

**Πανεπιστήμιο Κρήτης
Τμήμα Ιατρικής**



**Ανάπτυξη συστήματος προσαρμοστικών
οπτικών (adaptive optics) για εφαρμογές
στην ψυχοφυσική της όρασης.**

Τσουκαλάς Σπυρίδων

Ανάπτυξη συστήματος προσαρμοστικών οπτικών (adaptive optics) για εφαρμογές στην ψυχοφυσική της όρασης.

Τσουκαλάς Σπυρίδων

Επιβλέπων: Γκίνης Χαρίλαος , PhD

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Οπτική και Όραση» και παρουσιάστηκε στις 23 Φεβρουαρίου 2018 στην τριμελή επιτροπή αποτελούμενη από τους :

- 1 Τσιλιμπάρης Μιλτιάδης
- 2 Παπαζογλου Δημήτριος
- 3 Σιγανός Χαράλαμπος

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2018

Περιεχόμενα

Εισαγωγή.....	6
Abstract	8
Θεωρία	9
Διαθλαστική περιγραφή του οφθαλμού	9
Διαθλαστικά σφάλματα	10
Οι οφθαλμικές εκτροπές	13
Εκτροπες	17
Μετώπο κυματος.....	17
Βασικές αρχές ανάλυσης μετώπου κύματος.....	17
Εκτροπόμετρα	18
Μέθοδος Rerina Ray Tracing	18
Μέθοδος Tscherning	19
Μέθοδος Shack- Hartmann	20
Προσαρμοστικά Οπτικά	21
Ενδοφακοί.....	23
Οι μονοεστιακοί ενδοφακοί.....	25
Οι τορικοί ενδοφακοί	25
Οι ασφαιρικοί ενδοφακοί.....	25
Οι διπλοεστιακοί ενδοφακοί.....	26
Οι πολυεστιακοί ενδοφακοί.....	26
Μέθοδος.....	28
Πειραματική διάταξη.....	28
Ευθυγράμμιση συστήματος.....	30
Μέθοδος ευθυγράμμισης οφθαλμού	31
Βραχίονας παρατήρησης.....	33
Τεχνητός οφθαλμός.....	34
Υπολογισμός διάθλασης στα διάφορα επίπεδα κόρης	35
Πειραματική διαδικασία	37
Προετοιμασία πειράματος	37
Βαθμονόμηση κάμερας.....	39
Βαθμονόμηση Οπτοτύπων	40
Πειράματα προσομοίωσης.....	42
Διόρθωση σφαλμάτων	42
Ποιότητα εικόνας με διαφορετική διάμετρο κόρης.....	44
Διπλοεστιακός φακός	46
Σύνοψη- Συμπεράσματα	48
Παράρτημα	50
Πίνακας Εικόνων	50
Πίνακας Εξισώσεων.....	52

Εισαγωγή

Τα προσαρμοστικά οπτικά είναι μια τεχνολογία με την οποία μπορεί να ελεγχθεί ένα μετώπο κύματος. Η τεχνολογία αυτή αν και σχετικά πρόσφατη στο πεδίο της όρασης χρησιμοποιείται εδώ και αρκετά χρόνια στην αστροφυσική για την βελτίωση των εικόνων που λαμβάνουν τα τηλεσκόπια. Η χρήση των οπτικών αυτών μπορεί να δώσει την δυνατότητα βελτίωσης του μετώπου κύματος που καταλήγει στον αμφιβληστροειδή και κατ' επέκταση της εικόνας που γίνεται αντιληπτή.

Εκτός της καταγραφής και διόρθωσης των εκτροπών με το συγκεκριμένο σύστημα μπορεί επίσης να επιτευχθεί και η εισαγωγή πρόσθετων ή/και διαφορετικών εκτροπών. Αυτό το χαρακτηριστικό δίνει την δυνατότητα για τη μελέτη των επιπτώσεων που μπορεί να έχουν οι οπτικές εκτροπές του οφθαλμού στην λειτουργικότητα της όρασης.

Στόχος αυτής της εργασίας ήταν ανάπτυξη ενός συστήματος προσαρμοστικών οπτικών για μελέτη στην ψυχοφυσική της όρασης. Αυτό περιλαμβάνει την ανάπτυξη του συστήματος καθώς επίσης και πιλοτικά πειράματα που πιστοποίησαν τη λειτουργία της.

Το σύστημα αυτό περιλάμβανε τον προσαρμοστικό καθρέφτη και έναν ανιχνευτή μετώπου κύματος Shack-Hartman. Η διάταξη μπορεί να μετράει τις εκτροπές του μετώπου κύματος του οφθαλμού και θα διορθώνει σε πραγματικό χρόνο σε λειτουργία κλειστού βρόχου (closed loop). Η διάταξη αυτή μπορεί να βρει εφαρμογές στη μελέτη των διαθλαστικών μέσων που προκαλούν παραμόρφωση του μετώπου κύματος κατά την διέλευση του μέσα από τον οφθαλμό. Δηλαδή είναι ένα μέσο που μπορεί να υπολογίσει τις εκτροπές που θα προκύψουν στον οφθαλμό κατά τη διέλευση του μετώπου από τον κερατοειδή και το φακό.

Για την δημιουργία του συστήματος αυτού χρησιμοποιήθηκε μια υπέρυθρη SLD (super luminant diode) στα $750\text{nm} \pm 20\text{nm}$ (EXALOS) ως πηγή φωτός, ένας προσαρμοστικός καθρέφτης (Imagine-optic Mirao 52E) και ένας ανιχνευτής Hartmann –Shack (Imagine-optic HASO 4). Το φως από την πηγή με τη βοήθεια ενός διαχωριστή δέσμης εισέρχεται στον οφθαλμό και εστιάζεται σε μια κατά το δυνατόν μικρή κηλίδα στον αμφιβληστροειδή. Το ανακλώμενο φως (κατά κύριο λόγο από το μελάγχρουν επιθήλιο) εξέρχεται από τον οφθαλμό και μέσω ενός τηλεσκοπίου καταλήγει στον προσαρμοστικό καθρέφτη και από εκεί με την βοήθεια ενός δεύτερου τηλεσκοπίου κατευθύνεται στον ανιχνευτή. Στη διάταξη αυτή, το επίπεδο της κόρης του οφθαλμού, του καθρέφτη και του ανιχνευτή θα είναι συζυγή.

Η εργασία συνίσταται στην ανάπτυξη της οπτικής διάταξης, τη βαθμονόμηση καθώς και τη ρύθμιση και λειτουργία της διάταξης σε κλειστό βρόχο.

Σαν πρώτη εφαρμογή εξετάστηκε η εισαγωγή στον οφθαλμό κατάλληλων εκτροπών προκειμένου να αυξηθεί το βάθος εστίας. Η πρακτική αυτή είναι συνηθισμένη στο πεδίο των πολυεστιακών φακών επαφής αλλά και κάποιων ενδοφακών για την αντιμετώπιση της πρεσβυωπίας.

Η διάταξη που έχει αναπτυχθεί επιτρέπει την εικονική εισαγωγή εκτροπών (μέσω του καθρέπτη) προκειμένου να δοκιμάζονται διαφορετικά προφίλ εκτροπών που ενδεχομένως είναι αποτελεσματικότερα από τη σφαιρική εκτροπή ή το διαχωρισμό της κόρης σε ομόκεντρες ζώνες με διαφορετική διάθλαση.

Abstract

Adaptive optics is a technology by which a wavefront aberration in an optical system can be modified. This technology, although relatively recent in the field of vision, is being used in the field of astrophysics for years, in order to improve images taken by telescopes. The use of these optics may provide the possibility of improvement of the wavefront which results in the retina and thus the image being perceived.

The aim of this thesis is to develop an adaptive optics setup for applications in visual psychophysics. This included the development of the system as well as pilot experiments validate its operation.

However, in addition to recording and correcting aberrations with this particular system, it may also be possible to introduce additional and / or different aberrations. This feature allows for the study of the effects of visual eye aberrations on visual function.

This system includes an adaptive mirror and a Shack-Hartman wavefront sensor. The device has the capability to measure the aberrations of the wavefront of the eye, and to fix it in real time in closed loop mode. This device can find applications in the study of refractive media that cause wavefront deformation when passing through the eye. In essence, it is a means of calculating the aberrations that will occur in the eye when the wavefront passage is through the cornea and the lens.

For the creation of this system, used an SLD infrared (superluminant diode) at $750\text{nm} \pm 20\text{nm}$ (EXALOS) as a light source, a deformable mirror (Imagine-optic Mirao 52E), and a Hartmann–Shack sensor (Imagine-optic HASO 4). The light, with the help of a beam splitter, enters the eye and focuses onto the smallest possible spot in the retina. The reflected light (for the most part from the pigment epithelia) comes out of the eye, then through a telescope it ends up at the deformable mirror, and from there with the help of a second telescope is directed to the sensor. With this system, the pupil plane of mirror and sensor will be conjugate.

This thesis pertains to the development of the optical system, the calibration, the adjustment and pilot operation of the device in a closed loop.

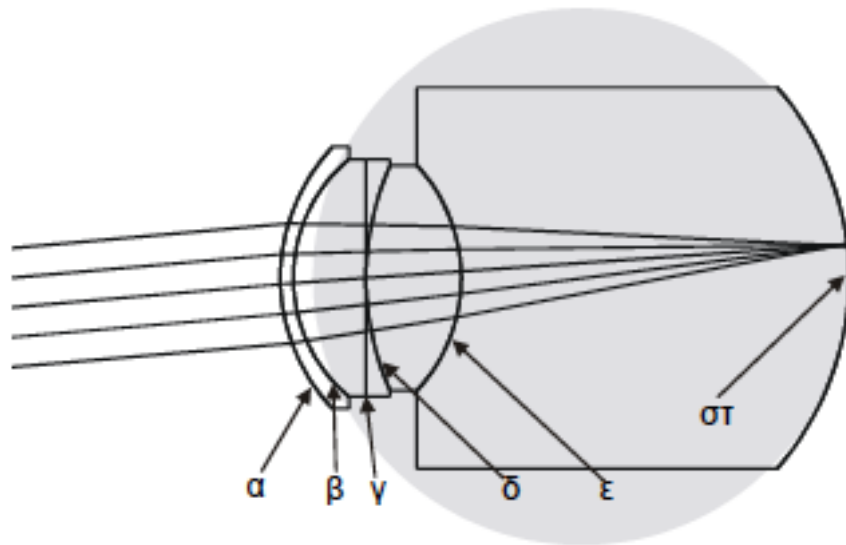
In the first application, the insertion of suitable aberrations will be tested, in order to increase the focal depth. This is a common practice in the field of multifocal lenses, as well as intraocular lenses, for the treatment of presbyopia.

The device that was developed, allows the virtual insertion of aberrations (via the mirror), in order to test different aberration profiles, where they may be more efficient from the spherical aberration or the pupil separation in concentric zones with different refraction.

Θεωρία

Διαθλαστική περιγραφή του οφθαλμού

Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τέσσερις διαθλαστικές επιφάνειες όπως εμφανίζεται στην εικόνα 1.



Εικόνα 1: Σχηματική αναπαράσταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού σε εγκάρσια τομή. α, β: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή αντίστοιχα, γ: ίριδα, δ, ε: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού αντίστοιχα, και στ: αμφιβληστροειδής

Η πρώτη διαθλαστική επιφάνεια την οποία συναντούν οι ακτίνες εισερχόμενες στον οφθαλμό είναι η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή (Εικόνα 1, α). Ακολουθεί η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή (Εικόνα 1, β) με κατά προσέγγιση σφαιρικό σχήμα. Το πάχος του κερατοειδή είναι κατά προσέγγιση 550 μm και ο δείκτης διάθλασής του 1.376. Έπειτα οι ακτίνες κατευθύνονται στο πρόσθιο θάλαμο ο οποίος περιέχει το υδατοειδές υγρό με δείκτη διάθλασής $n=1.336$. Η ίριδα (Εικόνα 1, γ) 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 (Εικόνα 1, δ,ε), 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 και ο δείκτης διάθλασης του είναι $n=1.4.1$. Τέλος οι ακτίνες φωτός καταλήγουν στον αμφιβληστροειδή (Εικόνα 1, στ) ο οποίος φέρει τους φωτοϋποδοχείς. Ο χώρος ανάμεσα στον κερατοειδή χιτώνα και στον κρυσταλλοειδή φακό περιέχει το υδατοειδές υγρό ($n=1.336$), ενώ ο χώρος πίσω από τον κρυσταλλοειδή φακό καταλαμβάνεται από το υαλώδες σώμα ($n=1.337$).

Διαθλαστικά σφάλματα

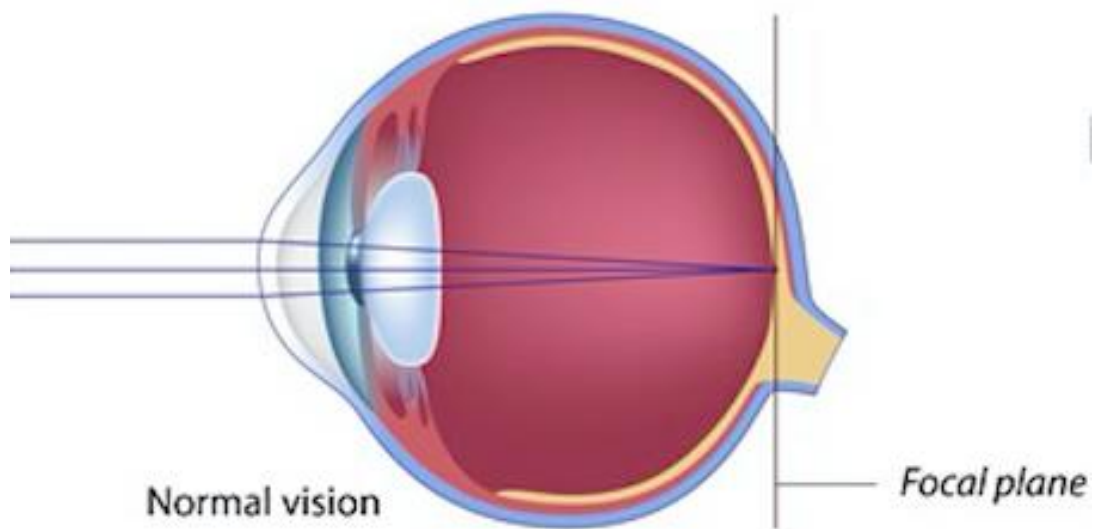
Όταν μια παράλληλη δέσμη ακτινών εισέρχεται στον οφθαλμό εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή και συγκεκριμένα στο κεντρικό βοθρίο.

Το μάτι δεν είναι ένα στατικό όργανο γι αυτό έχει τη δυνατότητα να εστιάζει σε διαφορετικές αποστάσεις. Το κοντινότερο σημείο που μπορεί να εστιαστεί καθαρά λέγεται εγγύς σημείο και το πιο μακρινό απώτερο σημείο του οφθαλμού. Σε ένα εμμετρικό μάτι το άπω σημείο βρίσκεται στο άπειρο (Σχήμα 2).

Η διαφορά μεταξύ των δύο σημείων ονομάζεται εύρος προσαρμογής και αποτελεί την περιοχή εντός της οποίας τα αντικείμενα μπορούν να εστιαστούν καθαρά στον αμφιβληστροειδή. Ο μηχανισμός της προσαρμογής οφείλεται στη δράση του ακτινωτού μυ.

Όταν ο ακτινωτός μυς συσπάτε, οι ίνες της Ζιννείου ζώνης χαλαρώνουν, η τάση που ασκούν στην περιφέρεια του φακού μειώνεται, ο κρυσταλλοειδής φακός παίρνει το φυσικό του σχήμα το οποίο είναι πιο κυρτό και το μάτι αποκτά την μέγιστη διαθλαστική του δύναμη για να εστιαστεί σε κοντινά αντικείμενα.

Το αντίθετο συμβαίνει όταν ο ακτινωτός μυς χαλαρώνει εστιάζοντας στα μακρινά αντικείμενα(απώτερο σημείο).



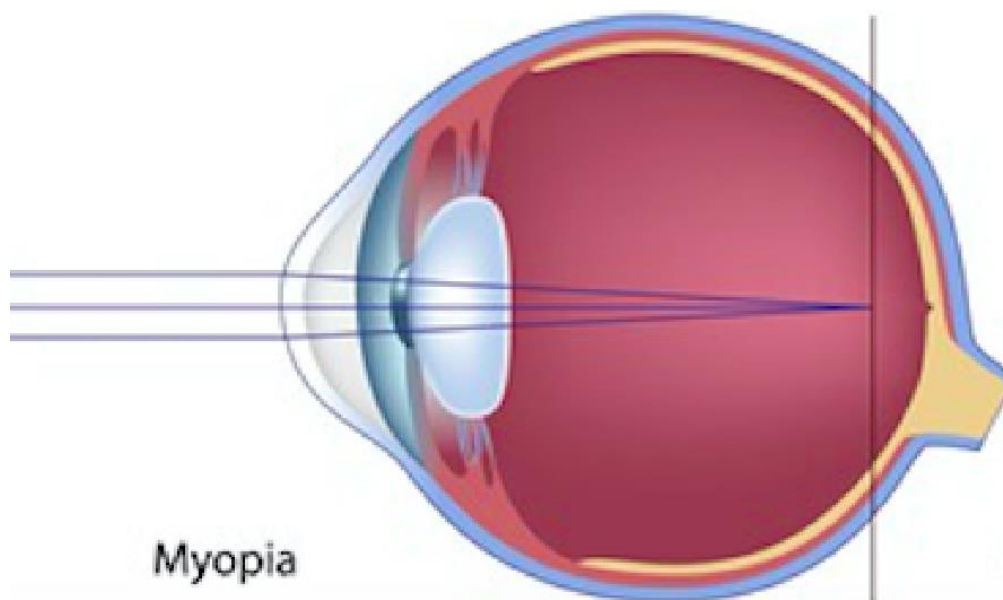
Εικόνα 2: Σχηματική αναπαράσταση εμμετρικού ματιού. www.glassesusa.com

Αμετρωπία είναι η κατάσταση του οφθαλμού στην οποία η εισερχόμενη δέσμη δεν εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή αλλά εστιάζεται πιο μπροστά ή πιο πίσω από αυτόν.

Στο μυωπικό μάτι η προσπίπτουσα δέσμη των ακτινών εστιάζεται πιο μπροστά από τον αμφιβληστροειδή (Σχήμα 3). Το απώτερο σημείο σε ένα μυωπικό μάτι βρίσκεται σε μια πεπερασμένη απόσταση από το μάτι.

Ο βαθμός της αμετροπίας ισούται με το αντίστροφο του απώτερου σημείου και μετριέται σε διοπτρίες (D).

$$\text{Εξίσωση 1: } D = \frac{1}{\text{απώτερο σημείο (m)}}$$



Εικόνα 3: Σχηματική αναπαράσταση διαθλαστικής μυωπίας. www.glassesusa.com

Βασικοί λόγοι εμφάνισης της μυωπίας είναι η αύξηση του μήκους του προσθιοπίσθιου άξονα του ματιού (αξονική μυωπία) ή η αύξηση της διαθλαστικής ισχύς του ματιού λόγω αύξησης της κυρτότητας μιας από τις διαθλαστικές του επιφάνειες (διαθλαστική μυωπία).

Η παραπάνω διάκριση δεν είναι πάντα ασφαλής δεδομένου ότι υπάρχουν εμμετροπικοί οφθαλμοί με μεγάλη διαθλαστική ισχύ ή μεγάλο αξονικό μήκος. Ωστόσο αν σε ένα εμμετροπικό μάτι το αξονικό μήκος του αυξηθεί το μάτι θα καταστεί μυωπικό σύμφωνα με τον ακόλουθο τύπο:

$$\text{Εξίσωση 2: } \delta L \approx -\delta I * \frac{F^2}{n}$$

όπου δL το διαθλαστικό σφάλμα αλλαγή στο αξονικό μήκος , F η συνολική ισχύς του ματιού (~60 D) και n ο δείκτης διάθλασης του υαλώδους. Αντίστοιχα αν σε ένα εμμετρωπικό μάτι ο κερατοειδής γίνει πιο κυρτός ,το οποίο οφείλεται κυρίως στην μείωση της ακτίνας καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή,το μάτι θα καταστεί μυωπικό σύμφωνα με τον ακόλουθο τύπο:

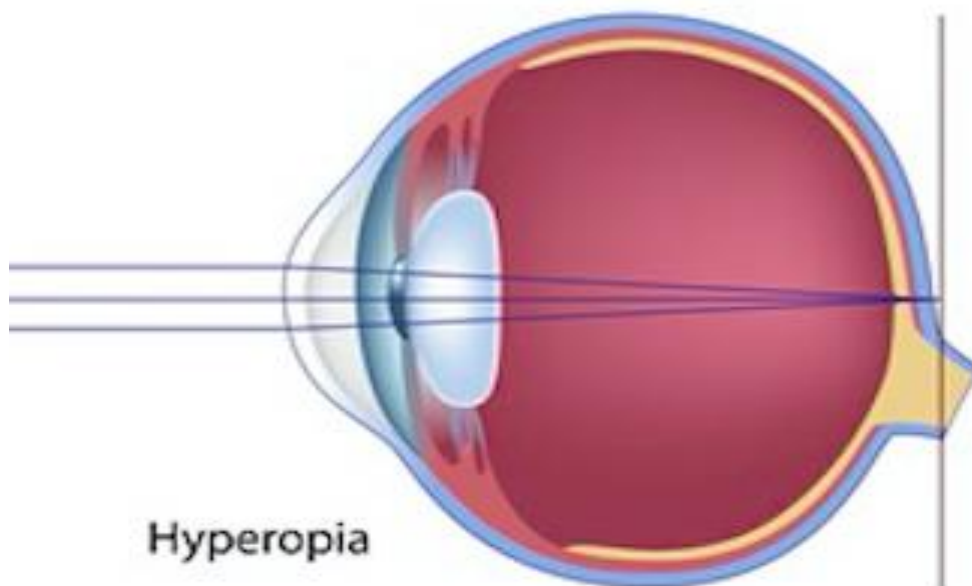
$$\text{Εξίσωση 3: } F_c = \left(\frac{n-1}{r} \right)$$

όπου F_c η ισχύς της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς , n ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδούς και r η ακτίνα καμπυλότητας.

Στο υπερμετρωπικό μάτι η προσπίπτουσα δέσμη των ακτινών πέφτει στον αμφιβληστροειδή χωρίς να έχει προλάβει να εστιαστεί με αποτέλεσμα το αντικείμενο απεικονίζεται πιο πίσω από τον αμφιβληστροειδή (Σχήμα 4).

Το απώτερο σημείο του υπερμετρωπικού ματιού είναι φανταστικό και βρίσκεται σε μια απόσταση πίσω από τον κερατοειδή.

Ο βαθμός της υπερμετροπίας συνδέεται με την απόσταση από το άπω σημείο με την ίδια σχέση με την μυωπία.

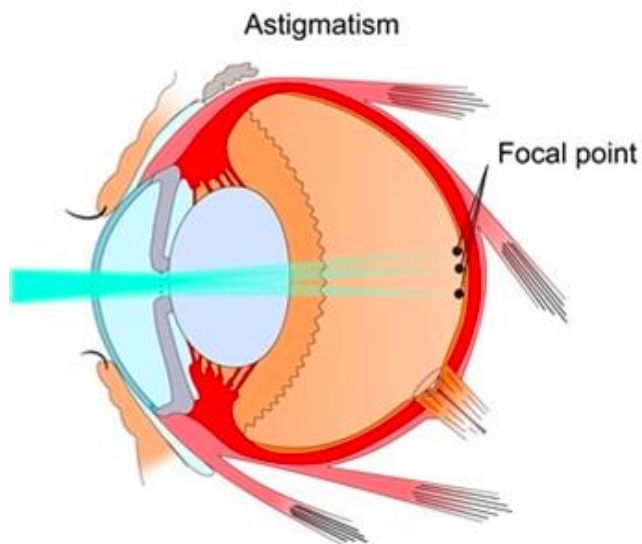


Εικόνα 4: Σχηματική αναπαράσταση υπερμετροπίας. www.glassesusa.com

Αντιστοιχα με την μυωπία και η υπερμετρωπία χωρίζεται σε αξονική υπερμετρωπία ,όταν ο προσθιοπίσθιος άξονας είναι μικρότερος από το φυσιολογικό και σε διαθλαστική υπερμετρωπία , όταν η κυρτότητα οποιασδήποτε επιφάνειας του ματιού είναι μικρότερη της φυσιολογικής.

Αστιγματισμός

Στον αστιγματισμό ,η προσπίπτουσα δέσμη των ακτινών δεν διαθλάται το ίδιο σε όλους τους μεσημβρινούς δηλαδή το μάτι δεν έχει την ίδια διαθλαστική ισχύ σε όλους τους μεσημβρινούς. Το αποτέλεσμα είναι η εστία των ακτινών να μην είναι σημειακή αλλά βλέπουμε 2 εστιακές γραμμές κάθετες μεταξύ τους (Σχήμα 5).



Εικόνα 5: Σχηματική αναπαράσταση αστιγματισμού. www.news-medical.net

Οι οφθαλμικές εκτροπές

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 σημείο. Το ίδιο ισχύει και για ένα επίπεδο μέτωπο κύματος το οποίο εισέρχεται σε ένα τέλειο σύστημα, το μέτωπο κύματος θα παραμείνει επίπεδο κατά την έξοδο του από το οπτικό σύστημα.

Αυτό όμως είναι πολύ σπάνιο φαινόμενο καθώς ο οφθαλμός είναι ένα οπτικό σύστημα με εκτροπές.

Έτσι 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.

Ο οφθαλμός ,εκτός από τα σφάλματα που αναφέρθηκαν παραπάνω να έχει και εκτροπές υψηλής τάξης.

Η μέτρηση των εκτροπών σε ένα οπτικό σύστημα ονομάζεται εκτροπομετρία. Τα εκτροπόμετρα που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των οφθαλμικών εκτροπών ,βασίζονται σε κάποια από τις 3 βασικές μεθόδους Ray-tracing , Tcherning , Shack-Hatmann.

Οι εκτροπές υψηλής τάξης είναι μικρές για μικρή διάμετρο κόρης (περίπου 2mm) αλλά αυξάνονται ραγδαία όταν η κόρη είναι διεσταλμένη.

Επίσης είναι ο λόγος που ακόμα και όταν το διαθλαστικό σφάλμα έχει διορθωθεί το είδωλο που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή δεν είναι απόλυτα ευκρινές.

Η αύξηση της διαμέτρου της κόρης βελτιώνει την διακριτική ικανότητα λόγω της μείωσης του φαινομένου της περίθλασης αλλά ταυτόχρονα την επιδεινώνει λόγω των εκτροπών υψηλής τάξης.

Στην ακόλουθη εικόνα (Εικόνα 6) βλέπουμε τη συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) ενός φυσιολογικού οφθαλμού που είναι η κατανομή της σχηματιζόμενης στον αμφιβληστροειδή φωτεινής κηλίδας για σημειακή πηγή τοποθετημένη στο άπειρο.



Εικόνα 6: Συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) ενός φυσιολογικού οφθαλμού για διαφορετική διάμετρο κόρης. www.researchgate.net

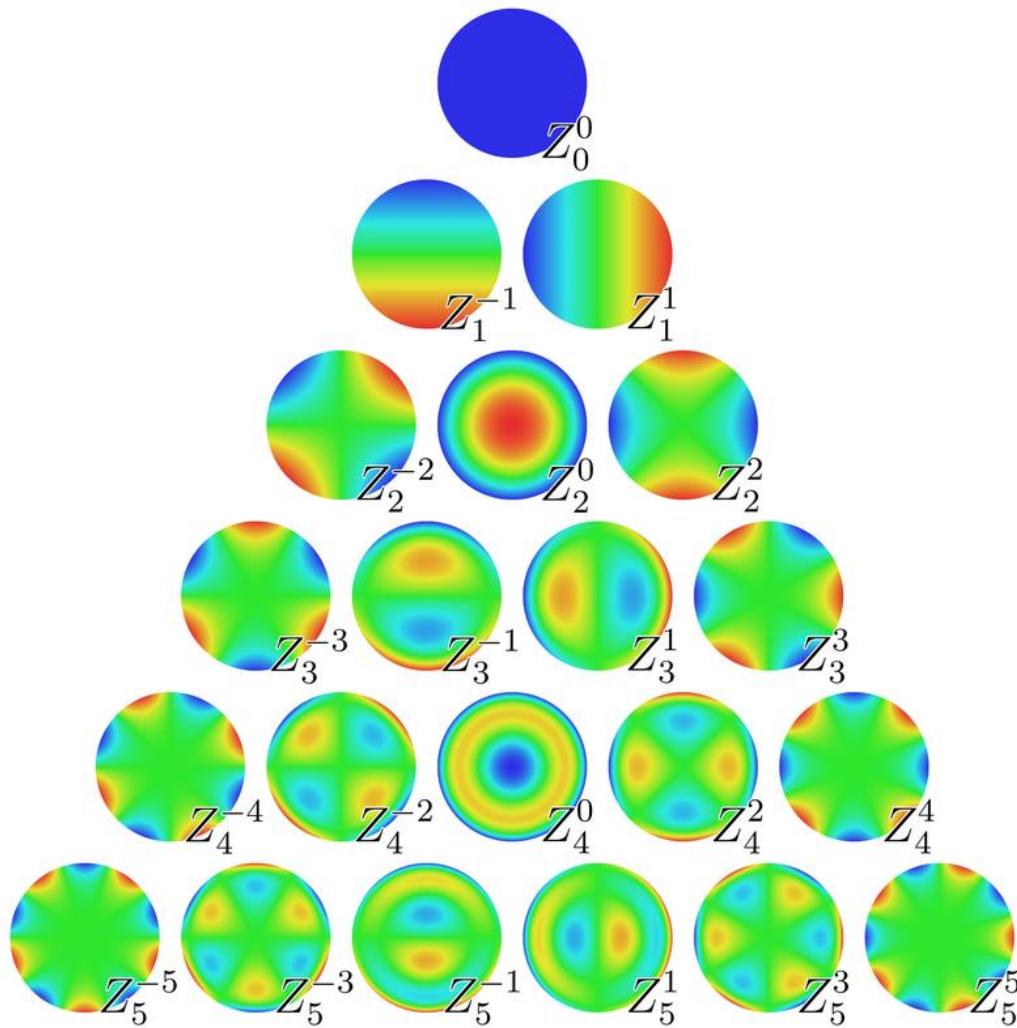
Παρατηρείται ότι η καλύτερη διακριτική ικανότητα εδώ είναι μεταξύ 2-3mm και πως από τα 3mm και πάνω είναι πολύ πιο έντονα τα φαινόμενα των υψηλών εκτροπών

Ο πιο γνωστός τρόπος έκφρασης και ποσοτικοποίησης των αποκλίσεων για ένα οπτικό σύστημα είναι τα πολυώνυμα Zernike . Τα πολυώνυμα αυτά μπορούν να εκφράσουν εκτροπές χαμηλής τάξης όπως σφαιρώμα και αστιγματισμό ,αλλά και εκτροπές υψηλής τάξης ,όπως κόμμα ,σφαιρικές εκτροπές.

Τα πολυώνυμα αυτά μπορούν να εκφράσουν εκτροπές χαμηλής τάξης όπως σφαιρώμα και αστιγματισμό ,αλλά και εκτροπές υψηλής τάξης ,όπως κόμμα ,σφαιρική εκτροπή. Στην εικόνα 7 βρίσκεται ο πίνακας με τα πολυώνυμα Zernike καθώς στην εικόνα 8 αναπαριστώνται γραφικά μέχρι 5^{ης} τάξης.

n = order	m = frequency	$Z_n^m(\rho, \theta)$	
0	0	1	
1	-1	$2 \rho \sin \theta$	
1	1	$2 \rho \cos \theta$	
2	-2	$\sqrt{6} \rho^2 \sin 2\theta$	} Second order aberrations
2	0	$\sqrt{3} (2\rho^2-1)$	
2	2	$\sqrt{6} \rho^2 \cos 2\theta$	
3	-3	$\sqrt{8} \rho^3 \sin 3\theta$	} Higher order aberrations
3	-1	$\sqrt{8} (3\rho^3-2\rho) \sin \theta$	
3	1	$\sqrt{8} (3\rho^3-2\rho) \cos \theta$	
3	3	$\sqrt{8} \rho^3 \cos 3\theta$	
4	-4	$\sqrt{10} \rho^4 \sin 4\theta$	
4	-2	$\sqrt{10} (4\rho^4-3\rho^2) \sin 2\theta$	
4	0	$\sqrt{5} (6\rho^4-6\rho^2+1)$	
4	2	$\sqrt{10} (4\rho^4-3\rho^2) \cos 2\theta$	
4	4	$\sqrt{10} \rho^4 \cos 4\theta$	
5	-5	$\sqrt{12} \rho^5 \sin 5\theta$	
5	-3	$\sqrt{12} (5\rho^5-4\rho^3) \sin 3\theta$	
5	-1	$\sqrt{12} (10\rho^5-12\rho^3+3\rho) \sin \theta$	
5	1	$\sqrt{12} (10\rho^5-12\rho^3+3\rho) \cos \theta$	
5	3	$\sqrt{12} (5\rho^5-4\rho^3) \cos 3\theta$	

Εικόνα 7: Λίστα με τα πολυώνυμα Zernike μέχρι 5ης τάξης.



Εικόνα 8: Γραφική αναπαράσταση των πολωνύμων Zernike μέχρι την 5^η τάξη. www.wikipedia.org

Το RMS είναι μια παράμετρος που χρησιμοποιείται για να εκφράσει το μέγεθος ενός οπτικού σφάλματος και αναφέρεται στην απόκλιση ενός οπτικού συστήματος από το ιδανικό. Όσο μεγαλύτερη η τιμή του RMS για ένα οπτικό σύστημα, τόσο περισσότερα τα οπτικά σφάλματα του συστήματος.

Το RMS κάθε τάξης ισούται με την τετραγωνική ρίζα των αθροισμάτων των τετραγώνων των πολωνύμων κάθε εκτροπής

$$\text{Εξίσωση 4: } RMS = \sqrt{\sum (C_n^m)^2}$$

Εκτροπες

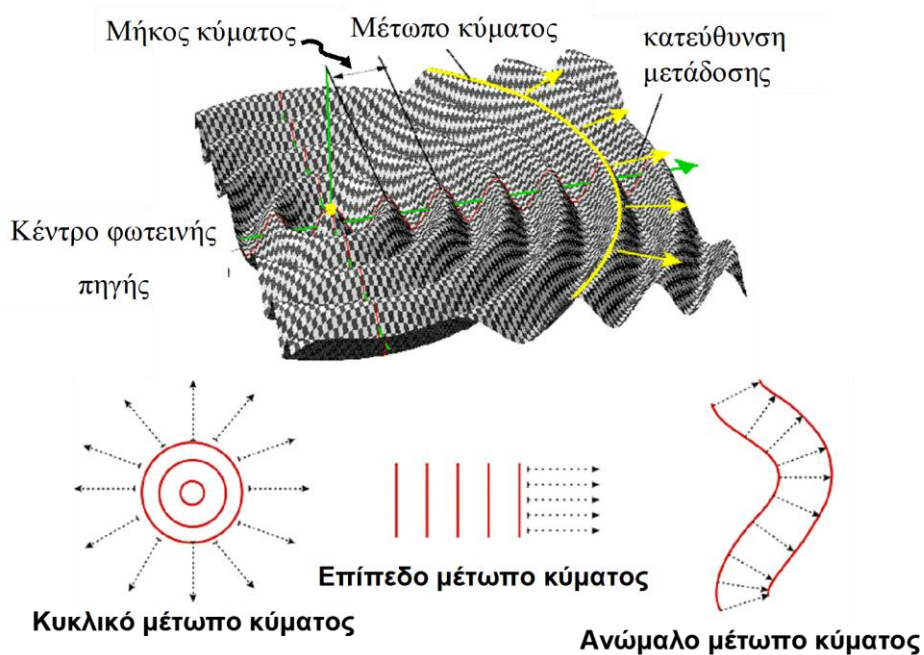
Μετώπο κύματος

Ένας τρόπος απεικόνισης της διαθλαστικής ισχύος ενός οφθαλμού είναι η διαθλασιμετρία μετώπου κύματος. Η ποιότητα του οπτικού συστήματος του οφθαλμού εξαρτάται από την ποιότητα των διαφορετικών οπτικών του στοιχείων. Δηλαδή οι συνολικές οπτικές εκτροπές του οφθαλμού καθορίζονται από όλες τις διαθλαστικές του επιφάνειες καθώς επίσης και από την διαθλαστική ομοιογένεια των επιμέρους μέσων. Χάρη στην διαθλασιμετρία μετώπου κύματος είναι δυνατή η ακριβής μέτρηση και αναλυτική καταγραφή όλων των οπτικών εκτροπών του οφθαλμού.

Βασικές αρχές ανάλυσης μετώπου κύματος

Τα βασικά χαρακτηριστικά του κύματος είναι η συχνότητα (f), το μήκος κύματος (λ), και η ταχύτητα διάδοσης του (c). συσχετίζονται μεταξύ τους με την σχέση $c = \nu * \lambda$, όπου ν συχνότητα και λ μήκος κύματος, c η ταχύτητα του φωτός στο κενό, που είναι σταθερή και είναι ίση με 3×10^8 m/sec.

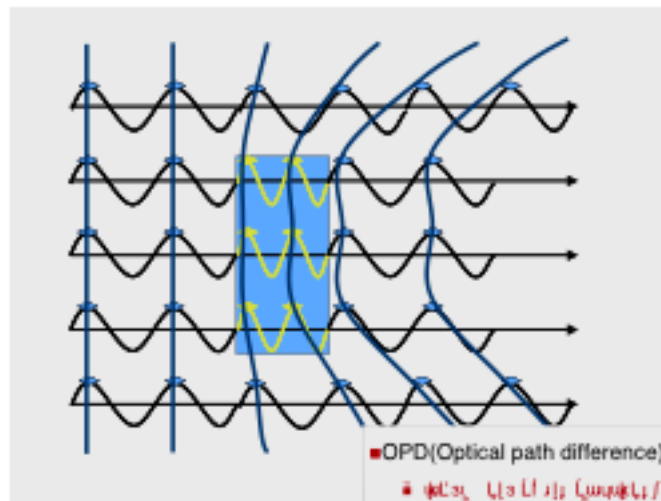
Σε ισότροπο μέσο το φως εκπέμπεται από μια φωτεινή πηγή με τη μορφή σφαιρικών κυμάτων. Κάθε τέτοια σφαιρική επιφάνεια με κέντρο την πηγή, είναι ο γεωμετρικός τόπος των σημείων του κύματος που βρίσκονται στην ίδια φάση. Πρόκειται δηλαδή για μια ισοφασική επιφάνειες που ονομάζεται και μέτωπο κύματος (Wavefront) (Εικόνα 9).



Εικόνα 9: Σχηματική αναπαράσταση μετώπου κύματος

Μια ευθεία κάθετη στην ισοφασική επιφάνειας ονομάζεται φωτεινή ακτίνα. Όσο το μέτωπο κύματος μετακινείται μακριά και πιο μακριά από την πηγή, ένα τμήμα της επιφάνειάς του επιπεδώνεται σταδιακά, έως ότου, όλο το μέτωπο κύματος γίνεται επίπεδο.

Όταν το φως ταξιδεύει και περνάει από «μέσα» με διαφορετικό δείκτη διάθλασης, για παράδειγμα αέρας-κερατοειδής, «καθυστερεί» αλλά η συχνότητα παραμένει η ίδια. Ακόμα όταν το φως περάσει από το ίδιο υλικό το οποίο είναι πιο παχύ σε ορισμένες περιοχές, στις περιοχές αυτές θα καθυστερήσει περισσότερο και έτσι το μέτωπο του κύματος θα γίνει πιο καμπύλο από τις υπόλοιπες πιο λεπτές περιοχές



Εικόνα 10: Αναπαράσταση της διαφορά οπτικού δρόμου (OPD, Optical Path Difference), λόγω διαφοράς στον δείκτη διάθλασης

Εκτροπόμετρα

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω οι βασικές μέθοδοι για την μέτρηση των εκτροπών είναι 3, η Retina Ray Tracing (RRT) , η εκτροπομετρία Tscherning και εκτροπομετρία Shack-Hartmann.

Μέθοδος Rerinal Ray Tracing

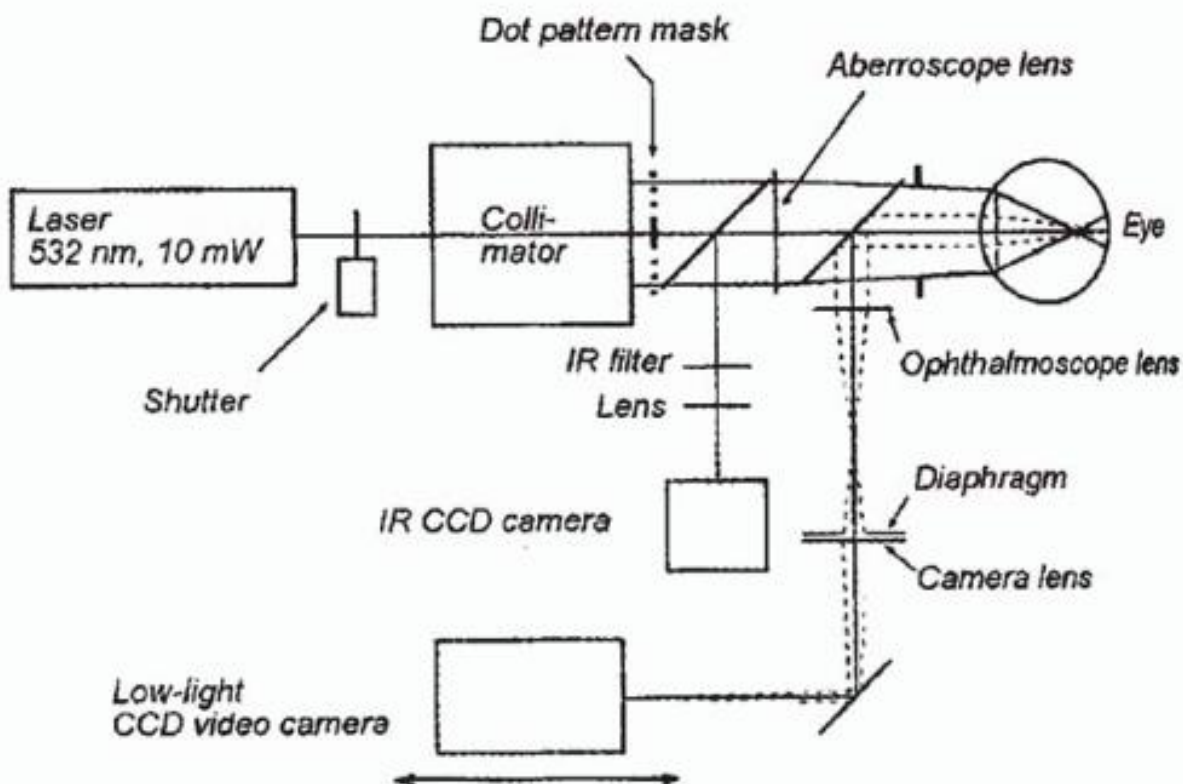
Μια δέσμη laser εισάγεται στον οφθαλμό παράλληλα με τον οπτικό άξονα διαδοχικά από διαφορετικά σημεία εισόδου. Λόγω των εκτροπών η δέσμη δεν θα συναντήσει τον αμφιβληστροειδή στο σημείο τομής του με την γραμμή όρασης αλλά σε κάποιο άλλο σημείο θα δημιουργηθεί μια δευτερογενής πηγή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η κατεύθυνση διάδοσης του επιστρεφόμενου κύματος εξαρτάται από τη θέση της δευτερογενούς πηγής . Με τη βοήθεια συστήματος φακών μετράτε η απόσταση του κεντροειδούς της δευτερογενούς πηγής με το κεντρικό βοθρίο. Από την απόσταση αυτή υπολογίζεται η εγκάρσια εκτροπή για το σημείο εισόδου της δέσμης. Μέσω διαδοχικής μέτρησης των εγκάρσιων εκτροπών για

διαφορετικά σημεία εισόδου χαρτογραφούνται οι συνολικές εκτροπές του οπτικού συστήματος.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου RRT είναι η δυνατότητα μέτρησης συστημάτων με υψηλές εκτροπές και η υψηλή ικανότητα συλλογής φωτός από το δέκτη που σημαίνει ότι για την μέτρηση με την μέθοδο αυτή χρησιμοποιούνται laser χαμηλής ισχύος. Όμως η ανάλυση των αποτελεσμάτων χρειάζεται αρκετά msec.

Μέθοδος Tscherning

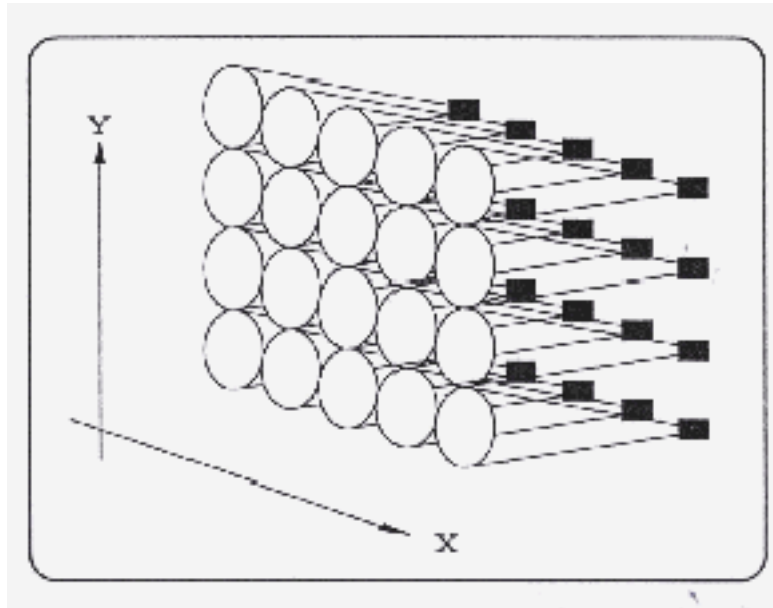
Η μέθοδος αυτή είναι παρόμοια με την μέθοδο RRT με τη διαφορά ότι οι δέσμες δεν προβάλλονται διαδοχικά αλλά προβάλλονται και ανιχνεύονται όλες ταυτόχρονα. Για να είναι σαφής η αντιστοιχία των σημείων τομής των δεσμών εισόδου με τις κηλίδες στον αμφιβληστροειδή οι δέσμες εστιάζονται πριν τον αμφιβληστροειδή με τη χρήση ενός φακού. Παράδειγμα της μεθόδου βρίσκεται στην Εικόνα 11. Το σύνολο των κηλίδων στον αμφιβληστροειδή απεικονίζονται σε κάμερα υψηλής ευαισθησίας.



Εικόνα 11: Σχηματική αναπαράσταση ενός ανιχνευτή Tscherning. (Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, et al. Principles of Tscherning aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16(suppl):S570,.)

Μέθοδος Shack- Hartmann

Ο αισθητήρας Shack-Hartmann αποτελείται από ένα πλέγμα μικροφακών το οποίο μπορεί να διαθέτει από μερικές εκατοντάδες έως και μερικές χιλιάδες μικροφακούς ίδιας διαμέτρου και εστιακής απόστασης (Εικόνα 12) .

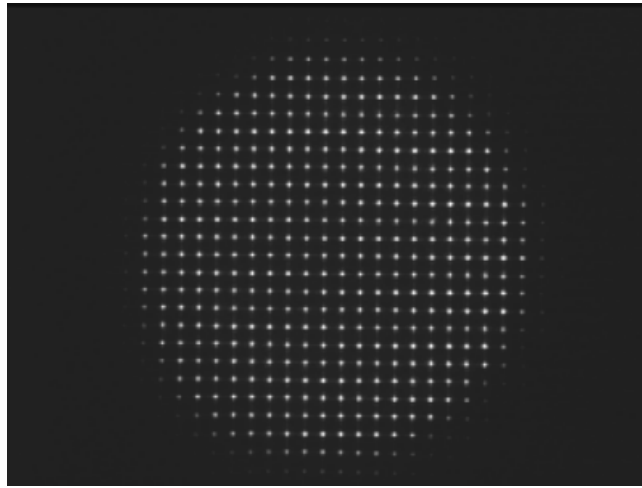


Εικόνα 12: Σχηματική αναπαράσταση μια μικροσυστοιχίας φακών ενός ανιχνευτή Shack Hartmann. Πηγή: http://www.nightn.ru/files/scie_act/files/sensor/sensor.htm

Τυπικές διαστάσεις για διαμέτρους μικροφακών κυμαίνονται μεταξύ 100-600 μm και οι εστιακές τους αποστάσεις από μερικά mm έως και 30 mm.

Η λειτουργία του ανιχνευτή στηρίζεται στο ότι μια δέσμη από μια πηγή υπέρυθρης ακτινοβολίας προβάλλεται πάνω στον αμφιβληστροειδή και στη συνέχεια ανακλώνται και εξέρχονται από τον οφθαλμό όπου ανιχνεύονται σε μια ccd κάμερα μέσω των μικροφακών.

Το μέτωπο κύματος του εισέρχεται στον οφθαλμό αλλάζει λόγω των εκτροπών που εισάγονται από τον οφθαλμό. Το μέτωπο κύματος οδηγείται στον αισθητήρα Shack-Hartmann μέσω οπτικού συστήματος το οποίο απεικονίζει το επίπεδο της κόρης του οφθαλμού, το επίπεδο στο οποίο ανιχνεύονται τις εκτροπές του οφθαλμού, στο επίπεδο της διάταξης των μικροφακών του αισθητήρα. Η ακτίνα δειγματοληπτείται χωρικά σε πολλές ακτίνες με την χρήση των μικροφακών και δημιουργεί σημειακές κηλίδες στο εστιακό τους επίπεδο όπου τοποθετήθηκε ένας ανιχνευτής φωτός, συνήθως μια CCD (Εικόνα 13).



Εικόνα 13: Εικόνα μέτρησης ανιχνευτή Shack – Hartmann μέσω της διάταξης προσαρμοστικών οπτικών που αναπτύχθηκε.

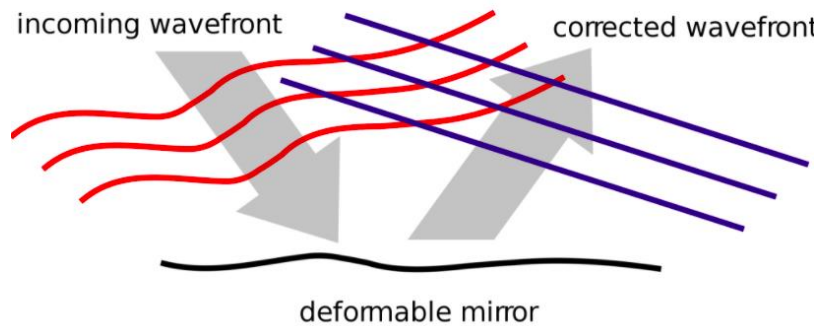
Για ένα ιδανικό οφθαλμό η φωτεινή ακτίνα που ανακλάται από τον αμφιβληστροειδή και εξέρχεται από τον οφθαλμό ευθυγραμμισμένη και παράλληλη οπότε όταν συναντήσει τους μικροφακούς, οι σημειακές κηλίδες σχηματίζονται κατά μήκος του οπτικού άξονα κάθε μικροφακού, με αποτέλεσμα να προβάλλεται ένα κανονικού σχήματος και ίσων αποστάσεων ανά κηλίδα πλέγμα στην CCD. Αντίθετα σε έναν οφθαλμό με εκτροπές επειδή το μέτωπο κύματος παραμορφώνεται από τα οπτικά του οφθαλμού η κάθε σημειακή κηλίδα που δημιουργείται μετατοπίζεται από τον οπτικό άξονα κάθε μικροφακού. Η μετατόπιση αυτή είναι ανάλογη της κλίσης του μετώπου κύματος στην θέση του μικροφακού στην κόρη και χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή της επιφάνειας που περιέχει τις εκτροπές ενός μη ιδανικού οφθαλμού.

Τα πλεονεκτήματα ενός αισθητήρα Shack- Hartmann σχετικά με τις άλλες μεθόδους εκτροπομετρίας είναι ότι μπορεί να επιτύχει πολύ γρήγορη μέτρηση χάρης στον ανιχνευτή CCD που μπορεί να καταγράψει αρκετά frames/ sec όπως επίσης και υψηλής ανάλυσης εικόνες.

Προσαρμοστικά Οπτικά

Τα προσαρμοστικά οπτικά είναι στοιχεία, όπως καθρέφτες και spatial light modulators που χρησιμοποιούνται σε συστήματα για την μείωση των παραμορφώσεων του μετώπου κύματος.

Οι προσαρμοστικοί καθρέφτες (Deformable Mirrors) είναι κάτοπτρα των οποίων η επιφάνεια μπορεί να παραμορφωθεί, προκειμένου να επιτευχθεί έλεγχος του μετώπου κύματος και διόρθωση οπτικών εκτροπών Εικόνα 14 .



Εικόνα 14: Εικονική αναπαράσταση της λειτουργίας ενός προσαρμοστικού καθρέφτη. Με κοκκίνο είναι το μέτωπο κύματος πριν τον προσαρμοστικό καθρέφτη ενώ με μπλέ είναι το μέτωπο κύματος μετά την διόρθωση του από τον προσαρμοστικό καθρέφτη. www.wikipedia.org

Υπάρχουν αρκετοί τύποι προσαρμοστικών καθρεφτών όπως είναι οι συμβατικοί πιεζοηλεκτρικοί, οι bimorph, οι μικρο-ηλεκτρομηχανικοί και μαγνητικοί. Η παραμόρφωση της ανακλαστικής επιφάνειας του καθρέφτη οφείλεται στους ενεργοποιητές (actuators) οι οποίοι μετακινούνται δίνοντας το επιθυμητό σχήμα στην επιφάνεια και αντίστοιχα στο μέτωπο κύματος.

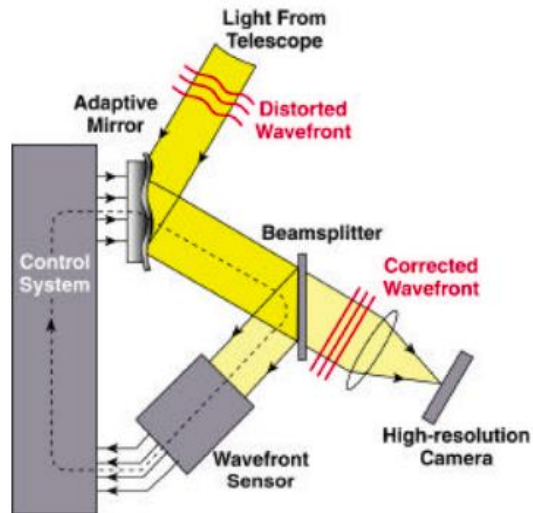
Στην πράξη, το σχήμα του προσαρμοστικού καθρέφτη πρέπει να αλλάζει πολύ πιο γρήγορα από τη διαδικασία που πρέπει να διορθωθεί, καθώς η διαδικασία διόρθωσης, ακόμη και για μια στατική εκτροπή διότι μπορεί να πάρει αρκετές επαναλήψεις.

Τα κύρια χαρακτηριστικά ενός προσαρμοστικού καθρέφτη είναι:

- Αριθμός ενεργοποιητών (Actuators)
- Η απόσταση μεταξύ των κέντρων των ενεργοποιητών (Actuator pitch)
- Η μετατόπιση των ενεργοποιητών (Actuator stroke)
- Η λειτουργία επιρροής που έχουν οι ενεργοποιητές (Influence function)
- Η σύζευξη των ενεργοποιητών (Actuator coupling)
- Χρόνος ανταπόκρισης (Response time)

Οι προσαρμοστικοί καθρέφτες χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με τους αισθητήρες μετώπου κύματος για τον έλεγχο του μετώπου κύματος σε πραγματικό χρόνο σε συστήματα προσαρμοστικών οπτικών.

Σε μια διάταξη προσαρμοστικών οπτικών ένα μέτωπο κύματος ανακλάται πάνω σε ένα προσαρμοστικό καθρέφτη και κατευθύνεται στον ανιχνευτή. Στον ανιχνευτή υπολογίζεται το μέτωπο κύματος και μέσω ενός συστήματος ελέγχου ο καθρέφτης αναγνωρίζει τις περιοχές όπου πρέπει να μετατοπιστούν οι ενεργοποιητές για να επιτευχθεί το επιθυμητό μέτωπο κύματος (Εικόνα 15).



Εικόνα 15 :Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας ενός συστήματος προσαρμοστικών οπτικών.
hoffman.cm.utexas.edu/

Πριν την διαδικασία διόρθωσης του επιθυμητού μετώπου κύματος λαμβάνονται αρχεία βαθμονόμησης του καθρέφτη που έχουν να κάνουν με την λειτουργία του συστήματος ελέγχου έτσι ώστε ο κάθε ενεργοποιητής του προσαρμοστικού καθρέφτη να ανταποκρίνεται σε ένα συγκεκριμένο σημείο του μετώπου κύματος.

Ενδοφακοί

Οι ενδοφθάλμιοι φακοί (Εικόνα 16) είναι εμφυτεύματα που τοποθετούνται στο μάτι ως μέρος της θεραπείας για τον καταρράκτη.

Εμφυτεύονται κατά τη διάρκεια χειρουργικής επέμβασης καταρράκτη, αφού έχει αφαιρεθεί ο φυσικός φακός του οφθαλμού ο οποίος έχει παρουσιάσει θόλωση (καταρράκτης). Η διαδικασία εμφύτευσης φακών στον καταρράκτη ξεκίνησε από τις αρχές της δεκαετίας του 80. Πριν από αυτούς οι ασθενείς που είχαν υποβληθεί σε φακοτριψία φορούσαν είτε ένα πολύ παχύ φακό στα γυαλιά τους ή ειδικούς φακούς επαφής.

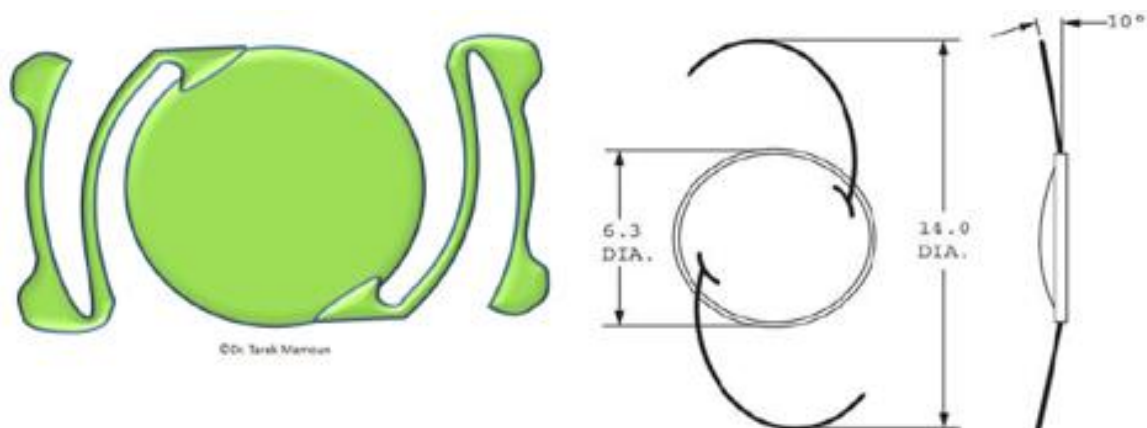
Σήμερα όμως μέσα από τις ανάγκες που έχουν προκύψει και τη βελτίωση των τεχνολογιών βρισκόμαστε στην 8^η γενιά ενδοφακών. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός από διαφορετικούς ενδοφακούς που μπορεί να καλύψει μεγάλο μέρος από τις ανάγκες των ασθενών.



Εικόνα 16: Χαρακτηριστική φωτογραφία ενός ενδοφακού. <http://realeyes.gr/>

Για τη κατασκευή των ενδοφακών έχουν χρησιμοποιηθεί ανά καιρούς διάφορα υλικά κάποια από τα πιο γνωστά είναι poly-methyl-methacrylate, σιλικόνη, υδροφοβικό ακρυλικό, υδροφίλικό ακρυλικό και collamer. Ιστορικά η poly-methyl-methacrylate είναι το πρώτο υλικό που χρησιμοποιήθηκε επιτυχώς ως εμφύτευμα για ενδοφακό. Χάρη στην εξέλιξη στον τομέα των υλικών σήμερα χρησιμοποιούνται και η σιλικόνη καθώς και το ακρυλικό ως υλικά ενδοφακών. Τα δύο υλικά αυτά έχουν επιλεγθεί χάρη στην ελαστική τους ιδιότητα που τα καθιστά ικανά να μπορούν να διπλωθούν και να εισαχθούν στο μάτι μέσω μιας τομής 1.8 με 2.2 mm.

Ακόμα ένας διαχωρισμός των ενδοφακών είναι η θέση τοποθέτησης τους, έτσι έχουν δημιουργηθεί ενδοφακοί που τοποθετούνται στον πρόσθιο θάλαμο και στον οπίσθιο (Εικόνα 17).



Εικόνα 17: Αριστερά της εικόνας υπάρχει μια σχηματική περιγραφή ενός τυπικού ενδοφακού πρόσθιου θαλάμου ενώ αντίστοιχα δεξιά ενός οπίσθιου θαλάμου. Vasiur Rahman CURRENT TIME'S IOL

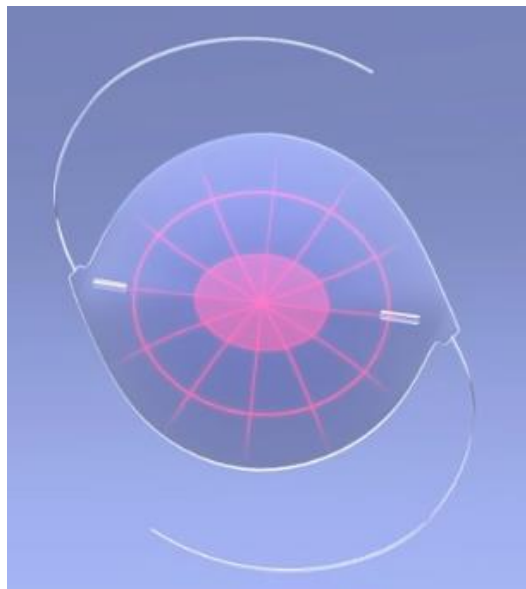
Οι μονοεστιακοί ενδοφακοί

Έχουν την ίδια διαθλαστική δύναμη σε όλη την επιφάνειά τους και κατά συνέπεια δεν προσφέρουν τη δυνατότητα εστίασης σε διάφορες αποστάσεις. Ο κανόνας είναι ότι η δύναμη των μονοεστιακών ενδοφακών είναι τέτοια ώστε να εξυπηρετεί τη μακρινή όραση χωρίς τη χρήση βοηθημάτων. Προκειμένου όμως ο ασθενής να μπορεί να εστιάσει σε κοντινή απόσταση θα χρειαστεί γυαλιά πρεσβυωπίας.

Οι τορικοί ενδοφακοί

Ανήκουν και αυτοί στη κατηγορία των μονοεστιακών φακών.

Σε αντίθεση με τους μονοεστιακούς φακούς, δεν έχουν την ίδια δύναμη σε όλους τους άξονές τους. Έχουν σχεδιαστεί έτσι ώστε να έχουν διαφορετική δύναμη σε κάποιους άξονες με σκοπό να εξουδετερώσουν τον υπάρχοντα αστιγματισμό τους ασθενούς στο επίπεδο του κερατοειδή (Εικόνα 18) . Αυτό τους καθιστά ιδανικούς για ασθενείς με σημαντικό αστιγματισμό.

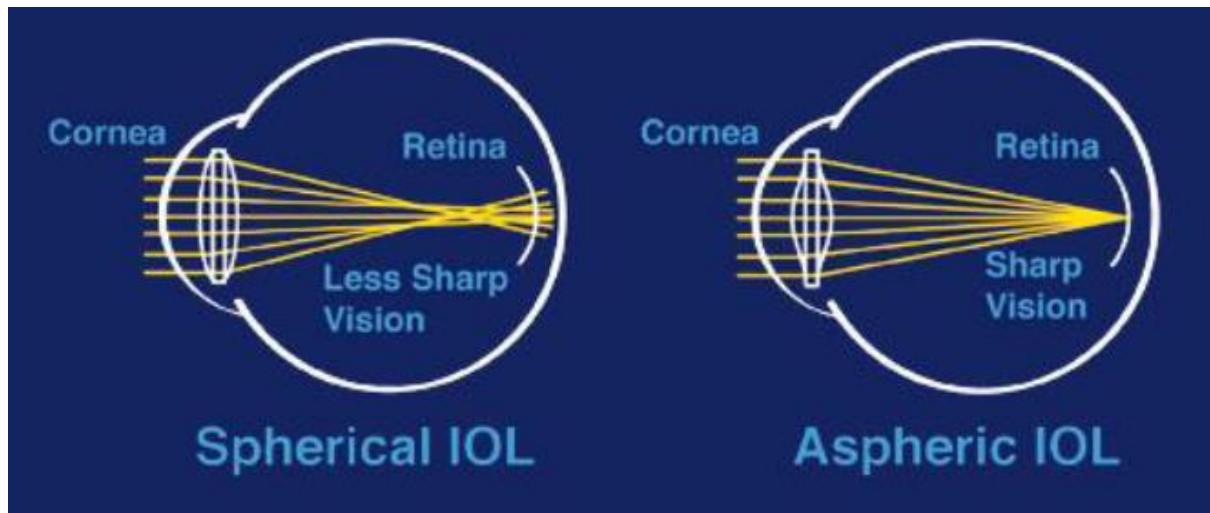


Εικόνα 18: Σχηματική αναπαράσταση ενός τορικού ενδοφακού. Vasiur Rahman CURRENT TIME'S IOL

Οι ασφαιρικοί ενδοφακοί

Αποτελούν μια εξέλιξη των μονοεστιακών φακών με πολλά πλεονεκτήματα. Ενώ η επιφάνεια των παραδοσιακών μονοεστιακών φακών είναι ομοιόμορφα σφαιρικό, οι ασφαιρικοί ενδοφακοί έχουν είναι πιο πεπλατυσμένοι στην περιφέρεια.

Αυτή η ειδική σχεδίαση έχει ως αποτέλεσμα καλύτερη ευαισθησία στην αντίθεση (contrast sensitivity) και λιγότερες εκτροπές (aberrations), που πρακτικά σημαίνει καλύτερη ποιότητα όρασης (Εικόνα 19) .



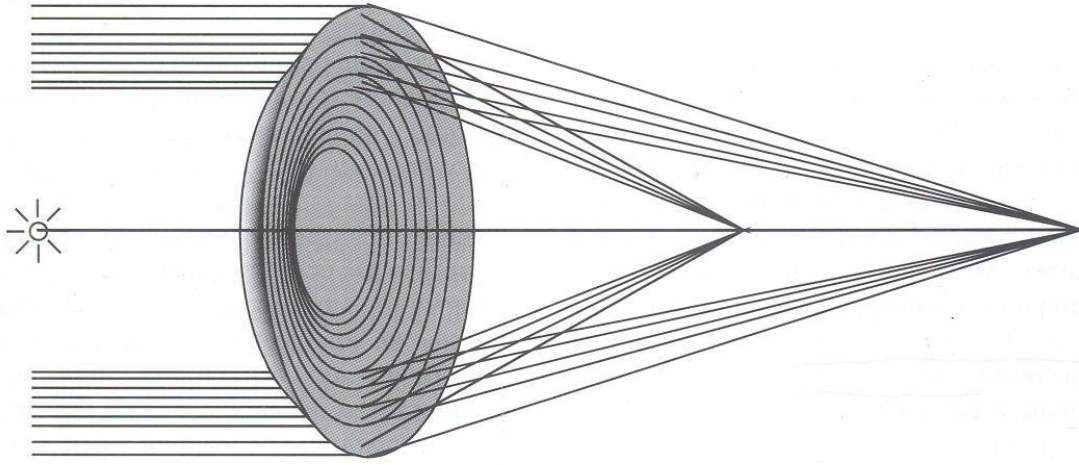
Εικόνα 19: Σχηματική περιγραφή της διάδοσης του φωτός μέσα από ένα μονοεστιακό σφαιρικό ενδοφακό και από έναν ασφαιρικό. Vasiur Rahman CURRENT TIME'S IOL

Οι διπλοεστιακοί ενδοφακοί

Έχουν σχεδιαστεί για να εξυπηρετούν τόσο τη μακρινή όραση όσο και την κοντινή. Στην επιφάνεια τους σχηματίζονται δύο εστίες. Στο κεντρικό μέρος της επιφάνειας ενός διπλοεστιακού φακού βρίσκεται η πρώτη εστία η οποία εξυπηρετεί την μακρινή όραση του ασθενούς. Λίγο πιο χαμηλά στην επιφάνεια του ενδοφακού είναι τοποθετημένη η δεύτερη εστία διαφορετικής ισχύος που απευθύνεται στην κοντινή όραση. Με αυτού του είδους τους ενδοφακούς ο ασθενής μπορεί να καλύψει τις ανάγκες του για μακρινή και κοντινή όραση χωρίς να έχει ανάγκη από κάποια διόρθωση.

Οι πολυεστιακοί ενδοφακοί

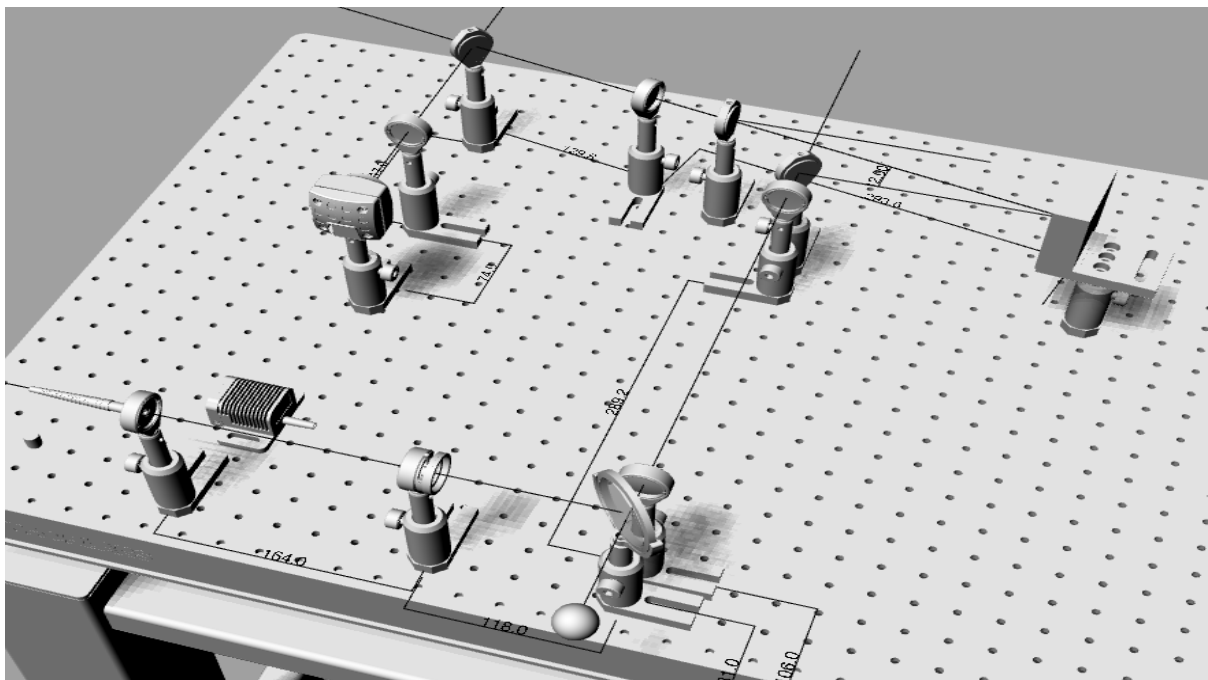
Δημιουργήθηκαν με σκοπό να ικανοποιήσουν τις ανάγκες εστίασης σε ακόμα μεγαλύτερο εύρος αποστάσεων μακριά, ενδιάμεσα και κοντά. Η επιφάνεια τους είναι χωρισμένη σε δακτυλιοειδείς ζώνες με διαφορετική δύναμη εστίασης ώστε να επιτυγχάνεται η εστίαση σε διαφορετικές αποστάσεις (Εικόνα 20). Λόγω του σχεδιασμού τους όμως παρουσιάζουν πολλά μειονεκτήματα όπως η ελάττωση της ευαισθησίας αντίθεσης και εκτροπές. Δηλαδή οι ασθενείς παρουσιάζουν δυσκολία να διακρίνουν αντικείμενα σε συνθήκες όπου ο φωτισμός είναι πολύ έντονος ή πολύ χαμηλός.



Εικόνα 20: Σχηματική περιγραφή της επιφάνειας ενός πολυεστιακού ενδοφακού και της διάθλασης που προσφέρουν οι δακτυλιοειδής ζώνες. Vasiur Rahman CURRENT TIME'S IOL

Πειραματική διάταξη

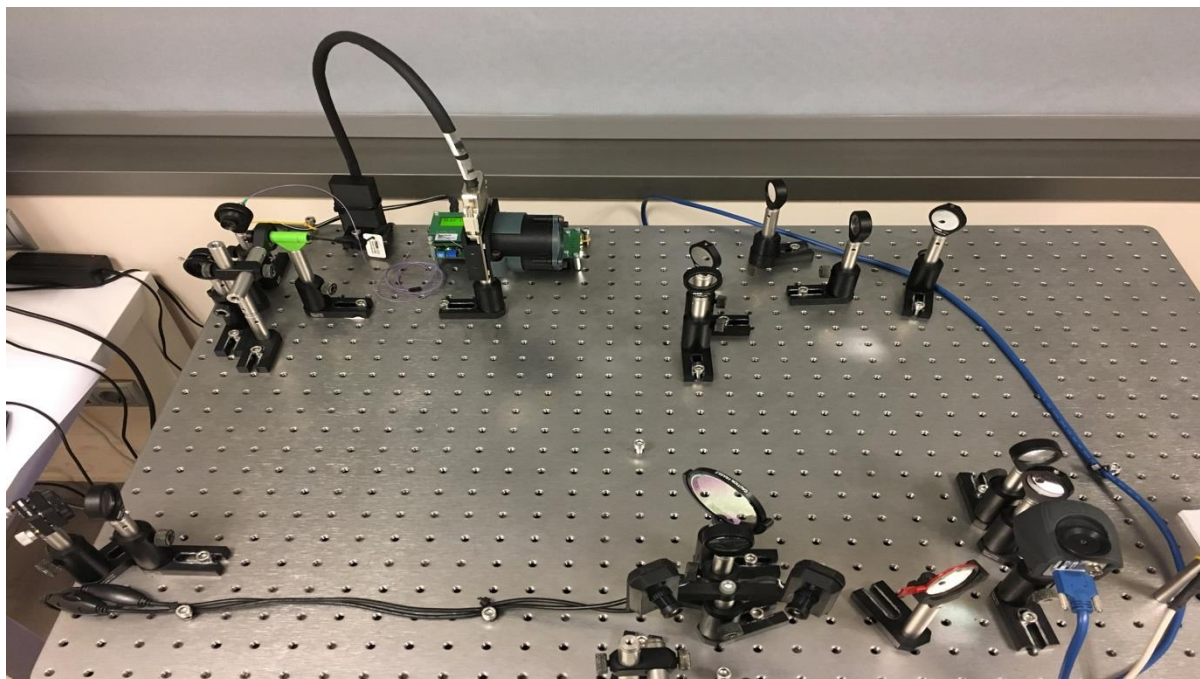
Σε αυτό το κεφάλαιο θα περιγράψει η οπτική διάταξη προσαρμοστικών οπτικών που αναπτύχθηκε στα πλαίσια αυτής της εργασίας. Τα βασικά τμήματα του συστήματος αυτού ήταν μια υπέρυθρη πηγή φωτός, 2 τηλεσκόπια, ένας διαχωριστής δέσμης (beam splitter), ένας προσαρμοστικός καθρέφτης και ένας ανιχνευτής Shack Hartmann. Ο αρχικός σχεδιασμός της διάταξης έγινε στο σχεδιαστικό πρόγραμμα Rinoceros και απεικονίζεται στην εικόνα 21.



Εικόνα 21: Αναπαράσταση της θεωρητικής μορφής της διάταξης μέσω του προγράμματος Rinoceros

Από την υπέρυθρη πηγή το φως κατευθύνεται με τη βοήθεια του διαχωριστή δέσμης στον οφθαλμό όπου περνά από όλα τα διαθλαστικά του μέσα και καταλήγει στον βυθό. Από το βυθό του ματιού και συγκεκριμένα από το μελάγχρουν επιθήλιο ανακλάται και εξέρχεται. Το μέτωπο κύματος αυτό κατευθύνεται στο πρώτο τηλεσκόπιο μεγέθυνσης $\times 2$ όπου το οδηγεί στον προσαρμοστικό καθρέφτη. Από τον προσαρμοστικό καθρέφτη ανακλάται και οδηγείται στο δεύτερο τηλεσκόπιο μεγέθυνσης $\times 1/4$ και καταλήγει στον ανιχνευτή.

Η τελική διάταξη του συστήματος βρίσκεται στην εικόνα 22 όπου είναι μια φωτογραφία της πραγματικής διάταξης



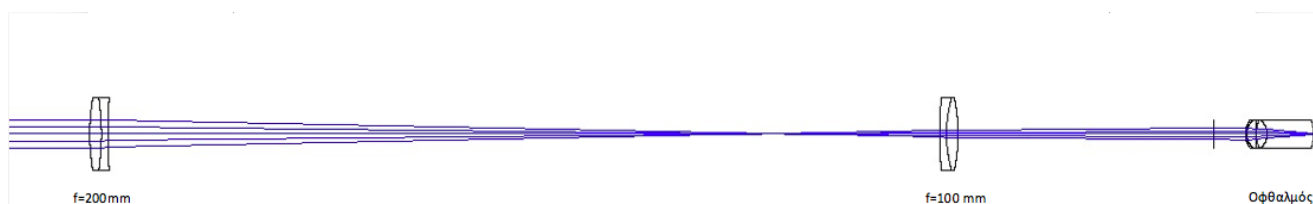
Εικόνα 22: Φωτογραφία της τελικής μορφής της διάταξης.

Στην τελική μορφή της διάταξης η πηγή ήταν μια SLED με μήκος κύματος $750 \pm 20 \text{ nm}$ της εταιρίας Exalos (EXS7505-8411, EXALOS, Schlieren, Switzerland).

Ο προσαρμοστικός καθρέφτης και ο ανιχνευτής Shack-Hartmann ήταν της εταιρίας Imagine optics. Συγκεκριμένα ο προσαρμοστικός καθρέφτης είχε 52 ενεργοποιητές σε διάμετρο 15 mm, η εσωτερική απόσταση μεταξύ των ενεργοποιητών ήταν 2,5 mm με χρόνο αντίδρασης μικρότερο από 5 msec (mirao 52-e, imagine optics, Orsay, France).

Για τον ανιχνευτή Shack – Hartmann η επιφάνεια που ήταν καλυμμένη με μικροφακούς είχε διαστάσεις $3,6 \times 4,6 \text{ mm}^2$ και ο αριθμός των μικροφακών 32×40 (HASO FIRST, imagine optics, Orsay, France)

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω για την μεταφορά του μετώπου κύματος από το επίπεδο της κόρης στο επίπεδο του καθρέφτη και του ανιχνευτή χρησιμοποιήθηκαν 2 τηλεσκόπια, το πρώτο με μεγέθυνση $\times 2$ και το δεύτερο $\times 1/4$. Για την κατασκευή του πρώτου (Εικόνα 23) χρησιμοποιήθηκε ένας φακός με εστιακή απόσταση 100mm και ένας 200mm ενώ για την κατασκευή του δεύτερου (Εικόνα 24) οι φακοί που χρησιμοποιήθηκαν ήταν αντίστοιχα 300mm και 75mm. Όλοι οι φακοί που χρησιμοποιήθηκαν ήταν από την εταιρία Thorlabs με διάμετρο 1".



Εικόνα 23: Σχηματική απεικόνιση του οφθαλμού και του πρώτου τηλεσκοπίου. Η εικόνα αυτή προήλθε από το πρόγραμμα Zemax. Δεξιά είναι το μοντέλο του οφθαλμού που χρησιμοποιήσαμε στα υπολογιστικά μοντέλα μετά ακολουθεί ο φακός με εστιακή απόσταση 100 mm και στα αριστερά της εικόνας ο φακός με εστιακή απόσταση 200mm.



Εικόνα 24: Σχηματική απεικόνιση του δεύτερου τηλεσκοπίου. Στο αριστερό μέρος της εικόνας βρίσκεται ο φακός εστιακής απόστασης 300 mm έπειτα ακολουθεί ο φακός εστιακής απόστασης 75mm και τέλος έχει τοποθετηθεί μια επιφάνεια ώστε να υπάρχει αντιστοιχία με την επιφάνεια του ανιχνευτή. Η εικόνα αυτή προήλθε από το πρόγραμμα Zemax.

Κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης του συστήματος έγιναν πολλές δοκιμές για να επιτευχθεί η βέλτιστη λειτουργία του. Η πηγή laser που είχε οριστεί ήταν μια πηγή Fiber coupled LED (Thorlabs- M780F2) με μήκος κυματος 780 ± 28 nm. Ακόμα μια πηγή που δοκιμάστηκε κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης του συστήματος ήταν μια Laser Diode με μήκος κύματος 670nm (Thorlabs CPS670F).

Ευθυγράμμιση συστήματος

Σημαντικό βήμα για την εύρυθμη λειτουργία του συστήματος των προσαρμοστικών οπτικών ήταν και η σωστή ευθυγράμμιση. Ήταν απαραίτητο να ευθυγραμμιστούν σωστά στην διάταξη τα επίπεδα κόρης που υπήρχαν έτσι ώστε να καταγράφονται σωστά οι εκτροπές στον ανιχνευτή και μετά μέσω του συστήματος χειρισμού του προσαρμοστικού καθρέφτη να δίνονται οι απαραίτητες διορθώσεις στο σωστό σημείο του οφθαλμού.

Εδώ πρέπει να αναφερθεί ότι υπήρχαν 3 επίπεδα κόρης στη συγκεκριμένη διάταξη. Το πρώτο επίπεδο ήταν εκεί όπου βρισκόταν η πραγματική κόρη, το δεύτερο δημιουργούταν πάνω στον προσαρμοστικό καθρέφτη μετά από το πρώτο τηλεσκόπιο και τέλος το τρίτο επίπεδο βρισκόταν πάνω στο επίπεδο του ανιχνευτή.

Για την ευθυγράμμιση κατασκευάσαμε ένα στόχο σε λευκό χαρτί με μαύρα δαχτυλίδια διαφορετικών διαμέτρων ο οποίος τοποθετήθηκε στο κέντρο του επιπέδου κόρης ενός τεχνητού οφθαλμού.

Ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετήθηκε στο επιθυμητό σημείο όπου μελλοντικά θα βρίσκονταν το μάτι ασθενούς έτσι ώστε να επιτευχθεί η σωστή ευθυγράμμιση για μετρήσεις σε αληθινούς οφθαλμούς.

Μετά την τοποθέτηση τεχνητού οφθαλμού χρησιμοποιήθηκε μια λάμπα (KL1500, Zeiss, Oberkochen, Germany) με την οποία φωτίσαμε το στόχο. Το φως της λάμπας χάρη στην λευκή επιφάνεια του στόχου υπέστη ανάκλαση και στη συνέχεια μέσω των τηλεσκοπίων και των καθρεφτών οδηγήθηκε στον προσαρμοστικό καθρέφτη και στον ανιχνευτή όπου ήταν τα δυο επίπεδα κόρης. Σε αυτά τα σημεία σχηματίστηκαν είδωλα του στόχου υπό την μεγέθυνση του κάθε τηλεσκοπίου. Με τα είδωλα που είχαν σχηματιστεί ήταν πλέον εφικτή η πλήρης ευθυγράμμιση του συστήματος καθώς επίσης και η διόρθωση τυχών λανθασμένων αποστάσεων στα τηλεσκόπια που προκαλούσαν κακή εστίαση των ειδώλων στα επίπεδα κόρης.

Χάρη στη προηγούμενη διαδικασία η διάταξη είχε ευθυγραμμιστεί παρόλα αυτά χρειαζόταν περαιτέρω ευθυγράμμιση έτσι ώστε το να είμαστε να είναι βέβαιο ότι το μέτωπο κύματος διαδίδεται από τα κέντρα των τηλεσκοπίων και στο κέντρο του προσαρμοστικού καθρέφτη. Αυτό το βήμα είναι απαραίτητο έτσι ώστε να αποφευχθούν πρόσθετες εκτροπές που μπορεί να προκύψουν από την διέλευση του μετώπου κύματος έκκεντρα των φακών καθώς και αλλοίωση του.

Για την καλύτερη ευθυγράμμιση του συστήματος χρησιμοποιήσαμε μια παράλληλη δέσμη laser η οποία με τη βοήθεια ενός καθρέφτη οδηγείτο μέσα στα τηλεσκόπια από τη θέση του οφθαλμού. Ακόμα τοποθετήθηκε μια ίριδα 6mm στο επίπεδο κόρης για να είναι ευδιάκριτα τα όρια του μετώπου κύματος και πιο εύκολη η διαδικασία ευθυγράμμισης.

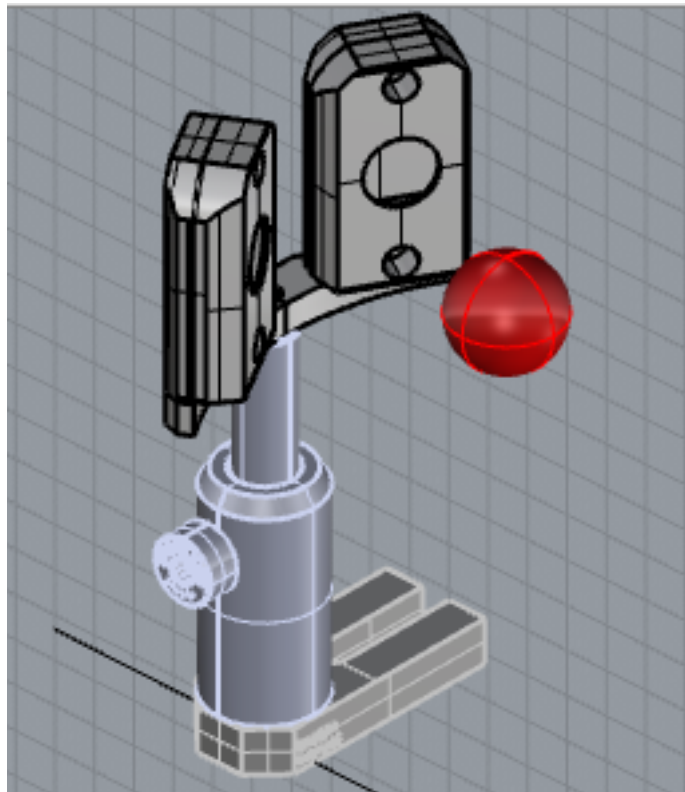
Τέλος με τη βοήθεια ενός κειμένου τοποθετημένο στο επίπεδο κόρης εστιάστηκε σωστά ο ανιχνευτής Shack- Hartmann. Το κείμενο τοποθετήθηκε στο επίπεδο κόρης και κάθετα σε αυτό μια πηγή λευκού φωτός. Καθώς το κείμενο ήταν πάνω σε λευκό χαρτί υπήρχε μεγάλη ανακλαστικότητα σε αντίθεση με την περιοχή του κειμένου που ήταν με μαύρα γράμματα και άρα μεγάλη απορρόφηση του φωτός. Η ανάκλαση αυτή οδηγήθηκε μέσα από τη διάταξη στον ανιχνευτή. Όπως αναφέρθηκε ο ανιχνευτής ουσιαστικά περιέχει έναν αισθητήρα κάμερας για την καταγραφή των μετρήσεων και εφόσον μπορεί να λειτουργήσει και στα ορατά μήκη κύματος μπορούσε να καταγράψει την εικόνα που σχηματιζόταν από την ανάκλαση του κειμένου στο επίπεδο κόρης. Το επόμενο βήμα ήταν να μετακινηθεί ο αισθητήρας στο κατάλληλο σημείο ώστε να είναι σωστά σχηματισμένα τα γράμματα στο πρόγραμμα παρατήρησης.

Μέθοδος ευθυγράμμισης οφθαλμού

Κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης του συστήματος προέκυψαν και άλλες ανάγκες σχετικά με τη διάταξη πέραν της διαδικασίας παραγωγής και μεταφοράς του μετώπου κύματος. Το σημαντικότερο ζήτημα που προέκυψε ήταν η ανάγκη ενός συστήματος για την ευθυγράμμιση του οφθαλμού ή κάποιου τεχνητού ματιού για τις ανάγκες των πειραμάτων προσομοίωσης.

Για την ευθυγράμμιση του οφθαλμού αναπτύχθηκε ένα σύστημα αποτελούμενο από δύο κάμερες (Εικόνα 25). Η βασική ιδέα ήταν οι άξονες από τις κάμερες να τέμνονται σε απόσταση από τον πρώτο φακό 100mm δηλαδή στην εστιακή του απόσταση.

Για τη κατασκευή αυτού του συστήματος χρησιμοποιήθηκαν οι αισθητήρες εικονοστοιχείων από δύο κάμερες (Trust spotlight webcam) οι οποίες τοποθετήθηκαν σε μια βάση η οποία κατασκευάστηκε από 3D printer.



Εικόνα 25: Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος παρατήρησης και ευθυγράμμισης του οφθαλμού από το πρόγραμμα Rhinoceros.

Ακόμα χρησιμοποιήθηκε μια ρουτίνα στο πρόγραμμα matlab έτσι ώστε να παρακολουθείται η μισή εικόνα από κάθε κάμερα στο ίδιο πλαίσιο. Με αυτό το τρόπο όταν τα δύο τμήματα της εικόνας γινόντουσαν ίδια και σχηματίζονταν ο οφθαλμός στην εικόνα ήταν σωστά τοποθετημένος τόσο για το σύστημα με τις 2 κάμερες όσο και για την υπόλοιπη διάταξη (Εικόνα 26).



Εικόνα 26: Εικόνα παρατήρησης του οφθαλμού μέσω του προγράμματος που αναπτύχθηκε στο Matlab για την παρακολούθηση και ευθυγράμμιση του οφθαλμού με τα υπόλοιπα οπτικά στοιχεία.

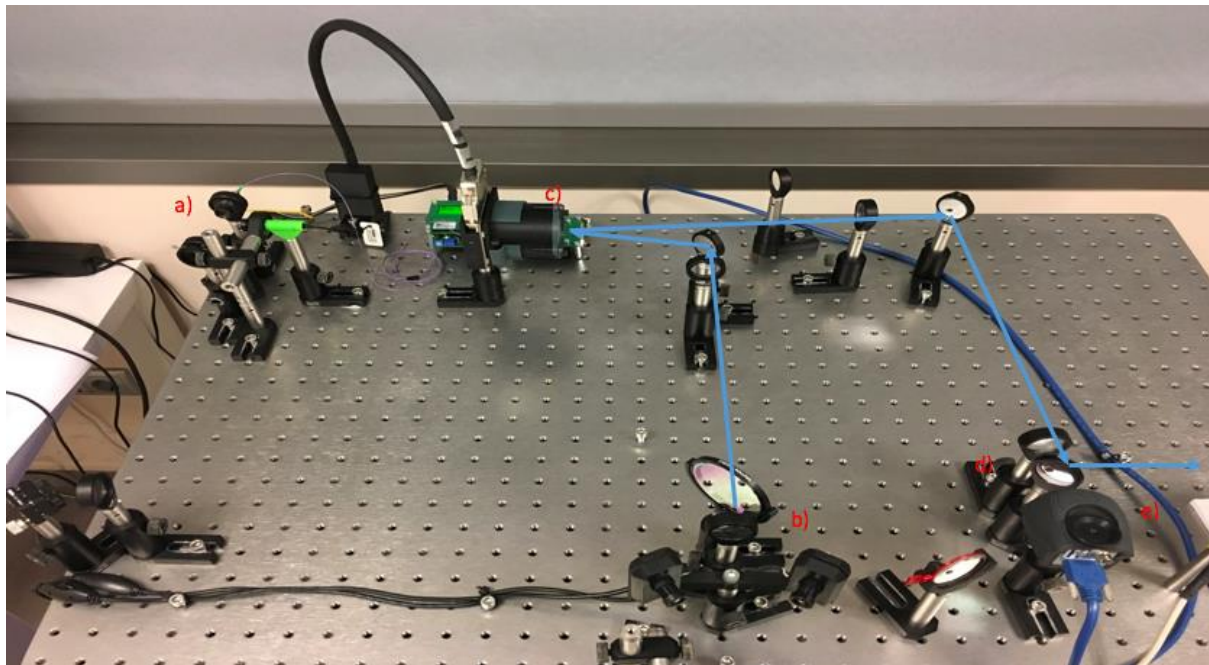
Βραχίονας παρατήρησης

Το επόμενο βήμα στην κατασκευή της διάταξης ήταν ο τρόπος με τον οποίο ο ασθενής θα μπορεί να παρακολουθεί ένα στόχο ή ένα οπτότυπο. Βασικά χαρακτηριστικά για το συγκεκριμένο τμήμα της διάταξης ήταν ότι οπτικός δρόμος παρατήρησης θα έπρεπε να μην παρεμβάλετε από κάποιο άλλο στοιχείο της διάταξης καθώς επίσης να χρησιμοποιείται ο προσαρμοστικός καθρέφτης έτσι ώστε ο εξεταζόμενος να μπορεί να δέχεται την διόρθωση του καθρέφτη.

Για την πραγματοποίηση του βραχίονα παρατήρησης χρησιμοποιήθηκε ένας cold mirror (M25C00, Thorlabs) ο οποίος έχει την ιδιότητα να είναι διαπερατός στα υπέρυθρα μήκη κύματος αλλά να ανακλά τα μήκη κύματος που είναι στο ορατό.

Σχετικά με την τοποθέτηση του στην οπτική τράπεζα έπρεπε να τοποθετηθεί σε θέση ώστε η παρατήρηση να γίνεται μέσα από τον προσαρμοστικό καθρέφτη. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 18 που είναι μια φωτογραφία του συστήματος ο καθρέφτης τοποθετήθηκε στο τέλος από τα τηλεσκόπια και πριν τον ανιχνευτή. Με αυτό το τρόπο ο παρατηρητής παρακολουθεί το οπτότυπο μέσω του προσαρμοστικού καθρέφτη οπότε δέχεται και τις αλλαγές που γίνονται στο μέτωπο κύματος χωρίς όμως να υπάρχουν αλλοιώσεις και εκτροπές του μετώπου κύματος κατά τη διάδοση του στο επιμέρους τηλεσκόπια.

Στην εικόνα 27 περιγράφεται σχηματικά πως κατευθύνεται μέσω των τηλεσκοπίων και των καθρεφτών ο οπτικός δρόμος της όρασης.



Εικόνα 27: a) Πηγή SLED , b) Σύστημα δύο καμερών για ευθυγράμμιση, c) προσαρμοστικός καθρέφτης, d) cold mirror, e) ανιχνευτής Shack Hartmann.

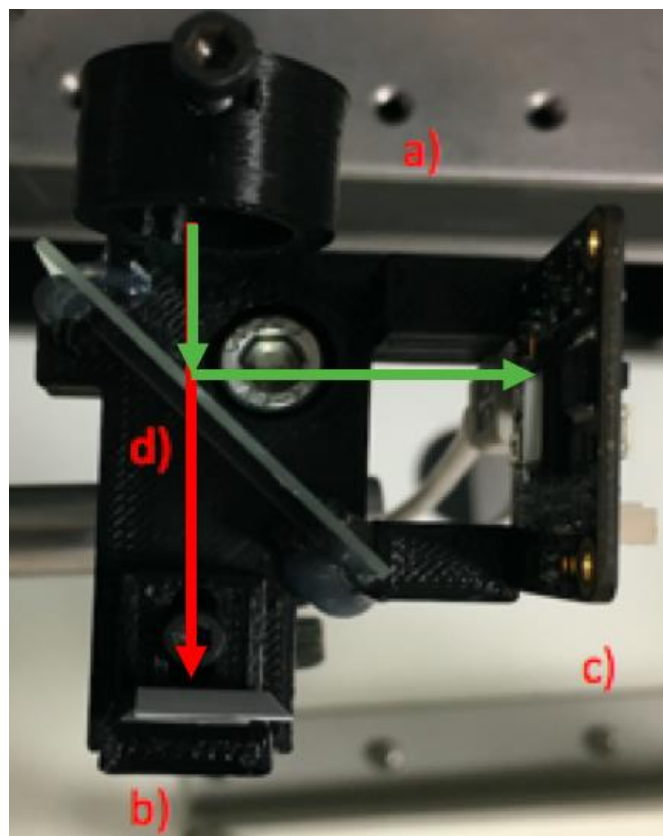
Για τη προβολή του οπτότυπου χρησιμοποιήσαμε την οθόνη ενός κινητού HOMTOM HT7 με οθόνη LCD IPS 5,5'' και ανάλυση 720x 1280 px.

Τεχνητός οφθαλμός

Στα πλαίσια της ανάπτυξης του συστήματος προέκυψε και η ανάγκη ανάπτυξης ενός τεχνητού οφθαλμού για τα πειράματα ευθυγράμμισης καθώς και τα πειράματα επίδειξης του συστήματος.

Για τη κατασκευή του τεχνητού οφθαλμού κατασκευάστηκε από έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή μια βάση (Εικόνα 28) στην οποία τοποθετήθηκε ένας φακός 50mm με διάμετρο 0,5'' ως διαθλαστική επιφάνεια. Ακόμα τοποθετήθηκε ένας διχρωμικός καθρέφτης σε κατάλληλη απόσταση από το φακό καθώς και μια επιφάνεια που εξυπηρετούσε ως βυθός του οφθαλμού και μία κάμερα κάμερα.

Με αυτά τα στοιχεία μπορεί να γίνει η διάθλαση και η ανάκλαση της δέσμης όπως θα γινόταν σε έναν πραγματικό οφθαλμό ενώ με το καθρέφτη και την κάμερα μπορεί να γίνει παρατήρηση της ποιότητας εικόνας (Εικόνα 29) που λαμβάνει ο οφθαλμός. Η διαδικασία παρατήρησης γίνεται στο ορατό ενώ η μέτρηση μέσω της διάταξης στο υπέρυθρο χάρης στον διχρωμικό καθρέφτη.



Εικόνα 28 : Φωτογραφία τεχνητού οφθαλμού a) θέση φακού 50mm b) βυθός c) κάμερα d) διαχωριστής δέσμης . Με το κόκκινο βέλος αποτυπώνεται η διαδρομή της υπέρυθρης ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται για τη διαδικασία της μέτρησης ενώ με το πράσινο του ορατού φωτός για την παρατήρηση.



Εικόνα 29: Παρατήρηση του οπτοτύπου μέσω της κάμερας παρατήρησης που υπάρχει στον τεχνητό οφθαλμό.

Υπολογισμός διάθλασης στα διάφορα επίπεδα κόρης

Στο συγκεκριμένο σύστημα προσαρμοστικών οπτικών υπήρχαν 3 επίπεδα κόρης. Το επίπεδο κόρης του οφθαλμού το επίπεδο κόρης του προσαρμοστικού καθρέφτη και τέλος το επίπεδο κόρης που υπήρχε πάνω στον ανιχνευτή. Τα επιμέρους επίπεδα κόρης έχουν τις ίδιες ακριβώς ιδιότητες που έχει και το επίπεδο κόρης του οφθαλμού καθώς επίσης μια μεταβολή τους είναι σαν να συμβαίνει στο επίπεδο κόρης του οφθαλμού. Χάρη σε αυτή την ιδιότητα όλες οι εκτροπές που λαμβάνουν χώρα στο καθρέφτη μπορούν να γίνουν αντιληπτές από έναν οφθαλμό στη θέση παρατήρησης. Για το λόγο αυτό έπρεπε να γίνει η σωστή βαθμονόμηση ώστε να μπορούν να υπολογιστούν η διάθλαση του εξεταζόμενου οφθαλμού καθώς επίσης και οι εκτροπές που εισάγονται σε αυτόν.

Για τον υπολογισμό του σφαιρώματος και του αστιγματισμού του εξεταζόμενου οφθαλμού χρησιμοποιήθηκαν οι παρακάτω τύποι:

$$\text{Εξίσωση 5: Σφαίρωμα} = \frac{-c_2^0 4\sqrt{3} + c_4^0 12\sqrt{5} - c_6^0 24\sqrt{7} + \dots}{r^2}$$

$$\text{Εξίσωση 6: Αστιγματισμός } 0^\circ = \frac{-c_2^2 2\sqrt{6} + c_4^2 6\sqrt{10} - c_6^2 12\sqrt{14} + \dots}{r^2}$$

$$\text{Εξίσωση 7: Αστιγματισμός } 45^\circ = \frac{-c_2^{-2} 2\sqrt{6} + c_4^{-2} 6\sqrt{10} - c_6^{-2} 12\sqrt{14} + \dots}{r^2}$$

Από το σύστημα μπορούσε να εξαχθεί το μέτωπο κύματος και από αυτό οι συντελεστές των πολωνύμων Zernike. Οι τιμές αυτές απευθύνονταν στο επίπεδο κόρης του ανιχνευτή Shack-Hartmann δηλαδή για τη διάμετρο που είχε το μέτωπο κύματος εξερχόμενο από το τελευταίο τηλεσκόπιο. Για το λόγο αυτό υπολογίστηκαν με ακρίβεια οι μεγεθύνσεις που προκύπταν από κάθε τηλεσκόπιο στο αντίστοιχο επίπεδο.

Από τους υπολογισμούς αυτούς το αποτέλεσμα ήταν ότι η αναλογία στη διάμετρο κόρης του καθρέφτη και στη διάμετρο κόρης του οφθαλμού είναι :

$$\text{Εξίσωση 8: } \frac{D_{\text{mirror}}}{D_{\text{pupil}}} = 1,975$$

Αντίστοιχα η αναλογία στη διάμετρο κόρης του ανιχνευτή και στη διάμετρο κόρης του οφθαλμού είναι :

$$\text{Εξίσωση 9: } \frac{D_{s-h}}{D_{\text{pupil}}} = 0,493$$

Γνωρίζοντας ότι οι συντελεστές των πολωνύμων Zernike μένουν αμετάβλητοι στα διάφορα επίπεδα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν οι τύποι της διάθλασης για τον υπολογισμό της στο επίπεδο κόρης του οφθαλμού χρησιμοποιώντας στην ακτίνα την αναλογία των δύο διαμέτρων. Ακόμα με την χρήση των τύπων αυτών μπορούσαν να υπολογιστούν με ακρίβεια τα διαθλαστικά σφάλματα που εισάγονταν στον οφθαλμό με την χρήση του τύπου της αναλογία στη διάμετρο κόρης του καθρέφτη και στη διάμετρο κόρης του οφθαλμού.

Πειραματική διαδικασία

Προετοιμασία πειράματος

Για τη διεξαγωγή των πειραμάτων χρησιμοποιήθηκαν δύο προγράμματα. Το βασικό πρόγραμμα το οποίο απευθυνόταν στην λειτουργία του προσαρμοστικού καθρέφτη και του ανιχνευτή το οποίο ήταν ένα πρόγραμμα της εταιρίας που είχε αναπτύξει τις συσκευές αυτές με όνομα Wavetunes καθώς και το πρόγραμμα Matlab για τον χειρισμό των επιμέρους συστημάτων που είχαν κατασκευαστεί κατά τη διάρκεια της εργασίας για τη σωστή λειτουργία και επίδειξη της διάταξης.

Όπως αναφέρθηκε για το χειρισμό του προσαρμοστικού καθρέφτη και του ανιχνευτή χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Wavetune (Εικόνα 30)



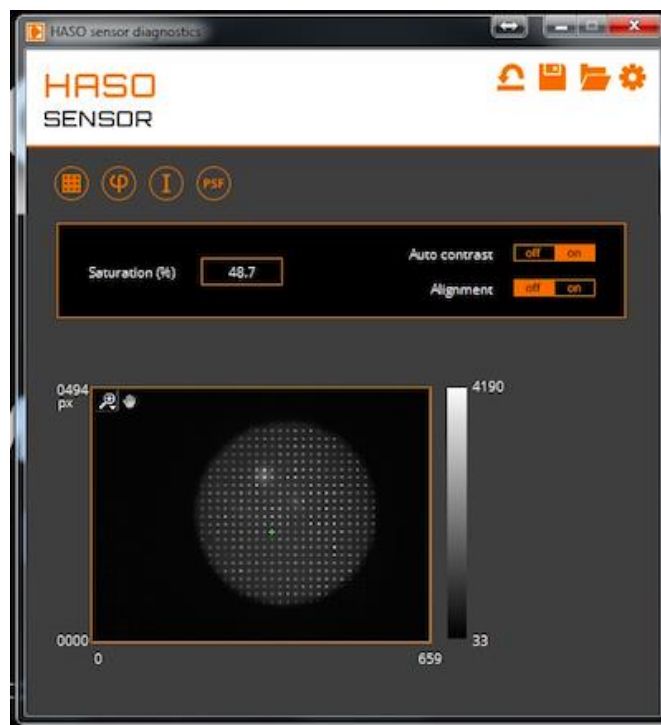
Εικόνα 30: Κεντρικό παράθυρο προγράμματος Wavetune

Με το πρόγραμμα αυτό μπορεί να γίνει παρατήρηση και μέτρηση του μετώπου κύματος (Εικόνα 31) που φτάνει στον ανιχνευτή καθώς επίσης των σποτ που δημιουργούνται στην επιφάνεια του (Εικόνα 32) και του PSF του μετρούμενου οφθαλμού.



Εικόνα 31: Χαρακτηριστική εικόνα μετώπου κύματος από το πρόγραμμα Wavetune.

Μέσω του προγράμματος αυτού γίνονται και η ρύθμιση των παραμέτρων του ανιχνευτή όπως το exposure time , το trigger καθώς και το άθροισμα των εικόνων που θα έχει η μέτρηση.



Εικόνα 32: Χαρακτηριστική εικόνα μέτρησης ενός ανιχνευτή Shack- Hartmann από το πρόγραμμα Wavetune

Ακόμα μέσω του προγράμματος αυτού μπορεί να μετρηθεί και να αφαιρεθεί ο θόρυβος υποβάθρου που υπάρχει στο δωμάτιο.

Μια ακόμα επιλογή του δινόταν ήταν η παρατήρηση (Εικόνα 33) και ο έλεγχος του προσαρμοστικού καθρέφτη.



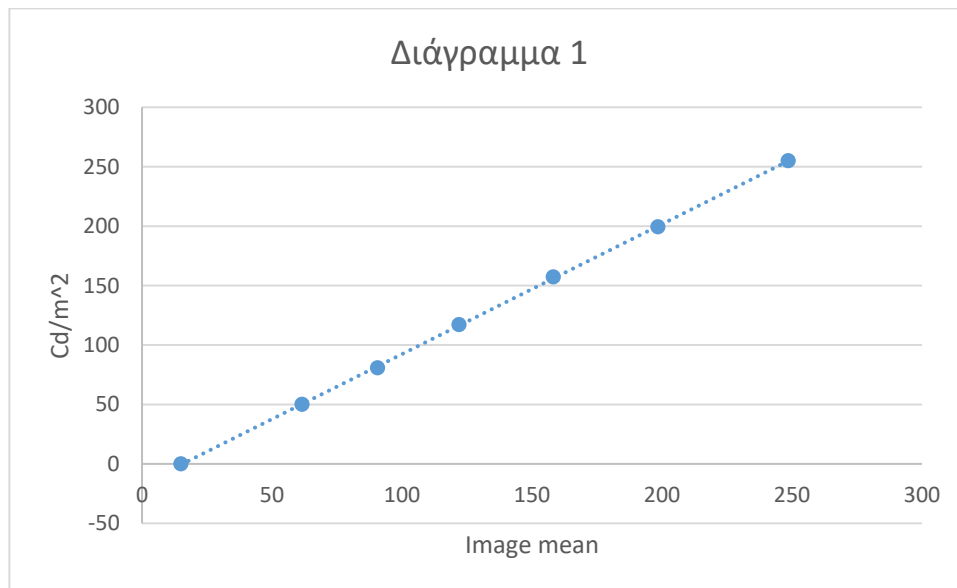
Εικόνα 33: Παράθυρο παρατήρησης των ενεργοποιητών του προσαρμοστικού καθρέφτη κατά τη διάρκεια του πειράματος.

Με τη δυνατότητα ελέγχου του καθρέφτη που δίνετε από το Wavetune μπορεί να διαμορφωθεί η επιφάνεια του καθρέφτη ανάλογα με τις ανάγκες των πειραμάτων. Μπορούν να εισαχθούν εκτροπές στο μέτωπο κύματος όπως επίσης και πιο περίπλοκες κατασκευές για πειράματα προσομοίωσης.

Βαθμονόμηση κάμερας.

Στο τμήμα της μεθόδου αναφέρθηκε η κατασκευή του τεχνητού οφθαλμού που έγινε κατά τη διάρκεια της εργασίας. Για τη σωστή χρήση της κάμερας που χρησιμοποιήθηκε και για σωστές εικόνες έπρεπε να γίνει βαθμονόμηση της κάμερας. Για το λόγο αυτό κατασκευάσαμε 7 εικόνες RGB σε διάφορες αποχρώσεις του γκρι με διαστάσεις ίσες με τις διαστάσεις της οθόνης του κινητού. Για κάθε μια από τις εικόνες που κατασκευάστηκαν μετρήθηκε η επιφάνεια του κινητού με ένα φωτόμετρο και έπειτα με τραβήχτηκε μια φωτογραφία με τη κάμερα του τεχνητού οφθαλμού μέσω της διάταξης. Από τις φωτογραφίες αυτές υπολογίστηκε η μέση τιμή των στοιχείων τους. Από της τιμές που προέκυψαν από το φωτόμετρο και από τις εικόνες που τραβήχτηκαν υπολογίστηκε η εξίσωση διόρθωσης των εικόνων.

Στο διάγραμμα 1 που ακολουθεί περιλαμβάνονται οι τιμές που υπολογίστηκαν για την βαθμονόμηση της κάμερας.



Παρατηρείται από τις τιμές του διαγράμματος ότι η κάμερα καταγράφει θόρυβο ο οποίος οφείλεται σε φως που υπάρχει στο χώρο του δωματίου και που δεν μπορεί να αποφευχθεί όπως η οθόνη του υπολογιστή που χρησιμοποιείται για τη λειτουργία του συστήματος. Χρησιμοποιώντας τη κλίση της ευθείας αυτής $y = 0.7605 * x + 17.282$ στις εικόνες που λαμβάνονται μέσω της κάμερας του τεχνητού οφθαλμού οι τελικές εικόνες είναι βαθμονομημένες και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τα πειράματα προσομοίωσης.

Βαθμονόμηση Οπτοτύπων

Όπως αναφέρθηκε χρησιμοποιήθηκε για την προβολή των οπτοτύπων η οθόνη ενός κινητού τηλεφώνου 5.5'. Τα οπτότυπα αυτά είχαν στόχο να χρησιμοποιηθούν ως για πειράματα οπτικής οξύτητας. Για το λόγο αυτό έπρεπε να αξιολογηθούν τα γράμματα που προβάλλονταν από την οθόνη έτσι ώστε να μπορεί να υπολογιστεί ακριβώς η οπτική οξύτητα που επιτυγχάνεται είτε σε πειράματα προσομοίωσης είτε σε πειράματα με ανθρώπινους οφθαλμούς.

Ένα γράμμα των 10/10 έχει γωνία όρασης ίση με 5 λεπτά της μοίρας στην απόσταση εξέτασης. Επίσης τα αντικείμενα με την ίδια γωνία όρασης έχουν το ίδιο μέγεθος στον αμφιβληστροειδή. Για την αξιολόγηση των γραμμάτων χρησιμοποιήθηκε ο τεχνητός οφθαλμός που κατασκευάστηκε για τα πειράματα επίδειξης. Αρχικά τοποθετήθηκε ο τεχνητός οφθαλμός

στα 4m από έναν πίνακα ETDRS όπου είναι η απόσταση εξέτασης για το συγκεκριμένο πίνακα. Σε αυτή την απόσταση τραβήχτηκε μια φωτογραφία του πίνακα εικόνα 34.



Εικόνα 34: Φωτογραφία από το τεχνητό οφθαλμό ενός πίνακα ETDRS στα 4m.

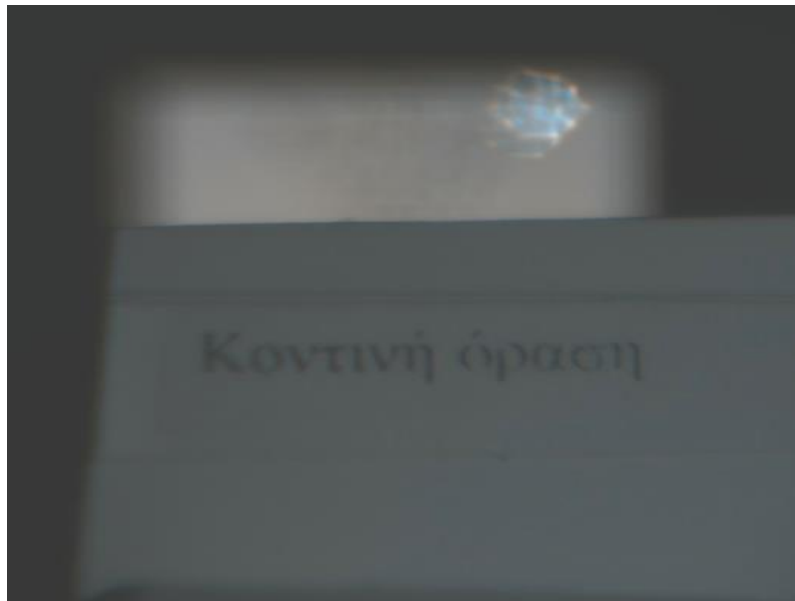
Από την εικόνα 32 υπολογίστηκε πόσα pixels αντιστοιχούσαν στο γράμμα των 10/10. Έπειτα ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετήθηκε στη θέση παρατήρησης της διάταξης έτσι ώστε να φωτογραφηθεί το οπτότυπο που προβάλλονταν στην οθόνη του κινητού. Από αυτή τη διαδικασία προέκυψε η εικόνα 35.



Εικόνα 35: Φωτογραφία από τον τεχνητό οφθαλμό του οπτοτύπου που προβαλλόταν στην οθόνη προβολής οπτοτύπων της διάταξης. Η εικόνα αυτή έχει προέλθει έπειτα από επεξεργασία για να είναι πιο ευδιάκριτη.

Από τη διαδικασία αυτή υπολογίστηκε ότι το γράμμα των 10/10 για το οπτότυπο που προβαλλόταν στην οθόνη της διάταξης μέσω της διάταξης ήταν η δεύτερη σειρά γραμμάτων με μέγεθος 35 pixel.

Επειδή η διάταξη είχε ως στόχο την εκτέλεση ψυχοφυσικών πειραμάτων για μακρινή αλλά και κοντινή όραση ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία και για για ένα οπτότυπο σε απόσταση 25cm από τον καθρέφτη παρατήρησης. Χρησιμοποιήθηκε ο προσαρμοστικός καθρέφτης για να εστιάσει ο τεχνητός οφθαλμός στο οπτότυπο για τη κοντινή όραση. Από αυτή τη διαδικασία προέκυψε η εικόνα 36 οπού και υπολογίστηκε η αξία των γραμμάτων που προβάλλονταν για την κοντινή όραση.



Εικόνα 36: Φωτογραφία από τον τεχνητό οφθαλμό του οπτοτύπου για την κοντινή όραση. Η εικόνα αυτή έχει προέλθει έπειτα από επεξεργασία για να είναι πιο ευδιάκριτη.

Ακολουθώντας την ίδια διαδικασία υπολογίστηκε ότι το οπτότυπο για την κοντινή όραση ήταν 8/10 που στην κλίμακα Jaeger για την κοντινή όραση είναι J2.

Πειράματα προσομοίωσης

Διόρθωση σφαλμάτων

Έχοντας ολοκληρωθεί η ανάπτυξη του συστήματος και ο υπολογισμός των παραμέτρων του έγιναν κάποια πειράματα προσομοίωσης. Αρχικά τοποθετήθηκε ο τεχνητός οφθαλμός στην κατάλληλη θέση της διάταξης έχοντας ως αρχική εικόνα την εικόνα 35.



Εικόνα 37: Εικόνα που λάμβανε ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετημένος στη θέση εξέτασης πριν τη διόρθωση.

Όπως μπορεί να παρατηρηθεί στη εικόνα 37 ο οφθαλμός είχε τοποθετηθεί με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να υπάρχουν σφάλματα στην εικόνα που λάμβανε ώστε να είναι αισθητή η επίδραση του προσαρμοστικού καθρέφτη στην ποιότητα της όρασης.

Μετά την τοποθέτηση του τεχνητού οφθαλμού τέθηκε σε λειτουργία το σύστημα έτσι ώστε να παρατηρηθεί η λειτουργία του συστήματος. Μετά το πέρας της διαδικασίας διόρθωσης προέκυψε η εικόνα 38.



Εικόνα 38: : Εικόνα που λάμβανε ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετημένος στη θέση εξέτασης μετά τη διόρθωση.

Στην εικόνα 38 που προέκυψε μετά τη διαδικασία της διόρθωσης μέσω του συστήματος είναι εμφανές ότι η ποιότητα της εικόνας που λάμβανε ο τεχνητός οφθαλμός ήταν βελτιωμένη και με οπτική οξύτητα μεγαλύτερη από 10/10.

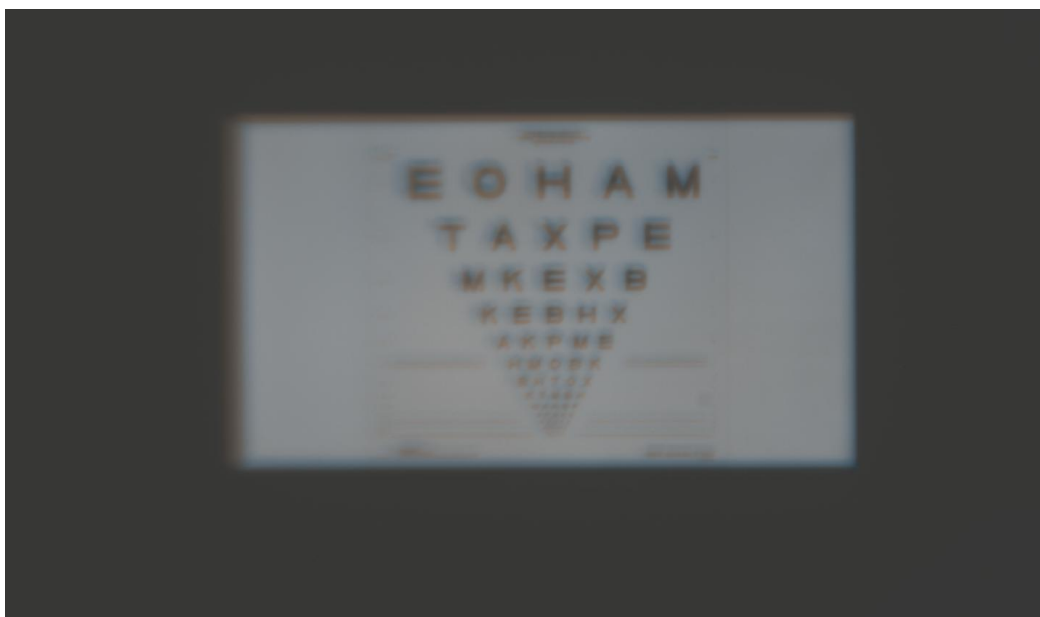
Ποιότητα εικόνας με διαφορετική διάμετρο κόρης

Μια από τις πιο βασικές θεωρίες που υπάρχουν στην ποιότητα της εικόνας που λαμβάνει ένας οφθαλμός είναι και η επίδραση που έχει η διάμετρος της κόρης σε αυτή. Όπως παρουσιάζεται και στην εικόνα 6 με τη συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF), θεωρητικά, όσο αυξάνεται η διάμετρος κόρης η φωτεινή κηλίδα αλλοιώνεται.

Θέλοντας να επαληθεύσουμε τα αποτελέσματα χρησιμοποιήθηκαν ίριδες σε 3 διαφορετικές διαμέτρους μπροστά από τον τεχνητό οφθαλμό. Οι ίριδες αυτές είχαν διαμέτρους 6 mm, 4mm και 3 mm. Χρησιμοποιώντας τον προσαρμοστικό καθρέφτη εισήχθησαν στο τεχνητό οφθαλμό εκτροπές και διαδοχικά τοποθετήθηκαν οι διαφορετικές ίριδες. Για κάθε μια από αυτές προέκυψε και μία φωτογραφία.

Εισαγωγή +0.25D

Για το πείραμα της ποιότητας εικόνας με διαφορετική διάμετρο κόρης αρχικά προστέθηκε στο διορθωμένο τεχνητό οφθαλμό σφαίρωμα +0.25D. Με τη χρήση της κόρης των 6mm προέκυψε η εικόνα 39

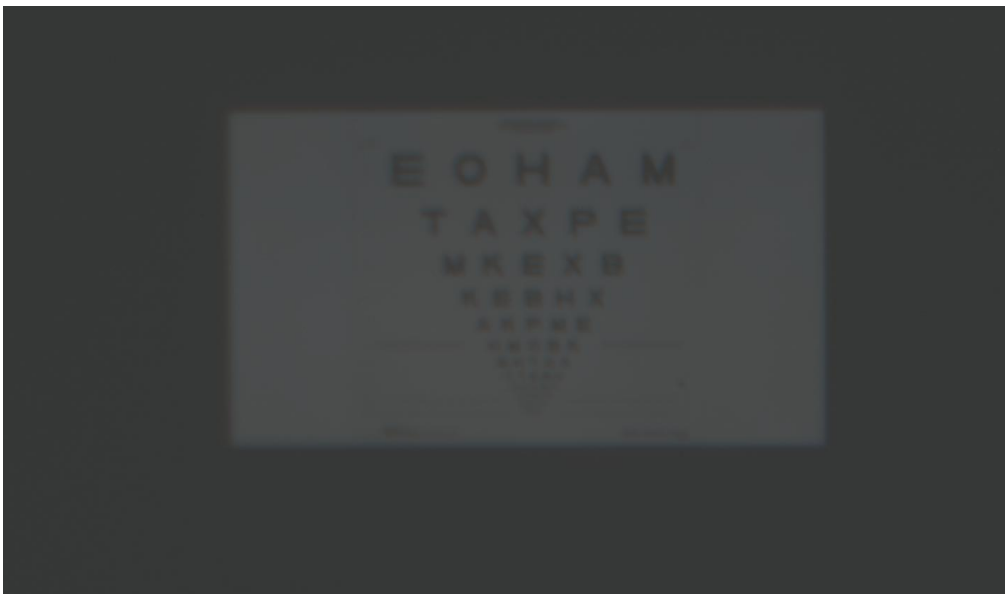


Εικόνα 39: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 6mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D.

Υπό τις ίδιες συνθήκες καταγράφηκαν εικόνες με 4mm και 3mm διάμετρο κόρης οι οποίες βρίσκονται αντίστοιχα στις εικόνες 40 και 41.



Εικόνα 40: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 4mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D



Εικόνα 41: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 3mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D

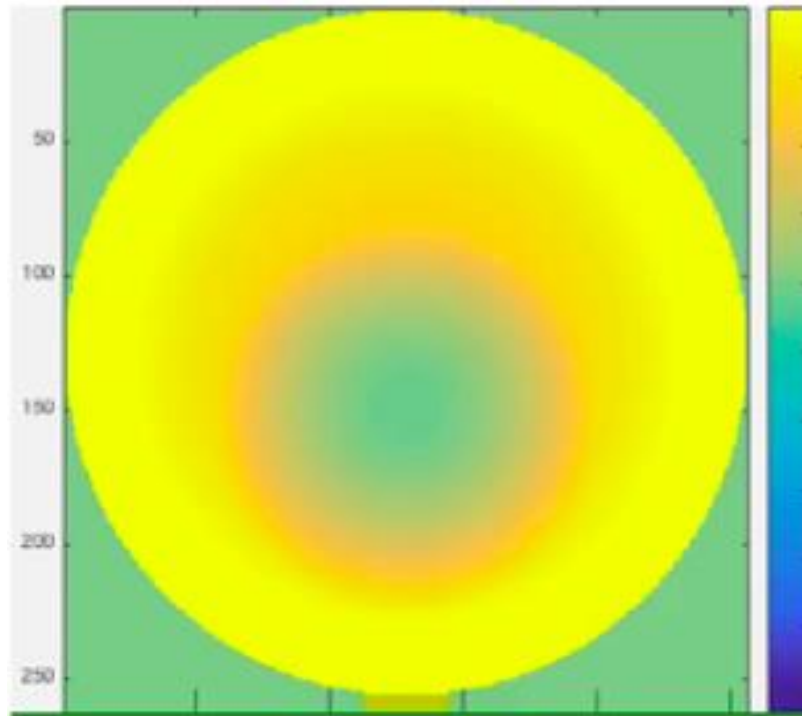
Όπως αναμενόταν και θεωρητικά η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται όσο η διάμετρος κόρης μειώνεται όμως η φωτεινότητα των εικόνων μειώνεται επίσης. Αυτό ήταν αναμενόμενο διότι οι συνθήκες που λήφθηκαν οι 3 εικόνες είναι οι ίδιες όμως η διάμετρος της κόρης όπου περνούσε το φως μειωνόταν με αποτέλεσμα λιγότερο φως να φτάνει στον ανιχνευτή του τεχνητού οφθαλμού.

Αντίστοιχα πειράματα έγιναν και για άλλες εκτροπές όπως η σφαιρική εκτροπή όμως για λόγους εξοικονόμησης οι εικόνες δεν παρουσιάζονται στο κείμενο. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων αυτών είχαν αντίστοιχα αποτελέσματα.

Διπλοεστιακός φακός

Ένα σύστημα προσαρμοστικών οπτικών πέραν της μείωσης των εκτροπών που μπορεί να προσφέρει μπορεί να εισάγει πρόσθετες εκτροπές.

Κατά τη διάρκεια ανάπτυξης της διάταξης αναπτύχθηκε και ένα μοντέλο διπλοεστιακού φακού. Ουσιαστικά ήταν ένα απλοποιημένο μοντέλο ενός πραγματικού ενδοφακού όπου η κύρια εστία του απευθύνεται στη μακρινή όραση ενώ η δεύτερη εξυπηρετεί την κοντινή όραση. Το μοντέλο αυτό σχεδιάστηκε με τη χρήση του προγράμματος Matlab όπου υπολογίστηκε και το μέτωπο κύματος του (Εικόνα 42).



Εικόνα 42: Μέτωπο κύματος από το μοντέλο του διπλοεστιακού φακού από το πρόγραμμα Matlab.

Αναλύοντας το θεωρητικό μέτωπο κύματος που προκύπτει από το διπλοεστιακό σύστημα του φακού με τη βοήθεια των πολώνυμων Zernike μπορούσε να εισαχθεί ο φακός στο προσαρμοστικό καθρέφτη. Το αποτέλεσμα της εισαγωγής του φακού στο σύστημα βρίσκεται στην εικόνα 43.



Εικόνα 43: Ποιότητα εικόνας διπλοεστιακού φακού όπως παρατηρήθηκε από τον τεχνητό οφθαλμό μέσα από το σύστημα προσαρμοστικών οπτικών.

Σύνοψη- Συμπεράσματα

Στην εργασία αυτή αναπτύχθηκε ένα σύστημα προσαρμοστικών οπτικών με μια πηγή SLED με μήκος κύματος 750 ± 20 nm ένα προσαρμοστικό καθρέφτη με διάμετρο επιφάνειας 15 mm και 52 ενεργοποιητές καθώς και ένα ανιχνευτή Shack – Hartmann με επιφάνεια καταγραφής $3,6 \times 4,6$ mm² και αριθμό μικροφακών 32×40 . Για τη μεταφορά του μετώπου κύματος, που εξέρχεται από τον οφθαλμό, στα επιμέρους συστήματα της διάταξης χρησιμοποιήθηκαν 2 τηλεσκόπια, ένα με μεγέθυνση $\times 1.975$ και το δεύτερο με μεγέθυνση $\times 0.493$.

Κατά την ανάπτυξη του συστήματος αυτού υπήρξαν πολλές δοκιμές ώστε να επιτευχθεί η σωστή αλλά και επιθυμητή λειτουργία του. Εκτός από τον αρχικό σχεδιασμό της διάταξης δοκιμάστηκαν και άλλες θέσεις στα διάφορα κομμάτια ώστε να βρεθεί το σωστό σημείο πάνω στην οπτική τράπεζα.

Βασικό παράδειγμα ήταν η θέση του προσαρμοστικού καθρέφτη ώστε να σχηματίζει όσο το δυνατόν μικρότερη γωνία με τα υπόλοιπα οπτικά ώστε να μην υπάρχουν παραμορφώσεις του μετώπου κύματος που θα αλλοίωναν τα αποτελέσματα των μετρήσεων και της διόρθωσης που θα πρόσφερε.

Ακόμα μια διαφορά από τον αρχικό σχεδιασμό της διάταξης ήταν ο τύπος της πηγής που χρησιμοποιήσαμε. Στην αρχική μορφή του συστήματος χρησιμοποιήθηκε μια LED πηγή που όμως δεν πρόσφερε τα αναμενόμενα αποτελέσματα καθώς η δέσμη που έφτανε στον εξεταζόμενο οφθαλμό ήταν πολύ μεγάλη και χωρίς αρκετή ισχύ. Χάρη σε αυτές τις ιδιότητες υπήρχε παντά στις μετρήσεις μια ανάκλαση στον κερατοειδή και οι χρόνοι λειτουργίας του συστήματος ήταν αρκετά μεγάλοι πράγμα που είχε επίπτωση και στη λειτουργία του καθρέφτη.

Έτσι η LED πηγή αντικαταστάθηκε από ένα laser diode. Με αυτό το τύπο πηγής η μετρήσεις απαλλάχθηκαν από την ανάκλαση που υπήρχε με την προηγούμενη πηγή καθώς επίσης και οι χρόνοι λειτουργίας του συστήματος μειώθηκαν. Όμως με αυτή τη πηγή υπήρχε πρόβλημα ανομοιογένειας στην μέτρηση που λάμβανε ο ανιχνευτής.

Η λύση για τον κατάλληλο τύπο πηγής ήρθε με τη χρήση μιας SLD πηγής.

Επίσης δοκιμάστηκαν διαφορετικά οπτότυπα και από διαφορετικά σημεία θέασης ώστε να βρεθεί η βέλτιστη θέση για παρατήρηση τους.

Όπως αναφέρθηκε και στα προηγούμενα κεφάλαια κατά τη διάρκεια της υλοποίησης του συστήματος αναπτύχθηκαν και επιμέρους συστήματα όπως ο τεχνητός οφθαλμός που είχε τη δυνατότητα παρατήρησης και το σύστημα ευθυγράμμισης με τις δύο κάμερες. Συστήματα τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ανεξάρτητα από το σύστημα προσαρμοστικών οπτικών για άλλα πειράματα.

Συνεχίζοντας εκτελέστηκαν πειράματα για την βαθμονόμηση του συστήματος έτσι ώστε να μπορεί να μετρηθεί με ακρίβεια η διάθλαση του μετρούμενου οφθαλμού όπως και πειράματα προσομοίωσης- επίδειξης για να βεβαιωθεί η εύρυθμη λειτουργία του συστήματος. Σχετικά με αυτά τα πειράματα υπολογίστηκαν με ακρίβεια οι μεγεθύνσεις που προσφέρονε τα τηλεσκόπια σημαντικό στοιχείο για τον υπολογισμό των εκτροπών στα επιμέρους επίπεδα κόρης. Ακόμα έγινε ορθή βαθμονόμηση των οπτοτύπων για την σωστή αξιολόγηση της οπτικής οξύτητας. Με τα πειράματα προσομοιώσεις παρατηρήθηκε η σωστή απόκριση του συστήματος στη διόρθωση των εκτροπών καθώς και στην εισαγωγή τους όταν αυτό είναι απαραίτητο όπως για παράδειγμα στο πείραμα προσομοίωσης του διπλοεστιακού φακού.

Συνοψίζοντας αναπτύχθηκε ένα σύστημα προσαρμοστικών οπτικών με χαμηλή ισχύ δέσμης αλλά με αρκετά γρήγορους χρόνους καταγραφής και απόκρισης του καθρέφτη. Η διάμετρος κόρης που μπορεί να μελετηθεί σωστά το σύστημα είναι από 2 έως 6 mm και να διορθώσει εκτροπές μέχρι 6 Diopters. Στο συγκεκριμένο στάδιο το σύστημα των προσαρμοστικών

οπτικών μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως προσομοιωτής για την εκτέλεση πειραμάτων ψυχοφυσικής. Μελλοντικά για την εκτέλεση πειραμάτων σε ανθρώπινους οφθαλμούς θα πρέπει να τοποθετηθεί ένας eye tracker έτσι ώστε να μπορεί πάντα το μάτι να βρίσκεται στο ίδιο σημείο καθώς στο δεδομένο στάδιο ένας ανθρώπινος οφθαλμός αποκλίνει με μεγάλη ευκολία από την ιδανική θέση μέτρησης.

Παράρτημα

Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1: Σχηματική αναπαράσταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού σε εγκάρσια τομή. α, β: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή αντίστοιχα, γ: ίριδα, δ, ε: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού αντίστοιχα, και στ: αμφιβληστροειδής.....	9
Εικόνα 2: Σχηματική αναπαράσταση εμμετρωπικού ματιού. www.glassesusa.com	10
Εικόνα 3: Σχηματική αναπαράσταση διαθλαστικής μυωπίας. www.glassesusa.com	11
Εικόνα 4: Σχηματική αναπαράσταση υπερμετροπίας. www.glassesusa.com	12
Εικόνα 5: Σχηματική αναπαράσταση αστιγματισμού. www.news-medical.net	13
Εικόνα 6: Συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) ενός φυσιολογικού οφθαλμού για διαφορετική διάμετρο κόρης. www.researchgate.net	14
Εικόνα 7: Λίστα με τα πολυώνυμα Zernike μέχρι 5ης τάξης.	15
Εικόνα 8: Γραφική αναπαράσταση των πολυωνύμων Zernike μέχρι την 5 ^η τάξη. www.wikipedia.org	16
Εικόνα 9: Σχηματική αναπαράσταση μετώπου κύματος.....	17
Εικόνα 10: Αναπαράσταση της διαφορά οπτικού δρόμου (OPD, Optical Path Difference), λόγω διαφοράς στον δείκτη διάθλασης.....	18
Εικόνα 11: Σχηματική απεικόνιση μια τυπικής διάταξης της μεθόδου Tscherning. Πηγή http://slideplayer.com/slide/8076827/	19
Εικόνα 12: Σχηματική αναπαράσταση μια μικροσυστοιχίας φακών ενός ανιχνευτή Shack Hartmann. Πηγή: http://www.nightn.ru/files/scie_act/files/sensor/sensor.htm	20
Εικόνα 13: Τυπική εικόνα μέτρησης ανιχνευτή Shack – Hartmann.....	21
Εικόνα 14: Εικονική αναπαράσταση της λειτουργίας ενός προσαρμοστικού καθρέφτη. Με κόκκινο είναι το μέτωπο κύματος πριν τον προσαρμοστικό καθρέφτη ενώ με μπλέ είναι το μέτωπο κύματος μετά την διόρθωση του από τον προσαρμοστικό καθρέφτη. www.wikipedia.org	22
Εικόνα 15 :Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας ενός συστήματος προσαρμοστικών οπτικών. hoffman.cm.utexas.edu/	23
Εικόνα 16: Χαρακτηριστική φωτογραφία ενός ενδοφακού. http://realeyes.gr/	24
Εικόνα 17: Αριστερά της εικόνας υπάρχει μια σχηματική περιγραφή ενός τυπικού ενδοφακού πρόσθιου θαλάμου ενώ αντίστοιχα δεξιά ενός οπίσθιου θαλάμου. Vasiur Rahman CURRENT TIME’S IOL.....	24
Εικόνα 18: Σχηματική αναπαράσταση ενός τορικού ενδοφακού. Vasiur Rahman CURRENT TIME’S IOL.....	25
Εικόνα 19: Σχηματική περιγραφή της διάδοσης του φωτός μέσα από ένας μονοεστιακό σφαιρικό ενδοφακό και από έναν ασφαιρικό. Vasiur Rahman CURRENT TIME’S IOL	26
Εικόνα 20: Σχηματική περιγραφή της επιφάνειας ενός πολυεστιακού ενδοφακού και της διάθλασης που προσφαιρούν οι δακτυλιοειδής ζώνες. Vasiur Rahman CURRENT TIME’S IOL.....	27
Εικόνα 21: Αναπαράσταση της θεωρητικής μορφής της διάταξης μέσω του προγράμματος Rhinoceros	28
Εικόνα 22: Φωτογραφία της τελικής μορφής της διάταξης.....	29
Εικόνα 23: Σχηματική απεικόνιση του οφθαλμού και του πρώτου τηλεσκοπίου. Η εικόνα αυτή προήλθε από το πρόγραμμα Zemax. Δεξιά είναι το μοντέλο του οφθαλμού που	

χρησιμοποιήσαμε στα υπολογιστικά μοντέλα μετα ακολουθεί ο φακός με εστιακή απόσταση 100 mm και στα αριστερα της εικόνα ο φακός με εστιακή απόσταση 200mm.	29
Εικόνα 24: Σχηματική απεικόνιση του δεύτερου τηλεσκοπίου. Στο αριστερό μέρος της εικόνας βρίσκεται ο φακός εστιακής απόστασης 300 mm έπειτα ακολουθεί ο φακός εστιακής απόστασης 75mm και τέλος έχει τοποθετηθεί μια επιφάνεια ώστε να υπάρξει αντιστοιχία με την επιφάνεια του ανιχνευτή. Η εικόνα αυτή προήλθε από το πρόγραμμα Zemax.	30
Εικόνα 25: Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος παρατήρησης και ευθυγράμμισης του οφθαλμού από το πρόγραμμα Rinoceros.	32
Εικόνα 26:Εικόνα παρατήρησης του οφθαλμού μέσω του προγράμματος που αναπτύχθηκε στο Matlab για την παρακολούθηση και ευθυγράμμιση του οφθαλμού με τα υπόλοιπα οπτικά στοιχεία.	32
Εικόνα 27: a) Πηγή SLED , b) Σύστημα δύο καμερών για ευθυγράμμιση, c) προσαρμοστικός καθρέφτης, d) cold mirror, e) ανιχνευτής Shack Hartmann.	33
Εικόνα 28 : Φωτογραφία τεχνητού οφθαλμού a) θέση φακού 50mm b) βυθός c) κάμερα d) διαχωριστής δέσμης . Με το κόκκινο βέλος αποτυπώνεται η διαδρομή της υπέρυθρης ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται για τη διαδικασία της μέτρησης ενώ με το πράσινο του ορατού φως για την παρατήρηση.	34
Εικόνα 29: Παρατήρηση του οπτοτύπου μέσω της κάμερας παρατήρησης που υπάρχει στον τεχνητό οφθαλμό.	35
Εικόνα 30: Κεντρικό παράθυρο προγράμματος Wavetune	37
Εικόνα 31: Χαρακτηριστική εικόνα μετώπου κύματος από το πρόγραμμα Wavetune.	38
Εικόνα 32: Χαρακτηριστική εικόνα μέτρησης ενός ανιχνευτή Shack- Hartmann από το πρόγραμμα Wavetune	38
Εικόνα 33: Παράθυρο παρατήρησης των ενεργοποιητών του προσαρμοστικού καθρέφτη κατά τη διάρκεια του πειράματος.	39
Εικόνα 34: Φωτογραφία από το τεχνητό οφθαλμό ενός πίνακα ETDRS στα 4m.	41
Εικόνα 35:Φωτογραφία από τον τεχνητό οφθαλμό του οπτοτύπου που προβαλλόταν στην οθόνη προβολής οπτοτύπων της διάταξης. Η εικόνα αυτή έχει προέλθει έπειτα από επεξεργασία για να είναι πιο ευδιάκριτη.	41
Εικόνα 36: Φωτογραφία από τον τεχνητό οφθαλμό του οπτοτύπου για την κοντινή όραση. Η εικόνα αυτή έχει προέλθει έπειτα από επεξεργασία για να είναι πιο ευδιάκριτη.	42
Εικόνα 37: Εικόνα που λάμβανε ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετημένος στη θέση εξέτασης πριν τη διόρθωση.	43
Εικόνα 38: : Εικόνα που λάμβανε ο τεχνητός οφθαλμός τοποθετημένος στη θέση εξέτασης μετά τη διόρθωση.	43
Εικόνα 39: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 6mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D.	44
Εικόνα 40: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 4mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D	45
Εικόνα 41: Ποιότητα εικόνας με διάμετρο κόρης 3mm όταν στο σύστημα έχει προστεθεί σφαίρωμα +0.25D	45
Εικόνα 42: Μέτωπο κύματος από το μοντέλο του διπλοεστιακού φακού από το πρόγραμμα Matlab.	46
Εικόνα 43: Ποιότητα εικόνας διπλοεστιακού φακού όπως παρατηρήθηκε από τον τεχνητό οφθαλμό μέσα από το σύστημα προσαρμοστικών οπτικών.	47

Πίνακας Εξιιώσεων

Εξίσωση 1: Βαθμός της αμετροπίας	11
Εξίσωση 2: Διαθλαστικό σφάλμα αλλαγή στο αξονικό μήκος	12
Εξίσωση 3: Ισχύς της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς	12
Εξίσωση 4: RMS.....	16
Εξίσωση 5: Σφαίρωμα	35
Εξίσωση 6: Αστιγματισμός 0	35
Εξίσωση 7: Αστιγματισμός 45	35
Εξίσωση 8: Αναλογία διαμέτρων κόρης καθρέφτη οφθαλμού.....	36
Εξίσωση 9: Αναλογία διαμέτρων κόρης ανιχνευτή οφθαλμού	36