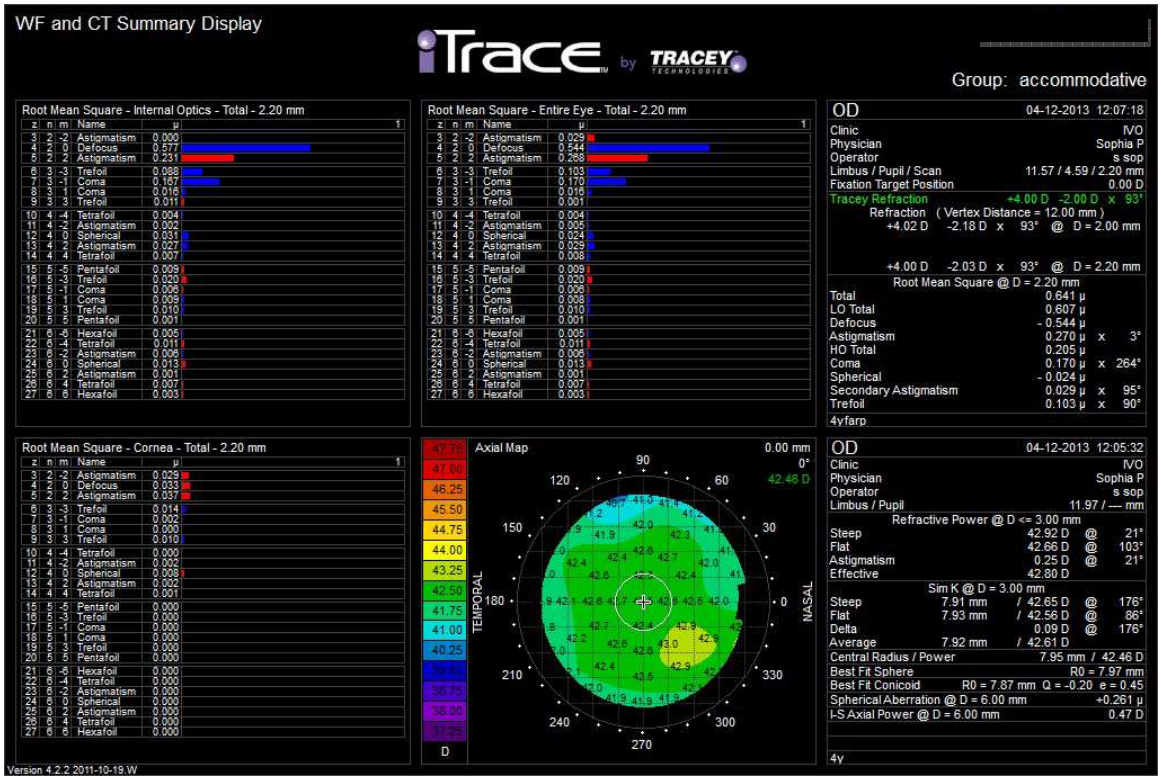

**Εικόνα 53:** Μέγιστη, ελάχιστη και μέση διαφορά κατά την εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση (αριστερές μπάρες) και από μακρινή σε κοντινή απόσταση (δεξιές μπάρες) για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα. Αριστερά: Ολικές οφθαλμικές εκτροπές Δεξιά: Ολικές εκτροπές υψηλής τάξης




**Εικόνα 54:** Μέγιστη, ελάχιστη και μέση διαφορά κατά την εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση (αριστερές μπάρες) και από μακρινή σε κοντινή απόσταση (δεξιές μπάρες) για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης. Αριστερά: Ολικές οφθαλμικές εκτροπές Δεξιά: Ολικές εκτροπές υψηλής τάξης

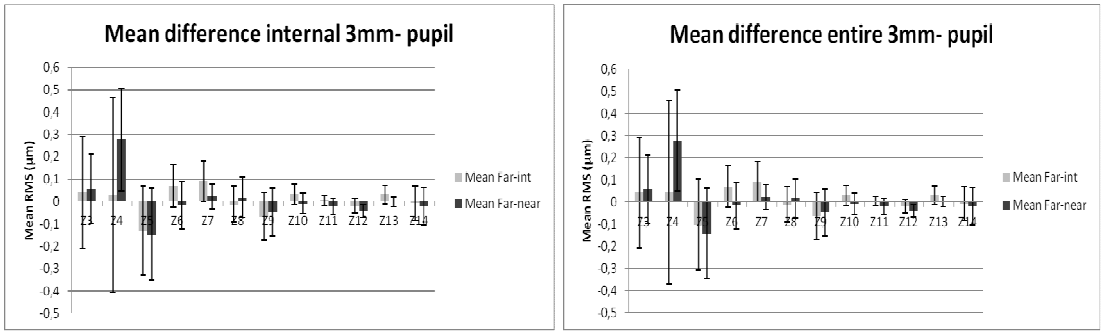
### 4.1.4 Ανάλυση οφθαλμικών εκτροπών

Μέσω του λογισμικού του iTrace® μπορέσαμε να πραγματοποιήσουμε μια πιο λεπτομερή μελέτη των εκτροπών των οφθαλμών του κάθε ασθενούς, συνδυάζοντας την τοπογραφία με το χάρτη μετώπου κύματος. Στη συνέχεια, κάθε μέτωπο κύματος αναλύθηκε με τη χρήση των πολυωνύμων Zernike όπως φαίνεται στην Εικόνα 55.

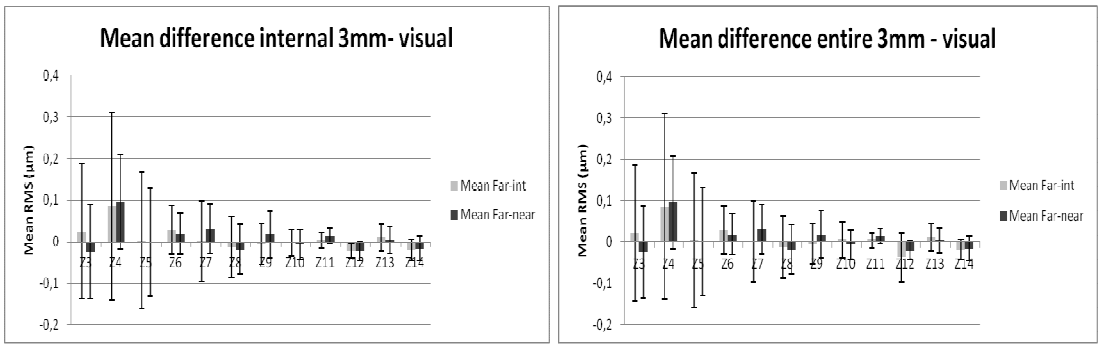



**Εικόνα 55:** Συνδυασμός τοπογραφίας και μετώπου κύματος για τον δεξιό οφθαλμό ασθενούς και ανάλυση του μετώπου κύματος σε πολυώνυμα Zernike

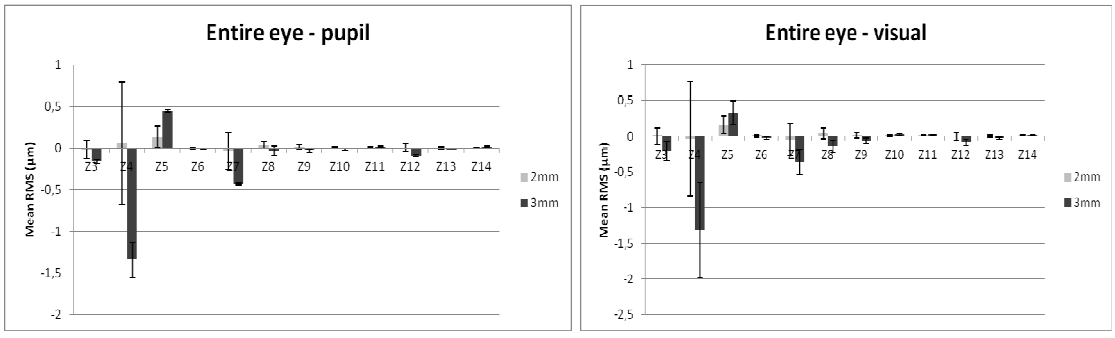
Στην κάτω αριστερή πλευρά της εικόνας αναλύονται οι εκτροπές που εισάγονται από τον κερατοειδή (σύμφωνα με τον αξονικό τοπογραφικό χάρτη στην κάτω αριστερή πλευρά). Στην πάνω αριστερή πλευρά αναλύονται οι εκτροπές που εισάγονται από τα εσωτερικά οπτικά του οφθαλμού (στην περίπτωσή μας αναφερόμαστε στον τεχνητό ενδοφακό που είναι εμφυτευμένος στον οφθαλμό του ασθενούς). Φαίνεται πως ο ενδοφακός αντισταθμίζει κατά ένας μέρος τις εκτροπές που εισάγονται από τον κερατοειδή (παρόμοιο μέγεθος μπάρας με διαφορετικό πρόσημο, απεικονίζεται με διαφορετικό χρώμα). Αυτό μειώνει αρκετά τις ολικές τιμές του RMS (πάνω δεξιά πλευρά), ειδικά αυτές των εκτροπών υψηλής τάξης, όπως παρατηρούμε και στα διαγράμματα που ακολουθούν. Μπορούμε, έτσι, να υποθέσουμε πως ο τεχνητός ενδοφακός συμβάλλει επιτυχώς στην καλή ποιότητα όρασης του ασθενούς.




**Εικόνα 56:** Μέσες τιμές διαφοράς εκτροπών κατά την εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση (Far-int) και από μακρινή σε κοντινή απόσταση (Far-near) σε ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα. Αριστερά: Εκτροπές από τα εσωτερικά οπτικά των οφθαλμών των ασθενών, Δεξιά: Ολικές εκτροπές των οφθαλμών των ασθενών




**Εικόνα 57:** Μέσες τιμές διαφοράς εκτροπών κατά την εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση (Far-int) και από μακρινή σε κοντινή απόσταση (Far-near) σε ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης. Αριστερά: Εκτροπές από τα εσωτερικά οπτικά των οφθαλμών των ασθενών, Δεξιά: Ολικές εκτροπές των οφθαλμών των ασθενών




**Εικόνα 58:** Μέσες τιμές διαφοράς εκτροπών κατά την παρατήρηση σε μακρινή απόσταση για ζώνες διαμέτρου κόρης 2 και 3 mm. Αριστερά: Ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα, Δεξιά: Ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης.

## 4.2 Συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η μέτρηση και η εκτίμηση των οφθαλμικών εκτροπών σε ασθενείς, οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε επέμβαση αφαίρεσης καταρρακτικού φακού και εμφύτευση του προσαρμοστικού ενδοφακού WIOL-CF® και στους δύο οφθαλμούς, καθώς εστιάζουν σε ένα στόχο που μετακινείται από μακρινή σε κοντινή απόσταση.

Των μετρήσεων προηγήθηκε πλήρης οφθαλμολογικός έλεγχος και στους Πίνακες VI, VII φαίνονται οι μέσες τιμές για τις μετρήσεις της οπτικής οξύτητας με διόρθωση και χωρίς καθώς και της διάθλασης.

| | **Mean value** |
|---|---|
| **BCVA** | 0.73±0.05 |
| **CNVA** | J2.0 ± 1.21 |
| **UVA** | 0.64±0.10 |
| **UIVA** | J2.1 ± 1.26 |
| **UNVA** | J2.4 ± 1.19 |

**Πίνακας VI:** Μέσες τιμές οπτικής οξύτητας με και χωρίς διόρθωση για μακριά, ενδιάμεσα και κοντά

| | **Mean value** |
|---|---|
| **Sphere (D)** | 1.42±1.31 |
| **Cylinder (D)** | -1.21±0.60 |

**Πίνακας VII:** Μέσες τιμές για σφαίρωμα και κύλινδρο

Από τα αποτελέσματα και την ανάλυση που πραγματοποιήθηκε για την τιμή του σφαιρώματος κατά την μετακίνηση του στόχου από μακρινή, σε ενδιάμεση και κοντινή απόσταση παρατηρήθηκε μείωση αυτής και μετακίνηση προς τα αρνητικά. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν για κάθε ένα από τους οφθαλμούς των ασθενών ξεχωριστά με ευθυγράμμιση είτε στον οπτικό άξονα του ασθενούς, είτε στην γραμμή όρασης. Για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα η μέση τιμή της διαφοράς του σφαιρώματος μακρινής και ενδιάμεσης απόστασης βρέθηκε ίση με -0.21±0.57D, ενώ για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης βρέθηκε ίση με -0.30±0.57D. Για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα, η μέση τιμή της διαφοράς του σφαιρώματος μακρινής και κοντινής απόστασης βρέθηκε ίση με -0.56±0.60D, ενώ για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης βρέθηκε ίση με -0.07±0.65D.

Αντίστοιχη ανάλυση έγινε για την τιμή του κυλίνδρου κατά την μετακίνηση του στόχου από μακρινή, σε ενδιάμεση και κοντινή απόσταση και παρατηρήθηκε μετακίνηση αυτής προς τα θετικά. Για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα η μέση τιμή της διαφοράς του κυλίνδρου μακρινής και ενδιάμεσης απόστασης βρέθηκε ίση με 0.09±0.44D, ενώ για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης βρέθηκε ίση με 0.02±0.39D. Για ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα, η μέση τιμή της διαφοράς του κυλίνδρου μακρινής και κοντινής απόστασης βρέθηκε ίση με 0.22±0.40D, ενώ για ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης βρέθηκε ίση με 0.02±0.39D.

Παρατηρώντας τα διαγράμματα στην ανάλυση των μετρήσεων του σφαιρώματος για κάθε ασθενή, βλέπουμε πως οι μεγαλύτερες διαφορές στις μέσες τιμές του σφαιρώματος παρουσιάζονται κατά την εστίαση από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση. Ωστόσο, και οι διαφορές στις μέσες τιμές του σφαιρώματος κατά την εστίαση από μακρινή σε κοντινή απόσταση είναι εξίσου σημαντικές. Σε αυτό το σημείο να σημειώσουμε πως δεν υπήρξε διαφορά μεταξύ των μετρήσεων που γίνανε με ευθυγράμμιση στον οπτικό άξονα και αυτών που γίνανε με ευθυγράμμιση στην γραμμή όρασης.

Οι Urminsky J. et al [31], πραγματοποίησαν μελέτη για την οπτική οξύτητα ασθενών στους οποίους είχε εμφυτευθεί ο προσαρμοστικός ενδοφακός WIOL-CF®. Η μέση ηλικία του δείγματος ήταν τα 63.5±8.4 έτη και η περίοδος παρακολούθησης ήταν 12 μήνες μετεγχειρητικά. Η μη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βρέθηκε ίση με 0.89±0.16, για ενδιάμεση απόσταση βρέθηκε ίση με J2.74 και για κοντινή

απόσταση ίση με J3.25. Επίσης, η καλύτερα διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βρέθηκε ίση με 0.93 και για κοντά βρέθηκε ίση με J1.27.

Ακόμα μια μελέτη για την οπτική οξύτητα ασθενών με ενδοφακό WIOL-CF® είναι αυτή των Mrukwa-Kominek E et al [32]. Η μέση ηλικία του δείγματος ήταν τα 59.9±7.83 έτη και η περίοδος παρακολούθησης ήταν 3 μήνες μετεγχειρητικά. Η μη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βρέθηκε ίση με 1.00±0.22, για ενδιάμεση απόσταση βρέθηκε ίση με J2 και για κοντινή απόσταση ίση με J2.9. Επίσης, η καλύτερα διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βρέθηκε ίση με J1.05.

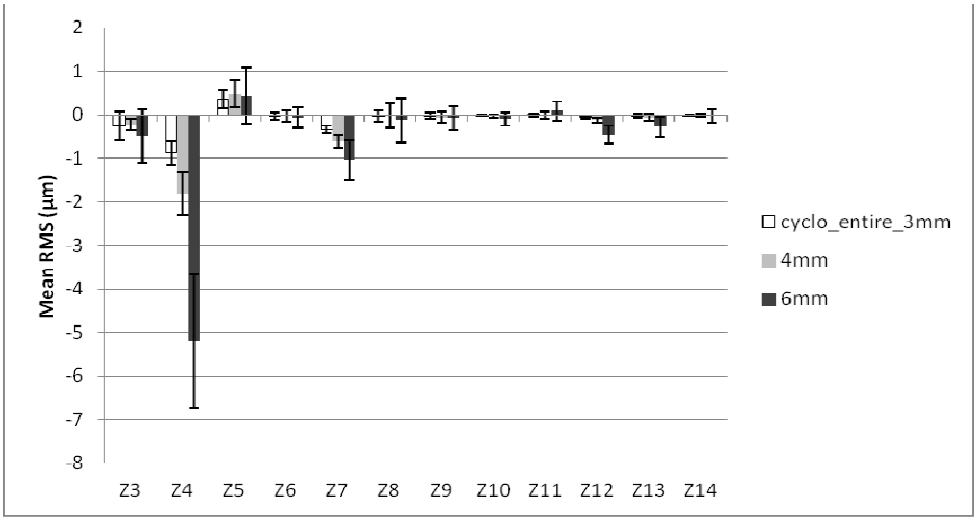
Οι Portaliou D et al μελέτησαν 50 οφθαλμούς, 25 ασθενών, μέσης ηλικίας 67.4±7.13 ετών στους οποίους είχε εμφυτευθεί ο προσαρμοστικός ενδοφακός WIOL-CF® έπειτα από επέμβαση αφαίρεσης καταρρακτικού φακού για διάστημα παρακολούθησης από 5 έως 12 μήνες μετεγχειρητικά [33]. Η μη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βελτιώθηκε από 0.45±0.21 προεγχειρητικά σε 0.66±0.13 στην τελευταία εξέταση μετεγχειρητικά. Η διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά βελτιώθηκε από 0.57±0.19 προεγχειρητικά σε 0.75±0.11 μετεγχειρητικά στην τελευταία εξέταση μετεγχειρητικά. Επιπλέον 71% των οφθαλμών κέρδισαν γραμμές διορθωμένης οπτική οξύτητας για μακριά. Χρησιμοποιήθηκε ο χάρτης ανάγνωσης Birkhauser σε απόσταση 35cm σε φωτοπικές συνθήκες και κατά την τελευταία εξέταση παρακολούθησης το 64% των ασθενών είχαν J1, J1-2.

Χρησιμοποιώντας τους τρισδιάστατους διαθλαστικούς χάρτες για μακρινή, ενδιάμεση και κοντινή απόσταση, μπορέσαμε να αναλύσουμε και να εκτιμήσουμε την απόδοση του προσαρμοστικού ενδοφακού. Αυτό έγινε απεικονίζοντας τη διαφορά του μετώπου κύματος μεταξύ μακρινής και ενδιάμεσης απόστασης, καθώς και μεταξύ μακρινής και κοντινής απόστασης. Στους χάρτες ενδιάμεσης και κοντινής απόστασης παρατηρήσαμε την προσπάθεια που κατέβαλε ο κάθε ασθενής να εστιάσει, όπως αυτή απεικονίστηκε ως στροφή της διάθλασης προς τη μυωπία (μυωπική στροφή). Η μέγιστη διαφορά που καταγράψαμε, τόσο στους χάρτες που απεικόνιζαν τις ολικές οφθαλμικές εκτροπές, όσο σε αυτούς που απεικόνιζαν τις ολικές εκτροπές υψηλής τάξης, βρέθηκε να είναι εκείνη κατά την προσπάθεια εστίασης από μακρινή σε ενδιάμεση απόσταση. Ωστόσο, εξίσου σημαντική ήταν και η μέγιστη διαφορά που καταγράψαμε κατά την προσπάθεια εστίασης από μακρινή σε κοντινή απόσταση.

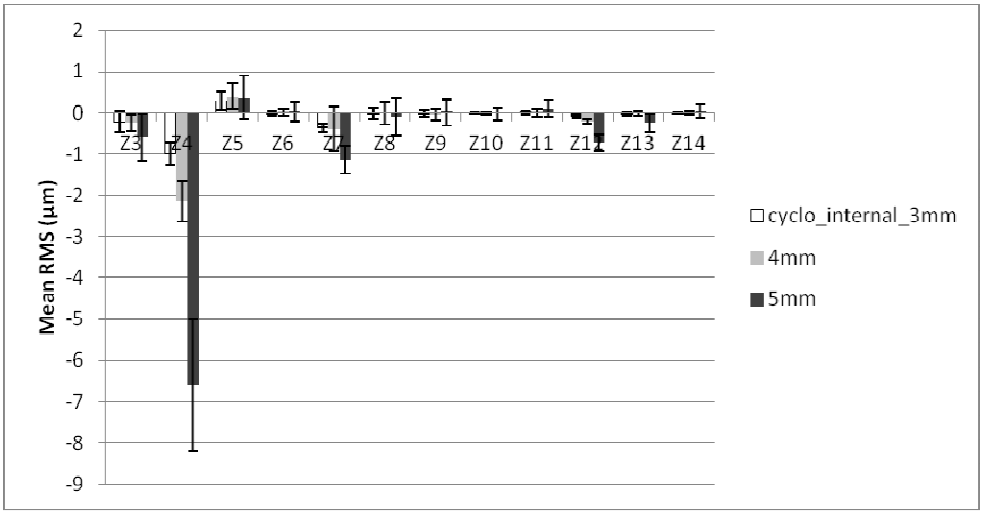
Από κλινικές μελέτες που έχουν γίνει καταγράφηκε εύρος προσαρμογής μεγαλύτερο από 2D. Οι Pasta et al το 2003 [34], για περίοδο παρακολούθησης από 3 έως 9 χρόνια κατέγραψαν εύρος προσαρμογής 2D, ενώ σε μελέτη που έγινε το 2006 για περίοδο παρακολούθησης πάνω από 1 χρόνο κατέγραψαν εύρος προσαρμογής 2.2D [35]. Οι Nylander et al, για περίοδο παρακολούθησης μέχρι και 2 χρόνια, κατέγραψαν εύρος προσαρμογής πάνω από 2.25D [36]. Επίσης, οι Pallikaris I. et al, για περίοδο παρακολούθησης 2 ετών, κατέγραψαν εύρος προσαρμογής 2D [37].

Συνδυάζοντας την τοπογραφία, κάθε ασθενούς, με το χάρτη του μετώπου κύματος αναλύσαμε τις εκτροπές του οφθαλμού σε αυτές που εισάγονται από τον κερατοειδή και σε αυτές που εισάγονται από τον εμφυτευμένο ενδοφακό. Η αλλαγή στη διάθλαση φαίνεται να επηρεάζεται κατά κύριο λόγο από τις εκτροπές χαμηλής τάξης, όπως συμβαίνει και με τον κρυσταλλοειδή φακό. Αυξημένες τιμές παρουσιάζονται για τον αστιγματισμό, οριζόντιο και κάθετο, καθώς και για το οριζόντιο και κάθετο κόμα. Σε ό,τι αφορά την σφαιρική εκτροπή, παρατηρήθηκε πως κατά την προσαρμογή κινείται σε πιο αρνητικές τιμές, τόσο στην περίπτωση ευθυγράμμισης με τον οπτικό άξονα, όσο και στην ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης. Είναι αξιοσημείωτο, άλλωστε, πως η σφαιρική εκτροπή αποτελεί την εκτροπή υψηλής τάξης που μεταβάλλεται χαρακτηριστικά με την προσαρμογή. Οι Pallikaris I. et al [37], βρήκανε πως κατά μέσο όρο στην προσαρμογή το σφαίρωμα συνισφέρει σε ποσοστό 40%, ο αστιγματισμός σε ποσοστό 59% και οι εκτροπές υψηλής τάξης έχουν επιρροή σε ποσοστό 1%, κάτι το βρίσκεται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της μελέτης μας.

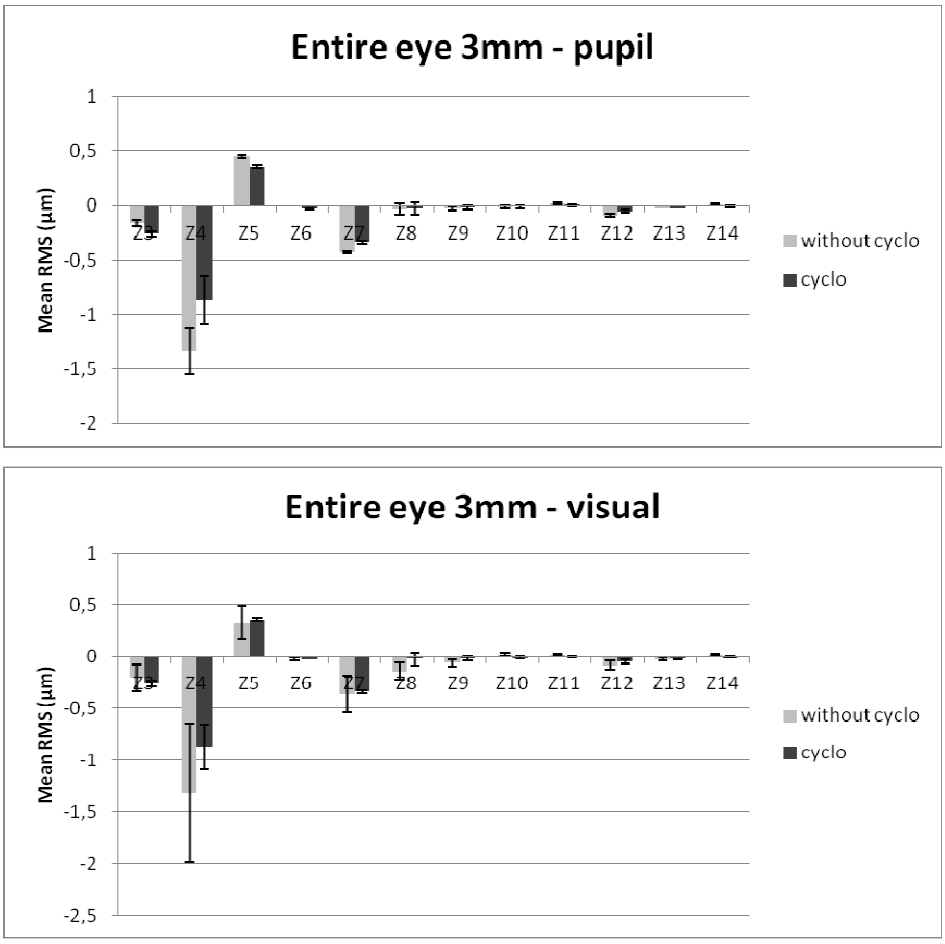
Μετά την ενστάλλαξη σταγόνων κυκλοπληγικού φαρμάκου στους οφθαλμούς των ασθενών φτάσαμε σε ζώνες διαμέτρου κόρης έως και 6mm. Παρατηρήθηκε, όπως ήταν αναμενόμενο, μείωση της ποιότητας της όρασης των ασθενών και αυτό οφείλεται στην αύξηση τόσο των εκτροπών χαμηλής τάξης (κυρίως του defocus), όσο και στην εισαγωγή εκτροπών υψηλής τάξης, κυρίως κάθετου κόμα και σφαιρικής εκτροπής. Στα παρακάτω διαγράμματα μπορούμε να δούμε πως αυξάνονται οι εκτροπές καθώς η διάμετρος της κόρης αυξάνεται από τα 3mm, στα 4mm και τέλος στα 6mm.




**Εικόνα 59:** Μέσες τιμές συντελεστών πολυωνύμων Zernike για διαμέτρους κόρης 3,4 και 6 mm (άσπρες, γκρι και μαύρες μπάρες αντίστοιχα). Ανάλυση εκτροπών ολικού οπτικού συστήματος.

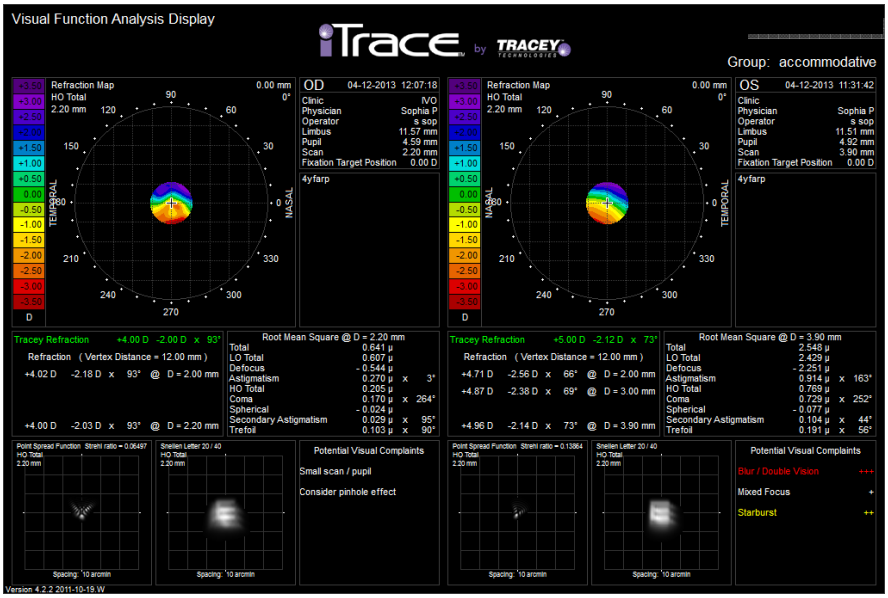



**Εικόνα 60:** Μέσες τιμές συντελεστών πολυωνύμων Zernike για διαμέτρους κόρης 3,4 και 6 mm (άσπρες, γκρι και μαύρες μπάρες αντίστοιχα). Ανάλυση εσωτερικών εκτροπών.

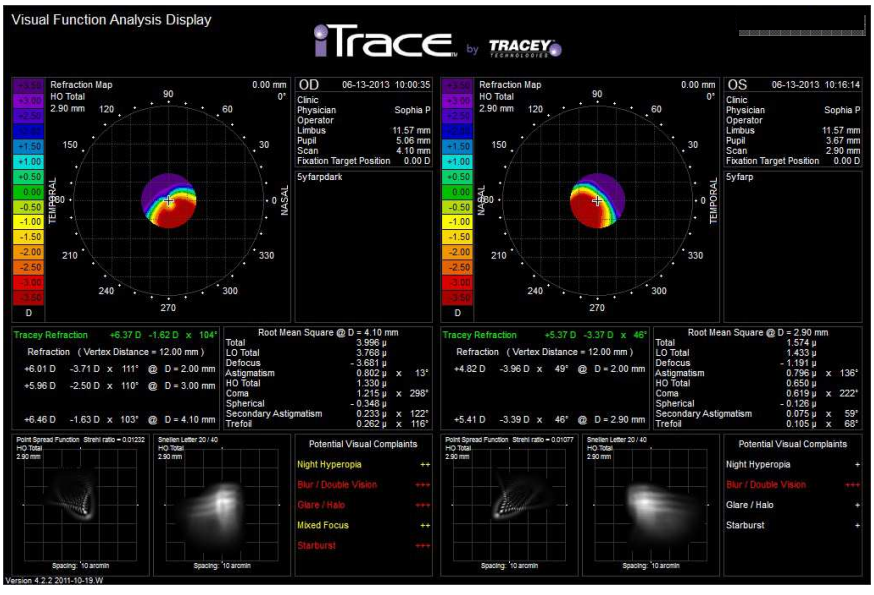


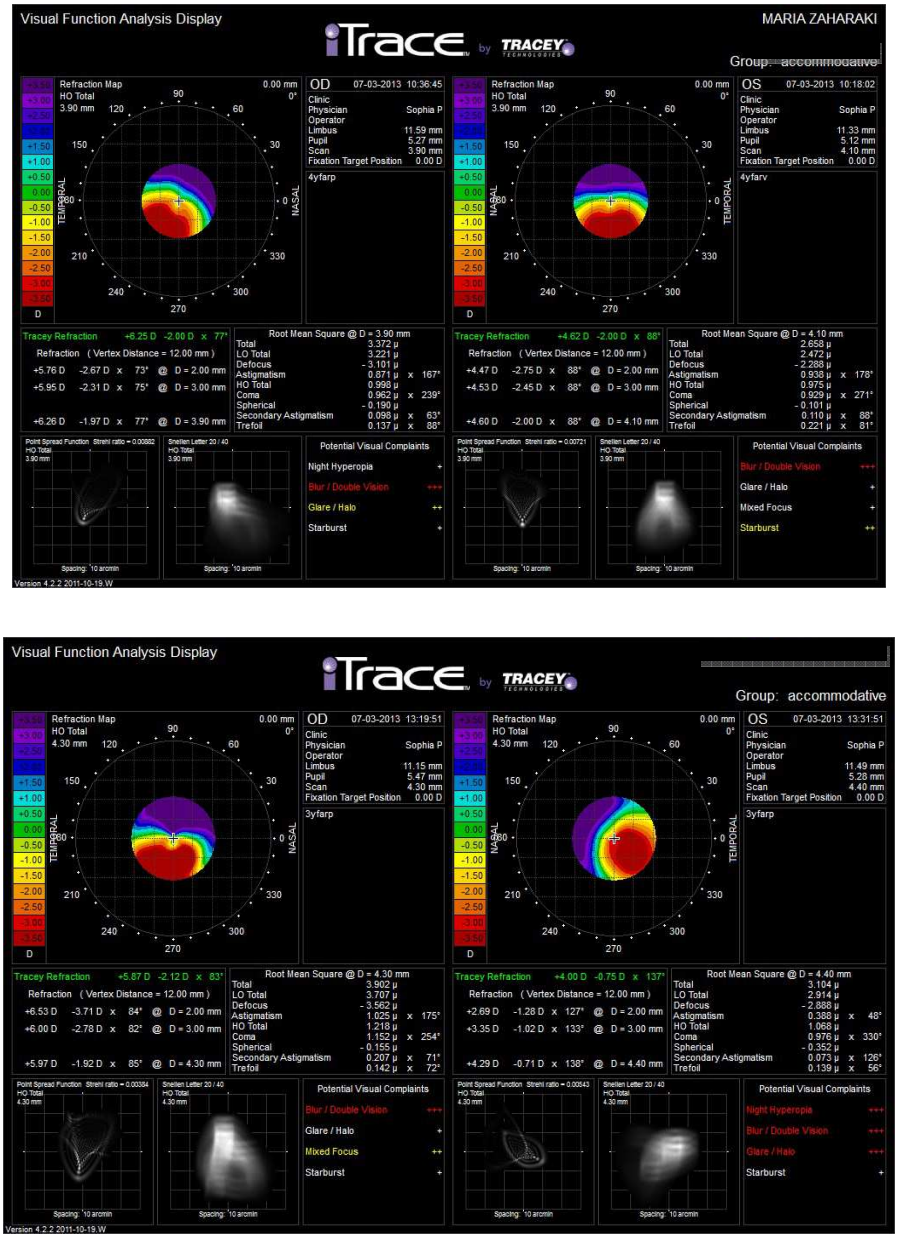

**Εικόνα 61:** Σύγκριση εκτροπών ολικού οπτικού συστήματος χωρίς κυκλοπληγία (γκρι μπάρες) και μετά την ενστάλλαξη κυκλοπληγικών σταγόνων (μαύρες μπάρες) για ζώνη διαμέτρου κόρης 3mm. Πάνω**:** Ευθυγράμμιση με τον οπτικό άξονα, Κάτω: Ευθυγράμμιση με τη γραμμή όρασης

Όλοι οι ασθενείς παρουσιάστηκαν να είναι ευχαριστημένοι από την ποιότητα της όρασης που τους προσφέρει ο προσαρμοστικός ενδοφακός WIOL-CF®. Έτσι, θελήσαμε να δούμε την ποιότητα της αμφιβληστροειδικής εικόνας, όπως αυτή αποτυπώνεται από το iTrace® στις εικόνες που ακολουθούν. Η ποιότητα του ειδώλου εκτιμήθηκε με τη χρήση αλγόριθμου που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση οπτικών συστημάτων, όπως η συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF), που απεικονίζεται στο κάτω αριστερά τετράγωνο. Για κάθε οφθαλμό, δεξιό και αριστερό, στο κάτω δεξιά τετράγωνο απεικονίζεται η προσομοίωση του γράμματος Snellen E που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή.


Visual Function Analysis Display
iTrace by TRACEY TECHNOLOGIES
Group: accommodative
OD 04-12-2013 12:07:18
Clinic IVO
Physician Sophia P
Operator s sop
Limbus 11.57 mm
Pupil 4.59 mm
Scan 2.20 mm
Fixation Target Position 0.00 D
4yfarp
OS 04-12-2013 11:31:42
Clinic
Physician Sophia P
Operator s sop
Limbus 11.51 mm
Pupil 4.92 mm
Scan 3.90 mm
Fixation Target Position 0.00 D
4yfarp
Refraction Map
HO Total
2.20 mm
0.00 mm
Tracey Refraction +4.00 D -2.00 D x 93°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+4.02 D -2.18 D x 93° @ D = 2.00 mm
+4.00 D -2.03 D x 93° @ D = 2.20 mm
Root Mean Square @ D = 2.20 mm
Total 0.641 µ
LO Total 0.607 µ
Defocus - 0.544 µ
Astigmatism 0.270 µ x 3°
HO Total 0.205 µ
Coma 0.170 µ x 264°
Spherical - 0.024 µ
Secondary Astigmatism 0.029 µ x 95°
Trefoil 0.103 µ x 90°
Tracey Refraction +5.00 D -2.12 D x 73°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+4.71 D -2.56 D x 66° @ D = 2.00 mm
+4.87 D -2.38 D x 69° @ D = 3.00 mm
+4.96 D -2.14 D x 73° @ D = 3.90 mm
Root Mean Square @ D = 3.90 mm
Total 2.548 µ
LO Total 2.429 µ
Defocus - 2.251 µ
Astigmatism 0.914 µ x 163°
HO Total 0.769 µ
Coma 0.729 µ x 252°
Spherical - 0.077 µ
Secondary Astigmatism 0.104 µ x 44°
Trefoil 0.191 µ x 56°
Potential Visual Complaints
Small scan / pupil
Consider pinhole effect
Potential Visual Complaints
Blur / Double Vision +++
Mixed Focus +
Starburst ++
Version 4.2.2 2011-10-19.W

Visual Function Analysis Display
iTrace by TRACEY TECHNOLOGIES
Group: accommodative
OD 06-06-2013 11:13:20
Clinic
Physician Sophia P
Operator
Limbus 11.33 mm
Pupil 5.91 mm
Scan 5.00 mm
Fixation Target Position 0.00 D
3yfarp5mm
OS 06-06-2013 11:43:37
Clinic
Physician Sophia P
Operator
Limbus 11.41 mm
Pupil 5.60 mm
Scan 4.60 mm
Fixation Target Position 0.00 D
3yfarp
Refraction Map
HO Total
4.60 mm
0.00 mm
Tracey Refraction +2.62 D -1.37 D x 97°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+1.86 D -1.39 D x 88° @ D = 2.00 mm
+2.22 D -1.38 D x 93° @ D = 3.00 mm
+3.01 D -1.28 D x 99° @ D = 5.00 mm
+3.01 D -1.28 D x 99° @ D = 5.00 mm
Root Mean Square @ D = 5.00 mm
Total 2.465 µ
LO Total 2.365 µ
Defocus - 2.200 µ
Astigmatism 0.868 µ x 9°
HO Total 0.696 µ
Coma 0.613 µ x 263°
Spherical - 0.263 µ
Secondary Astigmatism 0.057 µ x 63°
Trefoil 0.147 µ x 100°
Tracey Refraction +3.62 D -1.50 D x 90°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+2.80 D -1.44 D x 83° @ D = 2.00 mm
+3.16 D -1.47 D x 86° @ D = 3.00 mm
+3.92 D -1.40 D x 92° @ D = 4.60 mm
Root Mean Square @ D = 4.60 mm
Total 2.896 µ
LO Total 2.688 µ
Defocus - 2.560 µ
Astigmatism 0.820 µ x 2°
HO Total 1.075 µ
Coma 1.000 µ x 274°
Spherical - 0.265 µ
Secondary Astigmatism 0.077 µ x 54°
Trefoil 0.254 µ x 75°
Potential Visual Complaints
Night Hyperopia +
Blur / Double Vision +++
Glare / Halo ++
Potential Visual Complaints
Night Hyperopia +
Blur / Double Vision +++
Glare / Halo ++
Starburst ++
Version 4.2.2 2011-10-19.W


Visual Function Analysis Display
iTrace by TRACEY TECHNOLOGIES
OD 06-13-2013 10:00:35
Clinic
Physician Sophia P
Operator
Limbus 11.57 mm
Pupil 5.06 mm
Scan 4.10 mm
Fixation Target Position 0.00 D
5yfarpdark
OS 06-13-2013 10:16:14
Clinic
Physician Sophia P
Operator
Limbus 11.57 mm
Pupil 3.67 mm
Scan 2.90 mm
Fixation Target Position 0.00 D
5yfarp
Refraction Map
HO Total
2.90 mm
0.00 mm
Tracey Refraction +6.37 D -1.62 D x 104°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+6.01 D -3.71 D x 111° @ D = 2.00 mm
+5.96 D -2.50 D x 110° @ D = 3.00 mm
+6.46 D -1.63 D x 103° @ D = 4.10 mm
Root Mean Square @ D = 4.10 mm
Total 3.996 µ
LO Total 3.768 µ
Defocus - 3.681 µ
Astigmatism 0.802 µ x 13°
HO Total 1.330 µ
Coma 1.215 µ x 298°
Spherical - 0.348 µ
Secondary Astigmatism 0.233 µ x 122°
Trefoil 0.262 µ x 116°
Tracey Refraction +5.37 D -3.37 D x 46°
Refraction ( Vertex Distance = 12.00 mm )
+4.82 D -3.96 D x 49° @ D = 2.00 mm
+5.41 D -3.39 D x 46° @ D = 2.90 mm
Root Mean Square @ D = 2.90 mm
Total 1.574 µ
LO Total 1.433 µ
Defocus - 1.191 µ
Astigmatism 0.796 µ x 136°
HO Total 0.650 µ
Coma 0.619 µ x 222°
Spherical - 0.126 µ
Secondary Astigmatism 0.075 µ x 59°
Trefoil 0.105 µ x 68°
Potential Visual Complaints
Night Hyperopia ++
Blur / Double Vision +++
Glare / Halo +++
Mixed Focus ++
Starburst +++
Potential Visual Complaints
Night Hyperopia +
Blur / Double Vision +++
Glare / Halo +
Starburst +
Version 4.2.2 2011-10-19.W







**Εικόνα 62:** Ανάλυση οπτικής λειτουργίας για δεξιό και αριστερό οφθαλμό κατά την παρουσία του συνόλου των εκτροπών υψηλής τάξης

Παρατηρώντας τις παραπάνω εικόνες μπορούμε να διακρίνουμε τόσο στην συνάρτηση διασποράς σημείου, όσο και στην προσομοίωση του γράμματος, ένα σχημαρισμό κόμης σε διαφορετικούς προσανατολισμούς. Παρά την φαινόμενη θόλωση οι ασθενείς δεν φαίνεται να ενοχλούνται και αναφέρουν ικανοποιητική όραση τόσο για μακριά, όσο και για ενδιάμεσες και κοντινές αποστάσεις χωρίς την ανάγκη χρήσης γυαλιών. Μόνο μία ασθενής ανέφερε πως χρειάζεται τα γυαλιά της για να πραγματοποιήσει εργασίες σε κοντινή απόσταση που απαιτούν ώρα, όπως κέντημα ή πλέξιμο.

## 4.3 Περιορισμοί εργασίας - Μελλοντικές εργασίες

Σε κάθε εργασία υπάρχουν περιοριστικοί παράγοντες που επηρεάζουν την έκβαση του τελικού αποτελέσματος.

Ο πιο καθοριστικός περιοριστικός παράγοντας ήταν ο μικρός αριθμός των ασθενών που μπόρεσαν να προσέλθουν και απότελεσαν το δείγμα της μελέτης μας. Απαιτείται μεγαλύτερος αριθμός δείγματος, για ένα γενικευμένο αποτέλεσμα, ώστε να εκτιμηθεί κατά πόσο ο προσαρμοστικός ενδοφακός WIOL-CF® μπορεί να αντισταθμίζει τις εκτροπές που υπεισέρχονται από τον κερατοειδή στο οπτικό σύστημα, και να προσφέρει καλή και σταθερή ποιότητα όρασης με το πέρασμα του χρόνου.

Από τις μετρήσεις που γίνανε για το φακό WIOL-CF με το iTrace, παρατηρούνται φυσικές αλλαγές στα χαρακτηριστικά οπτικής ισχύος που φαίνεται να επηρεάζονται από την αλλαγή στο σχήμα του φακού.

Οι αλλαγές που παρατηρούμε καθώς ο ασθενής εστιάζει από ένα μακρινό σε ένα κοντινό στόχο, μοιάζουν με τις αλλαγές στα χαρακτηριστικά του κρυσταλλοειδούς φακού κατά την προσπάθεια για προσαρμογή

Η διάθλαση φαίνεται να διαφοροποιείται κυρίως λόγω της επίδρασης των εκτροπών χαμηλής τάξης, σφαίρωμα και αστιγματισμός.

Έντονη παρουσιάζεται η παρουσία της κόμης, με την κάθετη να υπερισχύει.

# Βιβλιογραφία


[1] Μόσχος Ν. Μιχαήλ. Εισαγωγή στην Οφθαλμολογία. Ζήτα.

[2] D. Atchison. Recent advances in representation of monochromatic aberrations of human eyes. Clin Exp Optom, 87(3):138-148, 2004.

[3] Antonio Guirao, Jason Porter, R. David Williams, and G. Ian Cox. Calculated impact of higher-order monochroma aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. J. Optical Society of America, 19(1):1-9, 2002.

[4] Δρόσος Δημοσθένης. Αξιολόγηση οφθαλμικών φακών με εκτροπόμετρο Shack-Hartmann. Master's thesis, Πανεπιστήμιο Κρήτης, 2008.

[5] Werner L, Trindade F, Pereira F, Werner L. Physiology of accommodation and presbyopia. Arq. Bras. Oftalmol, vol.63, n.6, pp. 487-493, 2000

[6] Glasser A, Kaufman P, The mechanism of accommodation in primates. Ophthalmology, 106(5):863–872, 1999

[7] Allen D, Vasavada A. Cataract and surgery for cataract. BMJ, 333:128–32, 2006

[8] Lovisolo C. F, Reinstein D. Z. Phakic Intraocular Lenses. Surv Ophthalmol 50:549-587, 2005

[9] Güell J. L. An Introduction to Intraocular Lenses: Material, Optics, Haptics, Design and Aberration. Basel, Karger, vol 3, pp 38-55, 2013

[10] Argal S. Newer intraocular lens materials and design. J Clin Ophthalmol Res 2013;1:113-7

[11] Arthur S. N, Peng Q, Escobar-Gomez M, Apple D. J. Silicone oil adherence to silicone intraocular lenses. Int Ophthalmol Clin. 2001 Summer;41(3):33-45

[12] Hugh P. W. Sir Harold Ridley's vision. Br J Ophthalmol 2001;85:1022-1023

[13] Mesci C, Erbil H, Olgun A, Yaylali S. Visual Performances With Monofocal, Accommodating, and Multifocal Intraocular Lenses in Patients With Unilateral Cataract. Am J Ophthalmol 2010;150:609–618

[14] Niels E. de Vries, Rudy M.M.A. Nuijts. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: Literature review of benefits and side effects. Cataract Refract Surg 2013; 39:268–278

[15] Aničin, B. A, Babović, V. M, Davidović, D. M. Fresnel lenses. American Journal of Physics, Volume 57, Issue 4, pp. 312-316 (1989)

[16] Davison J. A, Simpson M. J. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2006;32:849–858

[17] Cillino S, Casuccio A, Di Pace F, Morreale R, Pillitteri F, Cillino G, Lodato G. One-Year Outcomes with New-Generation Multifocal Intraocular Lenses. Ophthalmology 2008;115:1508–1516

[18] Alió J. L, Plaza-Puche A. B, Piñero D. P, Amparo F, Rodríguez-Prats J. L, Ayala M. Quality of life evaluation after implantation of 2 multifocal intraocular lens models and a monofocal model. J Cataract Refract Surg 2011; 37:638–648

[19] Kohnen T, Nuijts R, Levy P, Haefliger E, Alfonso J. F. Visual function after bilateral implantation of apodized diffractive aspheric multifocal intraocular lenses with a +3.0 D addition. J Cataract Refract Surg 2009;35:2062–2069

[20] Trueb P. R, Albach C, Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T. Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses. Ophthalmology 2009;116:890–895

[21] Slade, Stephen. “Accommodating IOLs: Design, Technique, Results.” Review of Ophthalmology. 2005. 20 Mar 2009

[22] Ramón M. L, Piñero D. P, Blanes-Mompó F. J, Pérez-Cambrodí R. J. Clinical and quality of life data correlation with a single- optic accommodating intraocular lens. Journal of Optometry (2013) 6, 25-35

[23] McLeod S. D, Vargas L. G, Portney V, Ting A. Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens: Part 1: Optical and biomechanical principles and design considerations. J Cataract Refract Surg 2007;33:37–46

[24] Doane J. F, Jackson R. T. Accommodative intraocular lenses: considerations on use, function and design. Current Opinion in Ophthalmology 2007, 18:318–324

[25] Findl O, Menapace R, Sacu S, Buehl W, Rainer G. Effect of optic material on posterior capsule opacification in intraocular lenses with sharp-edge optics: Randomized clinical trial. Ophthalmology 2005;112:67–72

[26] Buehl W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Sacu S, Kiss B, Petternel V, Georgopoulos M. Effect of an acrylic intraocular lens with a sharp posterior optic edge on posterior capsule opacification1 1 None of the authors has a financial or proprietary interest in any material or method mentioned. J Cataract Refract Surg 2002; 28:1105–1111

[27] Portaliou D. M, Kymionis G. D, Pallikaris I. The WIOL-CF Accommodative Intraocular Lens. European Ophthalmic Review, 2009,3(1):54-6

[28] Pallikaris I. G, Kontadakis G. A, Portaliou D. M. Real and Pseudoaccommodation in Accommodative Lenses. Review Journal of Ophthalmology, Volume 2011 (2011), Article ID 284961, 8 pages

[29] Gómez A. C, Verdejo del Rey A, Bautista C. P, Ferrándiz A. E, González D. C, Burgos S. C. Principles and Clinical Applications of Ray-Tracing aberrometry (Part I). J Emmetropia 2012; 3: 96-110

[30] Σημειώσεις μεταπτυχιακού προγράμματος "Οπτική και όραση" Παναγοπούλου Σοφία, PhD Φυσικός

[31] Urminsky J, Studeny P. Observational registry of patients with bilaterally implanted bioanalogic intraocular lens WIOL-CF. Amsterdam, October 2013, ESCRS Annual Meeting

[32] Mrukwa-Kominek E. WIOL-CF International Registry Outcomes. Amsterdam, October 2013, ESCRS Annual Meeting

[33] Pallikaris I. G. WIOL- CF Function Demonstrated by iTrace Examination. Amsterdam, October 2013, ESCRS Annual Meeting

[34] Pasta J, Stoy V. A. Pseudoaccommodation of the full optics IOL. Poster abstract p. 225, Proceedings of the XXI Congress of the ESCRS, Munich, Germany, 6th-10th September, 2003

[35] Pasta J, Stoy V. A, Novacek L, Drunecky T. Pseudoaccommodation of WIOL CF hydrogel lenses, San Francisco 2006

[36] Nylander A, El-Gendy A: Clinical Experience with the Accommodative WIOL-CF acrylic IOL. 11th Winter Refractive Surgery Meeting, Athens 2006

[37] Pallikaris I. G et al. Outcomes after WIOL – CF accommodative intraocular lens implantation. ESCRS, Vienna 2011