

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

**«Ανάπτυξη διαγνωστικού συστήματος
απεικονιστικής φασματοσκοπίας για τις
παθήσεις του βυθού του οφθαλμού»**

Διδακτορική Διατριβή

ΤΟΥ

Βασιλείου Μ. Παπαδάκη

Υπεύθυνος Καθηγητής

Ιωάννης Γ. Παλλήκαρης

Ηράκλειο 2002



Τμήμα Ιατρικής, Σχολή Επιστημών Υγείας, Πανεπιστήμιο Κρήτης, ΒΕΜΜΟ
Ίδρυμα Τεχνολογίας και Έρευνας, Ινστιτούτο Ηλεκτρονικής Δομής και Λείζερ



Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα Καθηγητή Ι. Παλλήκαρη που είχε την αρχική ιδέα και που μου έδωσε την ευκαιρία να πραγματοποιήσω αυτή την πρωτότυπη εργασία.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τα μέλη της τριμελούς επιτροπής, ιδιαίτερα τον Επ. Καθηγητή κ. Μ. Τσιλιμπάρη για την καθ' όλη καθοδήγηση, την υποστήριξη και τη στενή συνεργασία του, καθώς και τον Επ. Καθηγητή κ. Γ. Αθανασίου για το ενδιαφέρον και τη βοήθεια του.

Ευχαριστώ επίσης τον Αν. Καθηγητή Κ. Μπάλα για την καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της εργασίας αυτής.

Είμαι ιδιαίτερα ευγνώμων στον Καθηγητή και Διευθυντή του Ινστιτούτου Ηλεκτρονικής Δομής και Λείζερ κ. Κ. Φωτάκη για τις επιστημονικές γνώσεις που μου μετέδωσε και τις πολύτιμες συμβουλές του.

Θερμές ευχαριστίες στην κ. Μ. Καραβέλα για την πολύτιμη βοήθειά της και την εξαιρετική συνεργασία.

Επίσης είμαι πολύ ευγνώμων στους Δ. Πελεκούδα, Ι. Ορφανό, Δ. Ζουρίδη και Χ. Τριανταφυλλίδη για την βοήθεια και συνεισφορά τους.

Πολλές και ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στους φίλους και συνεργάτες μου Ε. Βαζγιουράκη, Γ. Θεμελή και Α. Παπαδάκη.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου για την με κάθε τρόπο βοήθειά τους σε όλη τη διάρκεια της ζωής μου και ιδιαίτερα τον αδερφό μου που πάντα ήταν πρόθυμος να μοιραστεί τα προβλήματα και τις δυσκολίες που μου παρουσιάστηκαν.

Περιεχόμενα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	2
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	3
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	6
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	7
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
1.1 Εισαγωγή: Απεικονιστικές τεχνικές στη διάγνωση των παθήσεων του βυθού του οφθαλμού	8
1.2 Ιστορική αναδρομή	9
1.3 Πρόσφατες προσεγγίσεις	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	15
2.1 Εισαγωγή	15
2.2 Βιοχημεία του οφθαλμού	15
2.2.1 Ο βολβός του οφθαλμού	16
2.2.2 Ο αμφιβληστροειδής	18
2.2.3 Ραβδία και κωνία	20
2.2.4 Phototransduction	24
2.2.5 Παθήσεις του χοριοειδούς και αμφιβληστροειδούς χιτώνα	28
2.3 Άμεση και έμμεση οφθαλμοσκόπηση	32
2.3.1 Λάμπες αλογόνου	34
2.3.2 Η κάμερα βυθού	34
2.4 Πόλωση του φωτός	36
2.5 Φάσματα βασικών χρωστικών του οφθαλμού	39
2.6 Απεικονιστική φασματοσκοπία	41
2.7 Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας	51
2.7.1 Ενίσχυση της αντίθεσης	51
2.7.2 Αναγνώριση προτύπων	53

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΟΛΥ-ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ - ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΥΠΕΡΥΘΡΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΒΥΘΟΥ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ _____ 57

3.1 Εισαγωγή _____ 57

3.2 Σχεδίαση - Ανάπτυξη πρότυπης πειραματικής διάταξης _____ 58

3.2.1 Οπτικό σύστημα απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού (fundus camera) _____ 58

3.2.2 Οπτικό σύστημα φίλτρων (filter wheel) _____ 58

3.2.3 Ψηφιακό σύστημα απεικόνισης (CCD) _____ 59

3.2.4 Σύστημα υπολογιστή (Personal Computer). _____ 59

3.3 Αποτελέσματα – προκαταρκτική αξιολόγηση του συστήματος _____ 61

3.3.1 Χρωματική ανάλυση _____ 61

3.3.2 Απεικόνιση στο υπέρυθρο _____ 63

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡ-ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ – ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ _____ 66

4.1 Εισαγωγή _____ 66

4.2 Σχεδίαση – Ανάπτυξη πειραματικής διάταξης _____ 66

4.2.1 Μεταβλητό φίλτρο διέλευσης - Variable Interference Filter (VIF) _____ 67

4.2.2 Πηγή μονοχρωματικής ακτινοβολίας _____ 68

4.2.3 Ψηφιακό σύστημα απεικόνισης (CCD) _____ 70

4.2.4 Λογισμικό ελέγχου και καταγραφής εικόνων _____ 70

4.2.5 Βαθμονόμηση συστήματος _____ 71

4.3 Σχεδιασμός και ανάπτυξη τεχνητού οφθαλμού _____ 73

4.4 Κλινική μεθοδολογία _____ 75

4.5 Αλγόριθμοι για την επεξεργασία, αξιολόγηση των φασματικών εικόνων όπως και για τον υπολογισμό των φασμάτων ανάκλασης από χαρακτηριστικά σημεία του βυθού του οφθαλμού _____ 76

4.5.1 Ενίσχυση αντίθεσης _____ 77

4.5.2 Κανονικοποίηση συνόλου εικόνων _____ 79

4.5.3 Κεντράρισμα εικόνων με χρήση αλγορίθμων αναγνώρισης προτύπων _____ 80

4.5.4 Κόψιμο εικόνων στην περιοχή ενδιαφέροντος _____ 83

4.5.5 Φάσμα από σημείο _____ 84

4.6 Αποτελέσματα πειραματικών μετρήσεων _____ 86

4.6.1 Λαμβανόμενες φασματικές εικόνες _____ 87

4.6.2 Λαμβανόμενα φάσματα απορρόφησης _____ 89

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ _____ 94

5.1 Εισαγωγή _____ 94

5.2 Αποτελέσματα μετρήσεων πολυ-φασματικής απεικόνισης _____ 94

5.3 Αποτελέσματα μετρήσεων υπερ-φασματικής απεικόνισης _____ 97

5.4 Τεχνική αξιολόγηση πρότυπου συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού _____ 100

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	103
Αναφορές	103
Κώδικας λογισμικού σε γλώσσα LabView – IMAQ	110
Ενίσχυση αντίθεσης	111
Κανονικοποίηση συνόλου εικόνων	111
Κεντράρισμα εικόνων με χρήση αλγορίθμων αναγνώρισης προτύπων	112
Φάσμα από σημείο	114
Index Εικόνων	115

Πρόλογος

Η μελέτη των βιολογικών υλικών χρησιμοποιώντας φασματοσκοπικές τεχνικές αποσκοπεί στην εύρεση της χημικής και δομικής τους σύστασης. Οι φασματοσκοπικές τεχνικές βασίζονται στην ανάλυση του φωτός που επιστρέφει στον ανιχνευτή μετά από την αλληλεπίδρασή του (απορρόφηση, σκέδαση, φθορισμός) με τον ιστό. Αυτή η μελέτη της αλληλεπίδρασης της ύλης με τον ιστό μπορεί να μας παρέχει σημαντική πληροφορία για την ανίχνευση αλλοιώσεων που σχετίζονται με συγκεκριμένες παθήσεις.

Η διάγνωση των παθήσεων αυτών είναι συνήθως πολύ δύσκολη ειδικά όταν ο υπό εξέταση ιστός βρίσκεται εσωτερικά σε άλλα ιστικά συστήματα. Για τη διάγνωση αυτών απαιτείται ανάπτυξη ειδικών συστημάτων που να βασίζονται στη χρήση μη επεμβατικών μεθόδων. Στην περίπτωση του βυθού του οφθαλμού γίνεται χρήση ειδικών μηχανημάτων (κάμερες βυθού) με τα οποία οι οφθαλμίατροι μπορούν να δουν την κατάσταση του βυθού του οφθαλμού και να διαγνώσουν τυχούσες παθήσεις.

Ο συνδυασμός των δύο παραπάνω τεχνικών (απεικονιστική φασματοσκοπία), επιτρέπει την ανάλυση των ιστικών δομών όπως και την εξακρίβωση της χημικής δομής κάθε απεικονιζόμενου σημείου.

Περίληψη

Στην εργασία αυτή γίνεται αναφορά στη μελέτη των χρωματικών χαρακτηριστικών του βυθού του οφθαλμού όπως και στην απεικόνιση των δομών αυτού στην υπέρυθη περιοχή του φάσματος. Γίνεται μελέτη των φασματικών χαρακτηριστικών των φυσιολογικών και παθολογικών δομών του βυθού του οφθαλμού όπως και της απεικόνισης αυτών στις διάφορες φασματικές περιοχές με στόχο την εύρεση των καλύτερων μηκών κύματος απεικόνισης στα οποία οι δομές αυτές απεικονίζονται βέλτιστα. Για τη μελέτη των χαρακτηριστικών αυτών αναπτύχθηκαν δύο συστήματα απεικονιστικής φασματοσκοπίας τα οποία και υπηρετούν τους σκοπούς αυτούς. Επίσης περιγράφονται οι τεχνικές και οι αλγόριθμοι που αναπτύχθηκαν όπως και το λογισμικό που υλοποιήθηκε για το σκοπό αυτό. Στο τέλος γίνεται συζήτηση των αποτελεσμάτων όπου και αξιολογούνται οι μετρήσεις όπως και η κλινική σημασία αυτών. Στο τελευταίο κεφάλαιο της διατριβής αυτής παρέχονται όλα τα σχέδια που χρειάστηκαν για την ανάπτυξη των επιμέρους συστημάτων όπως και ο κώδικας του συνόλου του λογισμικού που αναπτύχθηκε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Εισαγωγή: Απεικονιστικές τεχνικές στη διάγνωση των παθήσεων του βυθού του οφθαλμού

Ο βυθός του οφθαλμού βρίσκεται στο οπίσθιο εσωτερικό κομμάτι του ματιού. Αποτελείται από διάφορα στρώματα τα κυριότερα από τα οποία από λειτουργική άποψη είναι ο αμφιβληστροειδής, το μελάγχρουν επιθήλιο και ο χοριοειδής [98]. Προκειμένου να γίνει δυνατή η απεικόνιση του βυθού, μη επεμβατικά, έχει βρεθεί μια μέθοδος η οποία βασίζεται στην τοποθέτηση του συστήματος απεικόνισης στον ίδιο οπτικό δρόμο με εκείνο του φωτός που χρησιμοποιείται για την ακτινοβολήση. Έτσι έχουν αναπτυχθεί ειδικά οπτικά συστήματα τα οποία μπορούν να εστιάζουν μια δέσμη φωτός πάνω στο βυθό του οφθαλμού και ταυτόχρονα μπορούν να συλλέγουν το επιστρεφόμενο φως από αυτόν εστιάζοντάς το πάνω σε φωτοευαίσθητα φιλμ ή άλλους ανιχνευτές παράγοντας την εικόνα του. Τα μηχανήματα αυτά αποκαλούνται βυθοσκόπια ή κάμερες βυθού και η όλη διαδικασία βυθοσκόπηση [103, 101, 99].

Η βυθοσκόπηση αποτελεί σχεδόν αποκλειστικά το μόνο τρόπο μη επεμβατικής αξιολόγησης της φυσιολογίας του βυθού. Επεμβατικά όμως εκείνη η μέθοδος που παρέχει ακριβή αποτελέσματα και μάλιστα με σχεδόν αμελητέο ποσοστό λάθους, είναι η βιοψία. Κατά τη διαδικασία της βιοψίας λαμβάνεται μικρο-δείγμα ιστού, πράγμα αρκετά δύσκολο και επικίνδυνο όταν πρόκειται για το βυθό του ματιού μια και είναι ένα εσωτερικό κομμάτι του ματιού, οπότε απαιτείται μεγαλύτερη επέμβαση προκειμένου να φτάσει κανείς σε αυτόν. Έτσι η διάγνωση των παθήσεων του βυθού του οφθαλμού βασίζεται στις απεικονιστικές και στην κλινική εμπειρία του ιατρού.

Η βασική στοιβάδα που απεικονίζεται συνήθως στη βυθοσκόπηση είναι ο αμφιβληστροειδής. Αυτό συμβαίνει γιατί πίσω από αυτόν βρίσκεται μια στοιβάδα γνωστή ως μελάγχρουν επιθήλιο, το οποίο αποτελείται κατεξοχήν από μελανίνη, οπότε και απαγορεύει την απεικόνιση δομών που βρίσκονται πίσω από αυτό. Επομένως η διάγνωση βλάβης που εντοπίζεται σε βαθύτερα στρώματα, όπως ο χοριοειδής χιτώνας του ματιού, είναι αρκετά δύσκολη και γίνεται μόνο όταν έχουν επεκταθεί οι αλλοιώσεις σε επιφανειακά ορατά στρώματα και κατ'επέκταση σε προχωρημένο στάδιο της πάθησης.

Στη φυσική η διαδικασία που βασίζεται στην αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη και αποσκοπεί στην εύρεση της χημικής σύστασης αλλά και της δομής των υλικών, ονομάζεται φασματοσκοπία. Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στις βασικές ιδιότητες της ύλης (απορρόφηση, σκέδαση ή φθορισμός) να απορροφά, να σκεδάζει και να φθορίζει με συγκεκριμένο τρόπο το φως με το οποίο αλληλεπιδρά [102,100]. Μια παθολογία όμως αλλοιώνει τη χημική σύσταση αλλά και τη δομή ενός ιστού επηρεάζοντας άμεσα και τα φαινόμενα με τα οποία ο ιστός αλληλεπιδρά με το φως. Μελετώντας τις ιδιότητες αυτές, είναι πιθανόν να διαχωριστούν αλλά ακόμα και να διαφοροποιηθούν οι φυσιολογικές από τις παθολογικές καταστάσεις του ιστού.

Ο συνδυασμός αυτός της απεικόνισης του βυθού με τη φασματοσκοπία δημιουργεί ένα καινούριο τομέα στη φυσική ο οποίος αποκαλείται Απεικονιστική Φασματοσκοπία. Ουσιαστικά με αυτή τη μέθοδο βρίσκουμε σε κάθε εικονοστοιχείο πληροφορία ενός πλήρους φάσματος ή σε κάθε σημείο του φάσματος μια ολόκληρη εικόνα. Έτσι είναι δυνατή η μελέτη των φασματικών χαρακτηριστικών πολύ μικρών δομών ή η απεικόνιση αυτών σε φασματικές περιοχές όπου επιτυγχάνεται μέγιστη αντίθεση ανάμεσα στα στοιχεία ή τις δομές τους που διαφοροποιούνται στις διάφορες παθολογικές καταστάσεις.

1.2 Ιστορική αναδρομή

Η μελέτη του βυθού του οφθαλμού με φως με διαφορετικές ιδιότητες από αυτές του εκπεμπόμενου από μια πηγή μελανού σώματος (άσπρου

φωτός) πρωτοεμφανίστηκε στις αρχές του 20 αιώνα. Η ιδέα ξεκίνησε από τον Ginestous το 1911 [3]. Στη συνέχεια ο Vogt ήταν ο πρώτος που χρησιμοποίησε το ανέρυθρο φίλτρο το 1919, η χρησιμότητα του οποίου μελετήθηκε εκτεταμένα από τον Vogt, τον Ballantyne και τον Kleefeld [3, 2, 1, 4, 5, 6, 7, 8, 9]. Ακολούθησαν μελέτες που στόχο είχαν την καλύτερη ανάδειξη των παθολογικών σε σχέση με τα φυσιολογικά σημεία του ιστού μέσω της βελτιστοποίησης της αντίθεσης απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού απεικονίζοντάς τον σε ποικίλες φασματικές περιοχές με τη χρήση διαφορετικών interference φίλτρων στη δέσμη φωτισμού. Πιο συγκεκριμένα ο A. Potts το 1965 [2] χρησιμοποίησε 3 φίλτρα διελεύσεως (489nm, 533nm, 650nm) στη διαδρομή της δέσμης φωτισμού όπως και ένα ευρείας περιοχής διέλευσης (σε όλο το ορατό) φίλτρο, ως εικόνα αναφοράς για σύγκριση σαν εικόνα αναφοράς και για την απεικόνιση χρησιμοποίησε μια vidicon κάμερα. Την ίδια χρονιά ο Behrendt [3] κατασκεύασε ένα σύστημα με 7 διαφορετικά interference φίλτρα (στην περιοχή του ορατού φάσματος) που τοποθετούνταν επιλεκτικά πάνω στην δέσμη φωτισμού. Χρησιμοποίησε έτσι πιο στενές φασματικές περιοχές απεικόνισης και έκανε μια πολύ εκτεταμένη μελέτη της αντίθεσης. Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής έδειξαν την ακαταλληλότητα της μεθόδου για κλινική χρήση οπότε για αρκετά χρόνια δεν υπήρξε καμία ερευνητική δραστηριότητα στον χώρο της φασματικής απεικόνισης.

Το 1976 ο φυσικός Delogi μαζί με τον οφθαλμίατρο E. Γραγουδά κατασκεύασαν ένα νεότερο σύστημα με καλύτερη τεχνολογική υποδομή, (καλύτερα οπτικά και φίλτρα), με το οποίο άρχισαν να μελετάνε ξανά το βυθό του οφθαλμού σε διαφορετικές φασματικές περιοχές [4]. Το σύστημα που κατασκεύασαν είχε 10 διαφορετικά interference φίλτρα που τοποθετούνταν πάνω στη δέσμη φωτισμού και ένα ευρείας περιοχής διέλευσης (σε όλο το ορατό) προκειμένου να ληφθεί εικόνα σύγκρισης σε σχέση με τις άλλες φασματικές περιοχές. Η εικόνα καταγράφονταν σε ένα υψηλής ευαισθησίας φιλμ ενώ η ένταση του φωτισμού ήταν ελεγχόμενη έτσι ώστε να υπάρχει ομοιόμορφη κατανομή φωτός σε όλες τις φασματικές εικόνες. Η πρώτη τους μελέτη δημοσιεύθηκε το 1977 [5] όπου χρησιμοποιήθηκαν φυσιολογικά δείγματα έτσι ώστε να βρεθούν εκείνες οι φασματικές περιοχές απεικόνισης, που είχαν τη μέγιστη αντίθεση για συγκεκριμένες δομές του βυθού του οφθαλμού. Η δεύτερη μελέτη τους έγινε

το 1979 [6] με τη βοήθεια του Ducrey όπου αυτή τη φορά εστιάστηκαν σε παθολογικούς οφθαλμούς. Στα αποτελέσματα αυτής της μελέτης δημοσίευσαν τις καλύτερες φασματικές περιοχές απεικόνισης όπου συγκεκριμένες παθολογίες είχαν μέγιστη αντίθεση ανάδειξης.

Μετά από το σημαντικό υπόβαθρο που είχε δημιουργηθεί οι ερευνητές εστιάστηκαν στο επόμενο βήμα που ήταν η μελέτη συγκεκριμένων χρωστικών του βυθού του οφθαλμού. Ο Snodderly το 1983 [24] έκανε μια *in-vitro* μελέτη των φασματικών χαρακτηριστικών των βασικότερων χρωστικών του ματιού. Μετά από αυτή τη μελέτη άνοιξε ο δρόμος για την προσπάθεια μέτρησης των χρωστικών αυτών *in-vivo* με τη χρήση απεικονιστικών συστημάτων.

Η πρώτη χρωστική που μελετήθηκε ήταν η χρωστική αυτή της ώχρας κηλίδας (ξανθοφύλλη) το 1989 από τον Kilbridge [7]. Η μελέτη βασίστηκε σε ένα καινούριο σύστημα που αναπτύχθηκε από το συγγραφέα το οποίο χρησιμοποιούσε 13 interference φίλτρα, που τοποθετούνταν επιλεκτικά πάνω στην πηγή φωτισμού, στην φασματική περιοχή των 462nm – 697nm με ένα μεταξύ τους βήμα των 20nm και ένα φασματικό εύρος (FWHM) των 10nm. Οι φασματικές εικόνες βαθμονομήθηκαν με τη χρήση ενός τεχνητού βυθού οφθαλμού. Στη συνέχεια οι φασματικές εικόνες ψηφιοποιούνταν με μια ανάλυση των 112X100 εικονοστοιχεία. Αυτή είναι η πρώτη και επιτυχημένη προσπάθεια μέτρησης φάσματος από ένα σύνολο φασματικών εικόνων. Η μελέτη αυτή είχε ως στόχο τη διερεύνηση της κατανομής της ξανθοφύλλης η οποία έγινε δυνατή με την αφαίρεση 2 εικόνων που ελήφθησαν σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος. Αυτής των 559nm από αυτή των 462nm.

Την ίδια χρονική περίοδο ο Delori παρουσίασε τη δικιά του εκδοχή στο πρόβλημα με την ανάπτυξη ενός συστήματος κάμερας βυθού συνδυασμένο με ένα φασματοφωτόμετρο [8]. Το σύστημα αυτό είχε το φασματοφωτόμετρο εστιασμένο σε μια συγκεκριμένη περιοχή της εικόνας και έβλεπε ένα κύκλο με γωνιακό άνοιγμα 1-4ο. Η ευαισθησία του συστήματος αυτού ξεκινούσε από τα 445nm και έφτανε μέχρι τα 805nm. Εξαιτίας όμως της δυσχρηστίας του συστήματος αυτού οι μόνες περιοχές που μπόρεσαν να μετρηθούν ήταν αυτές των η ρινική περιφέρεια, καθώς και η ωχρά και η περιφέρεια της ωχράς περιοχής.

Το 1994 έγινε μια ακόμα μελέτη βασισμένη στη λογική των πολλών interference φίλτρων από τον Qu Jia [9]. Στη μελέτη αυτή κατασκευάστηκε ένα σύστημα με 10 interference φίλτρα όπου οι εικόνες καταγράφονταν πάνω σε ένα ευαίσθητο φωτογραφικό φιλμ.

1.3 Πρόσφατες προσεγγίσεις

Μια αρκετά πρόσφατη προσέγγιση πρωτοπαρουσιάστηκε από δύο φυσικούς τους Schweitzer και Hammer όπου αναπτύχθηκε ένα σύστημα που συνδύαζε μια κάμερα βυθού και ένα απεικονιστικό μονοχρωμάτορα [10]. Αυτή η δουλειά παρουσιάζει εξαιρετικά αποτελέσματα μια και μπορεί να αναλύσει μια γραμμή σε 256 φασματικές περιοχές. Το μειονέκτημα όμως είναι ότι απεικονίζει μια μόνο γραμμή η οποία βρίσκεται στο κέντρο της εικόνας του αμφιβληστροειδούς που παρέχεται από την κάμερα βυθού. Με το σύστημα αυτό όμως λόγω της υψηλής φασματικής ανάλυσης που παρέχει άρχισαν να δημιουργούνται καινούριες εφαρμογές και πειραματικές διατάξεις βασισμένες στην απεικονιστική φασματομετρία. Βασικά παραδείγματα είναι η μέτρηση της οξυγόνωσης του αίματος των αρτηριών και των φλεβών αλλά και της διαμέτρου των αντίστοιχων αγγείων. Η ίδια ομάδα παρουσίασε το 1996 την πρώτη εφαρμογή του συστήματός τους όπου πρώτοι μελέτησαν τις τρεις βασικές χρωστικές του βυθού του οφθαλμού (μελανίνη, αιμοσφαιρίνη, ξανθοφύλλη), όπως και μερικές βασικές παθολογίες (εξιδρώματα, σπίλους, θρομβώσεις, αποφράξεις αγγείων) [11]. Σε μια δεύτερη εφαρμογή η ίδια ομάδα παρουσίασε το 1999 μια μέθοδο για τη μέτρηση της οξυγόνωσης των αγγείων του βυθού του οφθαλμού [13].

Την ίδια χρονιά παρουσιάστηκαν και άλλες πειραματικές διατάξεις προκειμένου να λύσουν το πρόβλημα της χωρικής ανάλυσης της εικόνας του βυθού του οφθαλμού με κόστος αυτό της φασματικής ανάλυσης. Μια διάταξη η οποία ενσωμάτωνε 3 διαφορετικά Laser σε ένα SLO (Scanning Laser Ophthalmoscope) από τους Tingsgaard και Sander [12] και μια άλλη από τον Beach [14, 15] η οποία είχε δύο εκδόσεις διαφορετικές στη φασματική τους ανάλυση. Πιο συγκεκριμένα, η δεύτερη διάταξη αποτελείται από μια κάμερα βυθού και από ένα σύστημα διαχωρισμού της εικόνας σε δύο ή τέσσερις

επιμέρους εικόνες αντίστοιχα. Στη συνέχεια οι εικόνες φιλτράρονται με επιλεγμένα φίλτρα διελεύσεως και εστιάζονται πάνω σε ένα μοναδιαίο ανιχνευτή CCD. Αυτή η τεχνική ενώ παρέχει μικρή φασματική πληροφορία έχει το σημαντικό πλεονέκτημα του ότι μπορεί να πάρει ταυτόχρονα δύο ή τέσσερις φασματικές εικόνες. Έτσι δεν υπάρχει μετακίνηση κατά τη σάρωση των εικόνων στο φάσμα ελαχιστοποιώντας επομένως τις κινήσεις του ματιού.

Η πιο πρόσφατη προσέγγιση είναι αυτή του Gill το 2001 όπου παρουσιάζει ένα σύστημα μιας κάμερας βυθού σε συνδυασμό με ένα Fourier interferometer [16]. Το σύστημα αυτό παρουσιάζει εξαιρετικά αποτελέσματα τόσο σε χωρική ανάλυση όσο και σε φασματική. Το μειονέκτημα του συστήματος αυτού είναι ότι απαιτεί πολύ χρόνο για την λήψη των δεδομένων, έχει μικρή δυναμική φασματική περιοχή λειτουργίας, δεν μπορεί να παρέχει φασματική απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο και είναι αρκετά ακριβό.

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

2.1 Εισαγωγή

Το κεφάλαιο αυτό αναφέρεται στην κατανόηση των βασικών αρχών και τεχνικών που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση των μετρήσεων. Πιο συγκεκριμένα αναφέρεται στις βασικές αρχές της απεικονιστικής φασματοσκοπίας ως η βασική τεχνική που χρησιμοποιήθηκε, σε μερικές βασικές αρχές οπτικής για την παρατήρηση του βυθού του οφθαλμού, στην πόλωση του φωτός και τη χρήση της για την αποκοπή της επιφανειακής ανάκλασης από τα διάφορα στρώματα του αμφιβληστροειδούς, στις τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας που υλοποιήθηκαν στο λογισμικό επεξεργασίας, στις βασικές γνώσεις ανατομίας και βιοχημείας του βυθού του οφθαλμού όπως και στα σημαντικότερα φάσματα των βασικών χρωστικών του βυθού του οφθαλμού που θα συναντήσουμε στις μετρήσεις μας.

2.2 Βιοχημεία του οφθαλμού

Το ανθρώπινο οπτικό σύστημα παρέχει εκπληκτικά μεγάλη πληροφορία ποιοτική αλλά και ποσοτική σχετικά με τον περιβάλλοντα κόσμο. Μια απλή ματιά είναι αρκετή για να περιγράψει κάποιος τη θέση, το σχήμα, το χρώμα και τη δομή αντικειμένων όπως και την κατεύθυνση και την ταχύτητα της κίνησής τους. Ακόμα πιο εκπληκτικό είναι το γεγονός ότι αυτή η πληροφορία μπορεί να γίνει ευδιάκριτη σε μια ευρεία κλίμακα εντάσεων των ερεθισμάτων. Γι' αυτό, όντας ένα ανεκτίμητο ανιχνευτικό όργανο, ο οφθαλμός και οι παθήσεις του είναι ένα πεδίο ενασχόλησης ιατρικών και

τεχνολογικών μελετών, οι οποίες έχουν ως στόχο τη βελτίωση των υπαρχόντων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών.

Η βασική κατεύθυνση της μελέτης αυτής είναι η ανακάλυψη καινούριων διαγνωστικών κριτηρίων για τον εντοπισμό ανωμαλιών που αναφέρονται στον αμφιβληστροειδή. Προκειμένου να επιτευχθεί ο στόχος αυτός χρησιμοποιούνται μια σειρά από τεχνικές οι οποίες λαμβάνουν πληροφορίες των βιοχημικών αλλαγών κάθε διαταραχής. Επομένως είναι πολύ σημαντικό να κατανοήσουμε τα βιοχημικά χαρακτηριστικά των ιστών που συνθέτουν τον οφθαλμό καθώς και τη δομή του, προκειμένου να γίνουν γρήγορα και εύκολα αντιληπτά τα στοιχεία που διαφοροποιούν μια κατάσταση από το φυσιολογικό της. Συνεπώς, θα περιγραφούν τα κύρια βιοχημικά συστατικά που λαμβάνουν μέρος στη δομή και λειτουργία του οφθαλμού. Γι' αυτό πρέπει να αναφερθεί ότι θα περιγραφούν τα δομικά συστατικά του οφθαλμού που σχετίζονται με τη διεργασία της όρασης και όχι το σύνολο των συστατικών του οργάνου. Επίσης η βιοχημική περιγραφή πρόκειται να περιοριστεί στους ιστούς που βρίσκονται στη διαδρομή όπου το φως ακολουθεί προκειμένου να φτάσει στους φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδούς.

2.2.1 Ο βολβός του οφθαλμού

Ο βολβός του οφθαλμού έχει συνολικό βάρος 7.5 γραμμάρια, (και ένα μήκος) 24 χιλιοστών και αποτελείται από τρεις στοιβάδες και τρεις θαλάμους.

Οι στοιβάδες του οφθαλμού είναι:

1. Η εξωτερική στοιβάδα (Tunica Fibrosa), που αποτελείται από τον κερατοειδή και το σκληρό χιτώνα
2. Η μεσαία στοιβάδα (Tunica Vasculosa), που αποτελείται από την ίριδα, τον ακτινωτό μυώνα και το χοριοειδή
3. Η εσωτερική στοιβάδα (Tunica Nervosa), που αποτελείται από τον αμφιβληστροειδή

Οι θάλαμοι του οφθαλμού είναι:

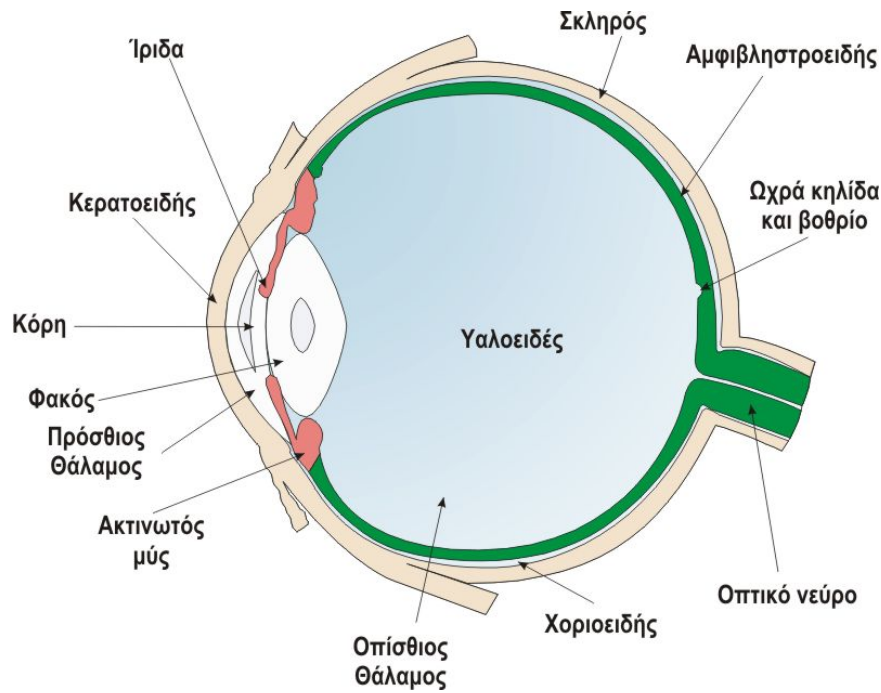
1. Ο εμπρόσθιος θάλαμος, που περιέχει το υδατοειδές υγρό, το οποίο παροχετεύεται από αυτόν τον θάλαμο

2. Ο οπίσθιος θάλαμος, που περιέχει το υδατοειδές υγρό το οποίο παράγεται σε αυτόν τον θάλαμο
3. Η υαλοειδική κοιλότητα όπου περιέχεται το υαλώδες σώμα

Στην παρακάτω Εικόνα 2. 1 απεικονίζεται ένα διάγραμμα της ανατομίας του ανθρώπινου οφθαλμού

Ο κερατοειδής και ο σκληρός χιτώνας αποτελούν την ασπίδα του βολβού ή, με άλλα λόγια, το σκελετό του οφθαλμού. Η διαπερατότητα του κερατοειδούς στο φως επιτυγχάνεται λόγω της μεγάλης περιεκτικότητας του σε νερό (75%) καθώς και της ειδικής διάταξης των ιοδίων του κολλαγόνου σε αυτόν. Ο κερατοειδής είναι σταθερός λόγω της παρουσίας μιας εξωτερικής μεμβράνης, την μεμβράνη Bowman, και μιας εσωτερικής μεμβράνης, την μεμβράνη Descemet. Ο σκληρός χιτώνας είναι αδιαφανής προκειμένου το μόνο φως που θα πλησιάσει τον αμφιβληστροειδή να είναι αυτό που διαπερνά την κόρη του οφθαλμού.

Ο λόγος ύπαρξης της μεσαίας στοιβάδας είναι η ρύθμιση του ποσού του φωτός που θα φτάσει τον αμφιβληστροειδή μέσω της αλλαγής της διαμέτρου της ίριδας, την παραγωγή του υδατοειδούς υγρού και την τροφοδότηση με θρεπτικά συστατικά των ραβδίων και των κωνίων μέσω του μελάγχρου επιθηλίου (ένα επιθήλιο του βρίσκεται μεταξύ του νευροαισθητήριου αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς). Ο χοριοειδής της μεσαίας στοιβάδας αποτελείται από τρία στρώματα. Το στρώμα των μεγάλων αγγείων, Lamina vasculosa, το στρώμα των μικρών τριχοειδών αγγείων, Choriocapillaris, και την μεμβράνη του Brunch ή αλλιώς Lamina basalis [32, 33, 98].



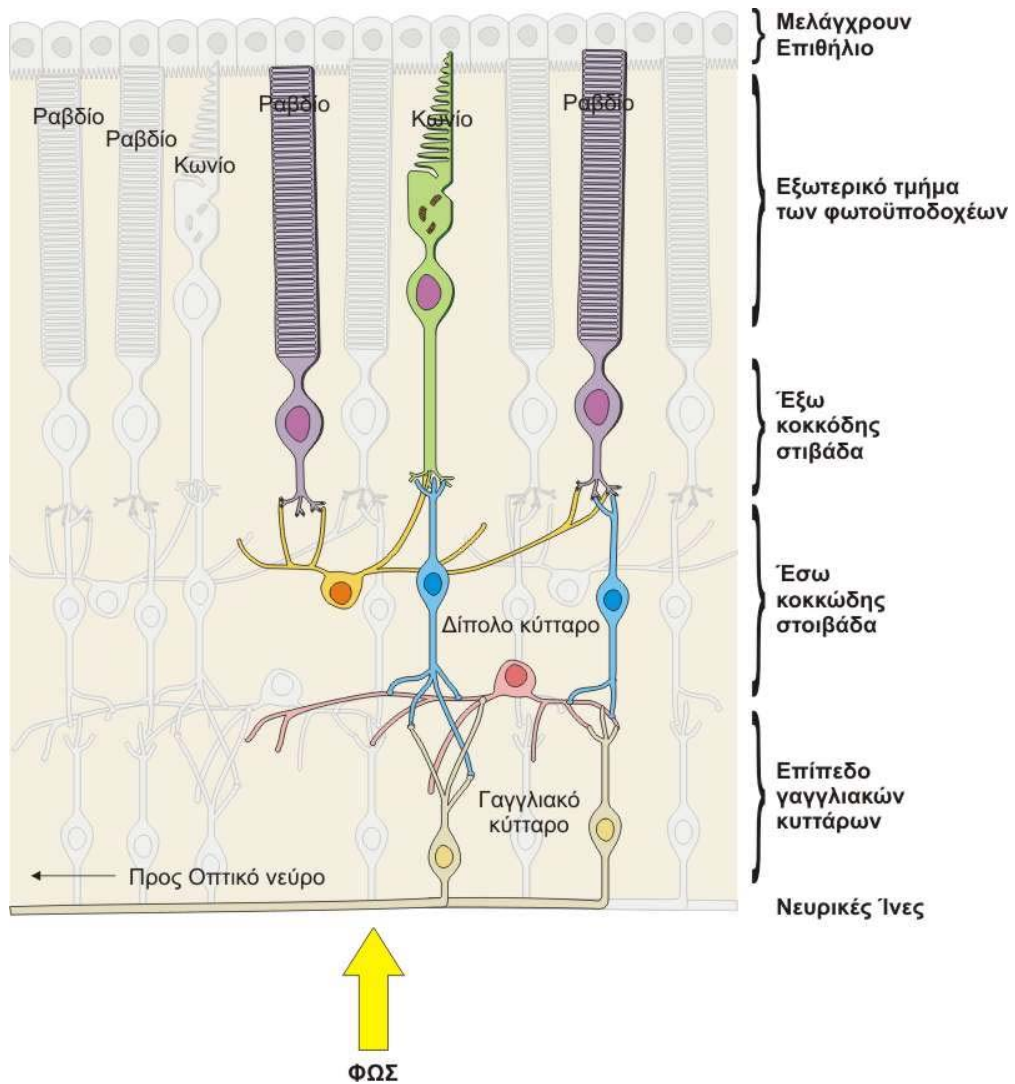
Εικόνα 2. 1: Ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού

2.2.2 Ο αμφιβληστροειδής

Ο αμφιβληστροειδής είναι το νευροαισθητήριο τμήμα του οφθαλμού και αποτελεί τμήμα του κεντρικού νευρικού συστήματος. Στην εξωτερική στοιβάδα του αμφιβληστροειδούς βρίσκεται το μελάγχρουν επιθήλιο. Είναι μια δομή που περιέχει μελανίνη και εμποδίζει την οπισθοσκεδαζόμενη ακτινοβολία που εισέρχεται στον οφθαλμό και παρέχει θρεπτικά με συστατικά τους φωτοϋποδοχείς. Μέσα στον αμφιβληστροειδή τα ηλεκτρικά δυναμικά των φωτοϋποδοχέων μετατρέπονται σε δυναμικά τα οποία μεταφέρονται στον εγκέφαλο μέσω του οπτικού νεύρου.

Υπάρχουν πέντε τύποι νευρώνες μέσα στον αμφιβληστροειδή: φωτοϋποδοχείς (ραβδία και κωνία), δίπολα κύτταρα, γαγγλιακά κύτταρα, οριζόντια κύτταρα και τα αμακρινικά κύτταρα. Αυτά τα κύτταρα διατάσσονται μέσα σε πέντε στρώματα όπως φαίνονται στην Εικόνα 2. 2. Τα ραβδία και τα κωνία είναι τα μόνο στοιχεία του αμφιβληστροειδούς τα οποία είναι ευαίσθητα στο φως. Και οι δύο αυτοί τύποι κυττάρων έχουν ένα εξωτερικό (προς το μελάγχρουν επιθήλιο) τμήμα που περιέχει φωτο-χρωστική και ένα εσωτερικό (προς το κέντρο του ματιού) τμήμα που περιέχει τον πυρήνα και ενεργοποιεί τη σύναψη με τα οριζόντια και τα δίπολα κύτταρα. Η

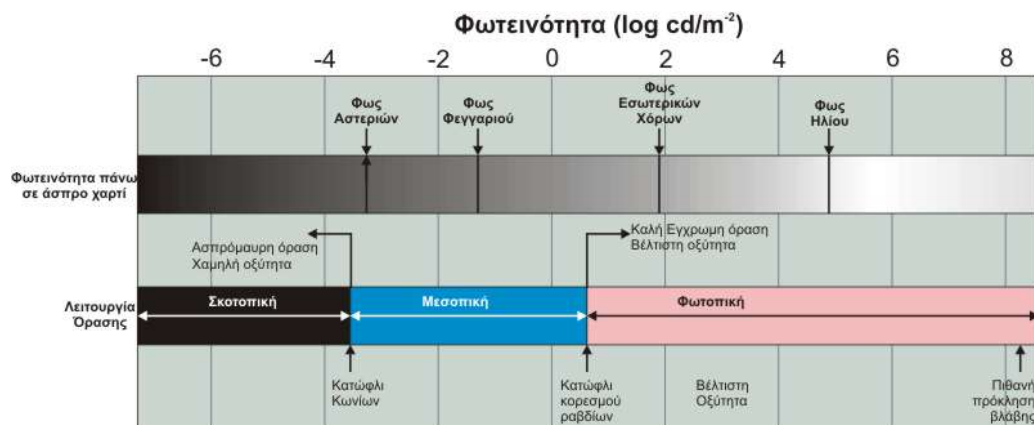
απορρόφηση του φωτός από τη φωτο-χρωστική ενεργοποιεί μια αλληλουχία γεγονότων που αλλάζουν το δυναμικό της μεμβράνης των φωτουποδοχέων συνεπώς και την ποσότητα του νευροδιαβιβαστή που απελευθερώνεται από τη σύναψη του φωτουποδοχέα στα κύτταρα που βρίσκονται σε επαφή.



Εικόνα 2. 2: Δομή του αμφιβληστροειδούς

Οι δύο τύποι των φωτουποδοχέων προσδιορίζονται από το σχήμα τους, τον τύπο της φωτο-χρωστικής που περιέχουν, την κατανομή τους στον αμφιβληστροειδή όπως και από τις συνδέσεις της σύναψης. Τα συστήματα των ραβδίων και των κωνίων είναι εξειδικευμένα σε διαφορετικές πλευρές της όρασης. Πιο συγκεκριμένα, τα συστήματα των ραβδίων έχουν πολύ μικρή χωρική ανάλυση αλλά είναι εξαιρετικά ευαίσθητα στο φως ενώ τα συστήματα

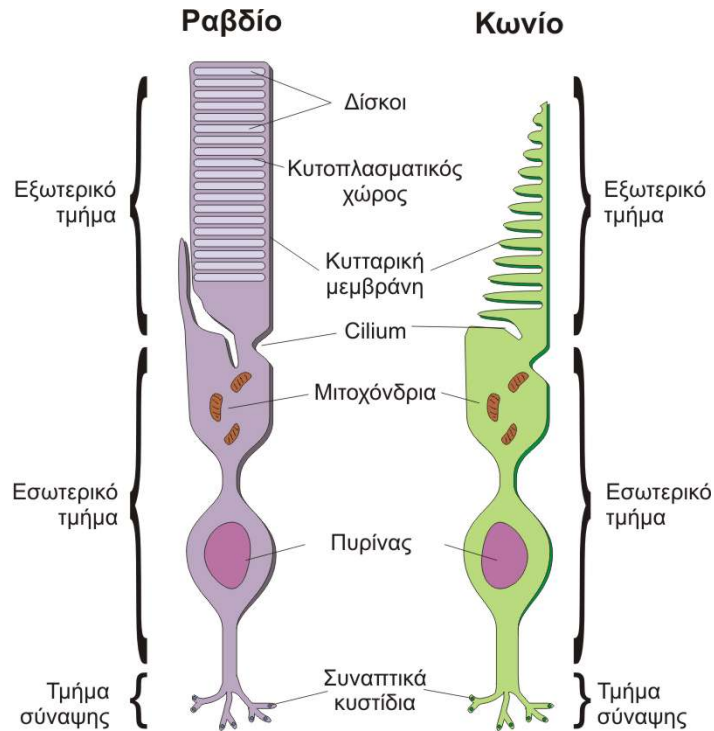
των κωνίων έχουν πολύ μεγάλη χωρική ανάλυση αλλά δεν είναι πολύ ευαίσθητα στο φως. Αυτό το τελευταίο σύστημα μας επιτρέπει επίσης να βλέπουμε τα χρώματα. Στα χαμηλότερα επίπεδα φωτισμού τα ραβδία είναι οι μόνοι ανιχνευτές που ενεργοποιούνται και η αντίληψη αυτή καλείται σκοτοπική όραση. Τα κωνία αρχίζουν να συνεισφέρουν στην αντίληψη της όρασης περίπου στα επίπεδα φωτισμού των αστεριών και είναι οι μόνοι υποδοχείς που λειτουργούν σε συνθήκες υψηλού φωτισμού όπως το φυσιολογικό φως του ηλίου. Η όραση αυτή των κωνίων καλείται φωτοπική όραση όπου τα ραβδία βρίσκονται σε κορεσμό και γι' αυτό η μεμβράνη τους δεν λειτουργεί πια σχετικά με την ένταση του φωτός. Στα επίπεδα του φωτός όπου και τα ραβδία και τα κωνία συνεισφέρουν στην όραση έχουμε την μεσοπική όραση. Η Εικόνα 2. 3 απεικονίζει την κλίμακα των τιμών των εντάσεων στις οποίες λειτουργεί το οπτικό σύστημα.



Εικόνα 2. 3: η κλίμακα των τιμών των εντάσεων λειτουργίας του οπτικού συστήματος

2.2.3 Ραβδία και κωνία

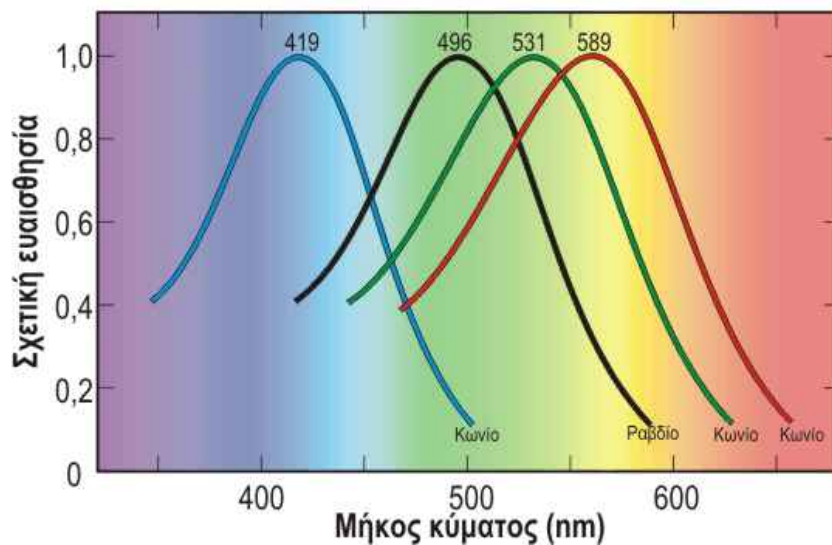
Διάφοροι παράγοντες συνεισφέρουν στις λειτουργικές διαφορές των ραβδίων και των κωνίων. Τα ραβδία είναι μακρύτερα από τα κωνία και περιέχουν περισσότερη φωτο-χρωστική, και έτσι είναι πιο ικανά στο να συλλαμβάνουν περισσότερο φως. Επίσης ένα ραβδί μπορεί να διεγερθεί από ένα μοναδιαίο φωτόνιο όταν απαιτούνται περισσότερα από 100 φωτόνια για την ενεργοποίηση ενός κωνίου.



Εικόνα 2. 4: δομικές διαφορές μεταξύ ραβδίων και κωνίων.

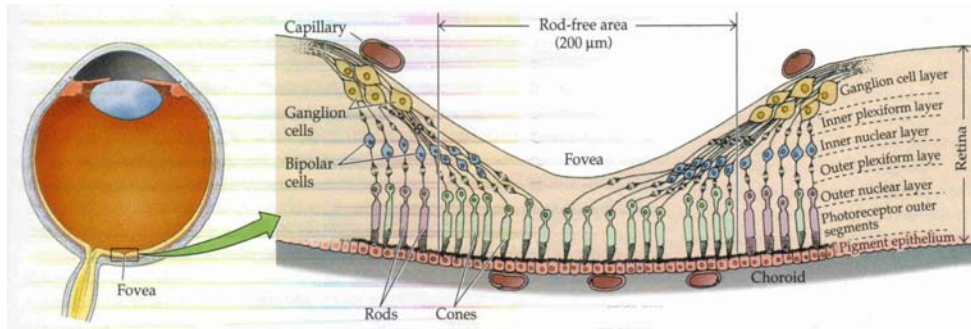
Υπάρχει άλλη μία σημαντική διαφορά που αφορά την όραση. Και οι δύο φωτο-αποδοχείς μεταφέρουν πληροφορία σχετικά με το μήκος κύματος ως συνάρτηση του τύπου της φωτο-χρωστικής που περιέχουν. Τα ραβδία περιέχουν ένα μόνο είδος φωτο-χρωστικής, τη ροδοψίνη, ενώ κάθε ένα από τα τρία είδη κωνίων περιέχουν ένα από τρεις διαφορετικούς τύπους χρωστικής, με διαφορετικά φάσματα απορρόφησης. Έτσι υπάρχουν τρία είδη κωνίων τα οποία περιέχουν φωτο-χρωστικές ευαίσθητες στα μικρά μήκη κύματος (μπλέ), τα μεσαία (πράσινα), ή στα μεγάλα μήκη κύματος (κόκκινα) και η συνδυασμένη λειτουργία των τριών αυτών τύπων κωνίων μας παρέχουν την αντίληψη του χρώματος. Στην Εικόνα 2. 5 βλέπουμε τα φάσματα απορρόφησης των τεσσάρων φωτο-χρωστικών.

Μέση φασματική ευαισθησία του ανθρώπινου ματιού



Εικόνα 2. 5: τα φάσματα απορρόφησης των τεσσάρων φωτο-χρωστικών του ανθρώπινου οφθαλμού.

Επιπλέον, η κατανομή των ραβδίων και των κωνίων μεταβάλλεται πάνω στον αμφιβληστροειδή. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 2. 6 τα κωνία είναι οι μόνοι φωτοαποδοχείς παρόντες στην περιοχή που αποκαλείται ωχρά κηλίδα ενώ η πυκνότητά τους ελαττώνεται έξω από την περιοχή αυτή. Γι' αυτό η όραση που προέρχεται από την περιοχή αυτή έχει τη μεγαλύτερη οξύτητα και αυτός είναι ο βασικότερος λόγος για τον οποίο ο άνθρωπος χρειάζεται να μετακινεί το κεφάλι του προς τα αντικείμενα ενδιαφέροντος. Η οξύτητα αυτή ελαττώνεται κατά 75% μόλις 6 μοίρες εκκεντρικά από το κέντρο της όρασης που ταυτίζεται με την ωχρά κηλίδα. Αντίθετα τα ραβδία έχουν μεγαλύτερη πυκνότητα έξω από την ωχρά κηλίδα και έτσι η ευαισθησία σε φως σε αυτήν την περιοχή είναι μεγαλύτερη. Αυτό εξηγεί το λόγο όπου ένα εξασθενημένο φως αστεριού φαίνεται καλύτερα όταν κοιτάζει κανείς μακρύτερά του. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι εντός της ωχράς κηλίδας υπάρχει μία περιοχή όπου δεν υπάρχουν καθόλου αγγεία αίματος, και έτσι αυτή η περιοχή εξαρτάται πλήρως από το μελάγχρουν επιθήλιο και τον χοριοειδή για την τροφοδότηση του με θρεπτικά στοιχεία.



Εικόνα 2. 6: διαγραμματική εγκάρσια τομή της ανθρώπινης ωχράς κηλίδας

Επιπλέον τα συστήματα των ραβδίων και των κωνίων, διαφέρουν στον τρόπο με τον οποίο συνάπτονται πάνω σε άλλα κύτταρα. Έτσι τα ραβδία συγκλίνουν αρκετά, τα κωνία δεν συγκλίνουν καθόλου. Αυτό σημαίνει ότι αρκετά κωνία μπορεί να συνάπτονται με ένα μοναδικό δίπολο κύτταρο και πολλά δίπολα κύτταρα με ένα μοναδικό γαγγλιακό κύτταρο, με αποτέλεσμα τα σήματα εισόδου των πολλών εξασθενημένων ερεθισμάτων να αποτελέσουν ένα δυνατότερο ερέθισμα του δίπολου κύτταρου. Έτσι αυτό έχει σαν αποτέλεσμα μια όχι ικανοποιητική χωρική ανάλυση αφού το σήμα του δίπολου κυττάρου έρχεται από μια σχετικά μεγάλη περιοχή του αμφιβληστροειδούς. Από την άλλη μεριά ειδικά στο κέντρο της ωχράς κηλίδας ένα μοναδικό κωνίο μπορεί να εμφανίσει σύναψη με ένα μοναδικό δίπολο κύτταρο και αυτό με τη σειρά του με ένα γαγγλιακό κύτταρο. Έτσι σε αυτή την περίπτωση έχουμε τη μεγιστοποίηση της οξύτητας.

Οι πηγές από τις οποίες η πληροφορία των ραβδίων και των κωνίων φτάνει στα γαγγλιακά κύτταρα είναι επίσης διαφορετικές. Τα ραβδία συνάπτουν με συγκεκριμένο είδος δίπολων κυττάρων, τα οποία αντί να συνάπτονται άμεσα τα γαγγλιακά κύτταρα, μεταφέρουν τα σήματα στα αμακρινικά κύτταρα (amacryne) και αυτά με τη σειρά τους στα γαγγλιακά κύτταρα. Ωστόσο υπάρχει μόνο ένας τύπος γαγγλιακών κυττάρων και έτσι το ίδιο κύτταρο μπορεί να λάβει σήματα και από τα αμακρινικά και από τα δίπολα κύτταρα. Η μόνη εξαίρεση υπάρχει στην ωχρά κηλίδα όπου τα γαγγλιακά κύτταρα ενεργοποιούνται αποκλειστικά από τα κωνία [32, 33, 98, 105].

2.2.4 Phototransduction

Στα περισσότερα αισθητηριακά συστήματα η ενεργοποίηση των αισθητηρίων κυττάρων από το κατάλληλο ερέθισμα προκαλεί μια υπό-πόλωση της κυτταρικής μεμβράνης. Αντίθετα η διέγερση από το φως ενός φωτοϋποδοχέα προκαλεί την υπερπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης των ραβδίων και των κωνίων. Ο λόγος για αυτήν την προφανή «αντιστροφή σήματος» δεν είναι γνωστός, παρόλα αυτά, η μόνη απαίτηση για μετέπειτα οπτική επεξεργασία είναι μια σταθερή σχέση μεταξύ των αλλαγών στη φωτεινότητα και την λειτουργία των φωτοϋποδοχέων. Στο σκοτάδι τα κύτταρα βρίσκονται σε μια κατάσταση ηρεμίας με το δυναμικό της κυτταρικής μεμβράνης περίπου στα -40mV . Η αύξηση της έντασης του φωτισμού κάνει το δυναμικό της μεμβράνης περισσότερο αρνητικό και το φαινόμενο φτάνει σε κορεσμό όταν το δυναμικό γίνει -65mV . Στην κατάσταση ηρεμίας οι φωτοϋποδοχείς απελευθερώνουν συνεχώς νευροδιαβιβαστές ενώ όταν υπερπολώνονται αυτή η απελευθέρωση ελαττώνεται. Η μείωση της απελευθέρωσης των νευροδιαβιβαστών προκαλεί τη δημιουργία σημάτων.

Κατάσταση Εκπόλωσης (Depolarized state):

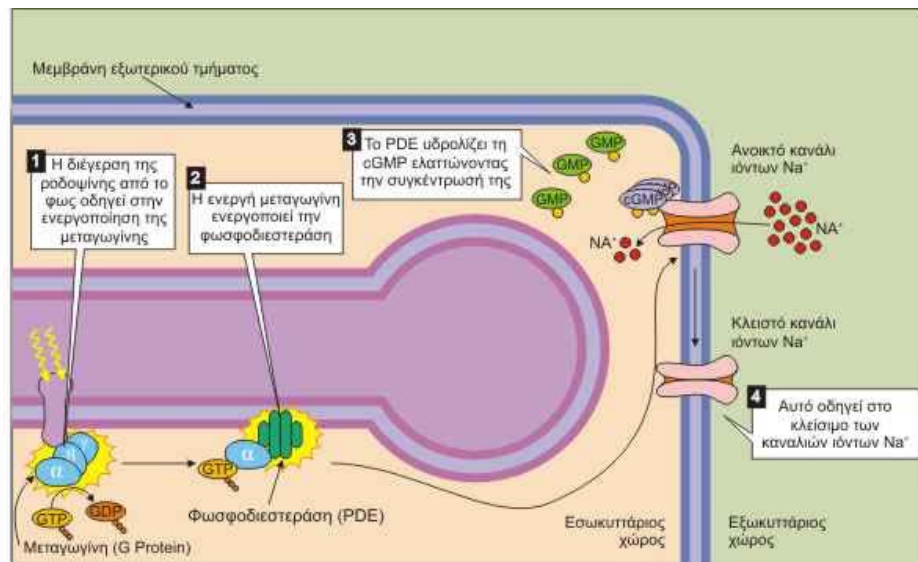
Η κατάσταση αυτή εξαρτάται από την παρουσία καναλιών ιόντων στην κυτταρική μεμβράνη των φωτοϋποδοχέων. Αυτά τα κανάλια ρυθμίζουν τη ροή μέσα στα κύτταρα, ιόντων όπως ασβέστιο, νάτριο και μαγνήσιο. Αυτή η ροή ελαττώνει το ποσοστό της εσωτερικής αρνητικότητας του δυναμικού του κυττάρου. Η μονοφωσφορική κυκλική γουανοσίνη (cGMP) είναι ένα νουκλεοτίδιο το οποίο ρυθμίζει τη λειτουργία αυτών των καναλιών. Κατά την παρουσία του τα κανάλια ανοίγουν ενώ κατά την απουσία του είναι κλειστά.

Κατάσταση Υπερπόλωσης (Hyperpolarized state):

Σε συνθήκες σκότους τα επίπεδα του cGMP είναι υψηλά και γι' αυτό τα κανάλια είναι ανοιχτά. Σε συνθήκες φωτισμού τα επίπεδα του cGMP πέφτουν και γι' αυτό κάποια από τα κανάλια κλείνουν οδηγώντας στην υπερπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης.

Αλυσιδωτές βιοχημικές αντιδράσεις που οδηγούν στην πτώση του cGMP

Οι φωτοϋποδοχείς (ραβδία και κωνία) στο εξωτερικό τους τμήμα (προς την περιφέρεια του βολβού του οφθαλμού) έχουν τους φωτοδεκτικούς δίσκους. Αυτοί οι δίσκοι περιέχουν μια φωτοχρωστική η οποία αποτελείται από: α) μια απορροφητική ουσία του φωτός (11-cis retinal) και β) ένα σύνολο από πρωτεΐνες (οψίνες). Ο τύπος της οψίνης είναι υπεύθυνος για την εξειδίκευση των δύο τύπων φωτοαποδοχών.



Εικόνα 2. 7: ένα παράδειγμα ενός ραβδίου - the second-messenger cascade of phototransduction

Η φωτοχρωστική των ραβδίων είναι η ροδοψίνη. Όταν το συστατικό (α) της ροδοψίνης, απορροφά ένα φωτόνιο η κατάσταση του μεταβάλλεται. Αυτό στη συνέχεια οδηγεί στην ενεργοποίηση ενός εσωκυτταρικού διαβιβαστή της μεταγωγίνης (transducin). Η ενεργή κατάσταση της μεταγωγίνης μπορεί να ενεργοποιήσει μια συγκεκριμένη κατάσταση της φωσφοδιεστεράσης (phosphodiesterase) η οποία είναι ικανή να διασπάσει τη cGMP (υδρόλυση).

Ένα μόνο φωτόνιο μπορεί να οδηγήσει στην υδρόλυση εκατοντάδων μορίων cGMP και το κλείσιμο περίπου 300 καναλιών ιόντων ή περίπου 3%

του συνολικού αριθμού καναλιών κάθε ραβδίου που είναι ανοικτά στο σκοτάδι [31, 32, 33, 105].

Ο οπτικός δρόμος από τον εξωτερικό χώρο (περιβάλλον) προς τον αμφιβληστροειδή

Την ακτινοβολία του οφθαλμού ακολουθεί μια αλληλουχία από απορροφήσεις φωτός και σκέδασης αυτού μέσα στα διάφορα συστατικά του οφθαλμού. Ο τύπος της αλληλεπίδρασης που λαμβάνει χώρα μεταξύ της ακτινοβολίας και των βιολογικών υλικών εξαρτάται από το μήκος κύματος. Στο υπεριώδες (χαμηλά μήκη κύματος) τα φωτόνια είναι αρκετά ενεργητικά για να επηρεάσουν άμεσα το DNA όπως και άλλα χαρακτηριστικά των κυττάρων με πιθανό αποτέλεσμα το θάνατό τους. Η τεχνική που χρησιμοποιείται στην παρούσα διατριβή όμως χρησιμοποιεί ακτινοβολία στην περιοχή του ορατού και του εγγύς υπέρυθρου έτσι ώστε να αποφεύγονται τέτοιες αντιδράσεις. Όσον αφορά την ακτινοβολία στην ορατή περιοχή του φάσματος, παρόλο που φωτο-βιοχημικές αντιδράσεις μπορούν να λάβουν χώρα, η πλειονότητα των αντιδράσεων είναι θερμικές. Η ζημιά που μπορεί να προκληθεί από θερμικές αντιδράσεις περιλαμβάνει και τη μετουσίωση των πρωτεϊνών λόγω των αυξημένων θερμοκρασιών στο μέρος του ιστού που ακτινοβολείται. Για να γίνει αυτό όμως απαιτείται ακτινοβολία μακράς διάρκειας.

Αρχικά το φως διαπερνά τον κερατοειδή. Ο κερατοειδής έχει διάφανη δομή και τα μήκη κύματος τα οποία απορροφά είναι αυτά που απορροφά το νερό. Έτσι αυτό το τμήμα του οφθαλμού απορροφά μήκη κύματος υπέρυθρου ή και μεγαλύτερα. Ο κερατοειδής, το υδατοειδές υγρό και ο φακός έχουν τις ίδιες οπτικές ιδιότητες με αποτέλεσμα να επιτρέπουν τη διέλευση μόνο ακτινοβολίας στο ορατό τμήμα του φάσματος όπως και στο εγγύς υπέρυθρο. Το επόμενο τμήμα του οφθαλμού όπου φτάνει το προσπίπτον φως είναι ο αμφιβληστροειδής. Έχει αποδειχθεί ότι το μπλε φως απορροφάται καλύτερα στα εσωτερικά στρώματα του αμφιβληστροειδούς, το πράσινο από το μελάγχρουν επιθήλιο και το κόκκινο από το χοριοειδή. Λόγω αυτών των επιλεκτικών περιοχών απορρόφησης κάποιος μπορεί να εκμεταλλευτεί αυτήν την ιδιότητα χρησιμοποιώντας κατάλληλα φίλτρα στην φωτογράφιση του

βυθού του οφθαλμού. Έτσι για παράδειγμα τα πορτοκαλί φίλτρα χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση των δομών του χοριοειδούς, τα πράσινα για τις αγγειακές δομές και για το μελάγχρουν επιθήλιο. Ο ακόλουθος πίνακας δείχνει τις περιοχές όπου οι χοριοειδικές δομές έχουν μέγιστη απορρόφηση [4, 5, 6, 8, 9].

Δομές του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς	Φασματικές περιοχές σε nm
Χρωστική της ωχράς	450-490
Επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς	450-500
Στοιβάδα νευρικών ινών	490-540
Αμφιβληστροειδικά αγγεία	550-580
Αγγεία του προσθίου χοριοειδούς	570-590
Μελάγχρουν επιθήλιο	590-610
Εν τω βάθην αγγεία του χοριοειδούς	620-650
Μελανίνη	620-650

Επίσης θα ήταν αναγκαίο να αναφερθούν περισσότερο αναλυτικά οι ποικίλες χρωστικές που εντοπίζονται στο χοριο-αμφιβληστροειδή καθώς και οι περιοχές που εντοπίζονται, η βιοχημεία και οι οπτικές ιδιότητές τους.

Ξανθοφύλλη

Η ξανθοφύλλη είναι μέλος της ομάδας των καροτενοειδών που περιέχουν οξυγόνο η οποία έχει το χαρακτηριστικό κίτρινο και καφέ χρώμα των φύλλων του φθινοπώρου. Επιπλέον αυτή είναι η κίτρινη χρωστική που απορροφά στην μπλε περιοχή του φάσματος όπου εντοπίζεται το φάσμα εκπομπής των μπλε-πράσινων laser αργού [7, 12]. Μια ενδιαφέρουσα διαδικασία στην οποία εντοπίζεται η ξανθοφύλλη είναι στη μελέτη των βακτηρίων και είναι γνωστή ως κύκλος της ξανθοφύλλης. Σ' αυτόν τον κύκλο η καροτενοειδική δομή ξεκινά από την zeaxanthin και καταλήγει στην violaxanthin μέσω της antheraxanthin ως ενδιάμεσο προϊόν, στην *Haematococcus pluvialis*. Τα δείγματα που αναλύθηκαν με φθορισμόμετρο και φασματοφωτόμετρο έδειξαν διαφορές στο φθορισμό λόγω μεταβολών στο φωτισμό αλλά και σε άλλους παράγοντες. Η αλλαγή των φασμάτων

απορρόφησης στο χρόνο δηλώνουν μετασχηματισμό των χρωστικών. Επομένως διάφοροι παράγοντες όπως έντονες μεταβολές στο φωτισμό μπορούν να οδηγήσουν σε αποδόμηση του καροτενοειδούς ή σε ανασχηματισμό του.

Μελανίνη

Το μεσαίο στρώμα του τοιχώματος του οφθαλμού, ο χοριοειδής χιτώνας, έχει έντονη χρώση μελανίνης και έχει πολλά αιμοφόρα αγγεία. Ο σκοπός που υπηρετεί είναι να εμποδίζει την ανάκλαση του φωτός που πέφτει απευθείας στο μάτι. Εξυπηρετεί τον ίδιο σκοπό με αυτόν του μαύρου χρώματος στο εσωτερικό μιας φωτογραφικής κάμερας. Η μελανίνη είναι μια σκούρα καφέ χρωστική που εντοπίζεται επίσης στην μπροστινή επιφάνεια της ίριδας. Διακρίνεται σε δύο μορφές, ευμελανίνη και φαιομελανίνη. Η ευμελανίνη είναι η καφέ-μαύρη χρωστική που υπάρχει στο δέρμα, τα μαλλιά και τα μάτια. Η φαιομελανίνη είναι μια κίτρινη έως καφέ-κόκκινη χρωστική που βρίσκεται σε μικρές ποσότητες επίσης στο δέρμα, τα μάτια και τα κόκκινα μαλλιά. Λόγω της ύπαρξης, σε μικρότερο ή μεγαλύτερο βαθμό, αυτών των δύο χρωστικών έχουμε τις μεταβολές στον ανθρώπινο φωτότυπο. Η μελανίνη είναι το προϊόν κυττάρων που εντοπίζονται στο δέρμα και ονομάζονται μελανοκύτταρα. Ο σκοπός των μελανοκυττάρων είναι να παράγουν τις χρωστικές ευμελανίνη και φαιομελανίνη. Αν υπάρχει πολλή μελανίνη το μάτι εμφανίζεται καφέ ή ακόμα και μαύρο. Αν υπάρχει λίγη μελανίνη η ίριδα είναι μπλε. Ενδιάμεσα ποσά μελανίνης συνεπάγονται γκρι, πράσινες, ξανθοκάστανες ίριδες ή ίριδες με ποικίλες αποχρώσεις του καφέ. Η ευμελανίνη η οποία είναι πιο φωτοσταθερή από τη φαιομελανίνη είναι το κύριο προϊόν των μελανοκυττάρων. Οι αλμπίνοι δεν έχουν καθόλου μελανίνη στα μαλλιά και το δέρμα [11, 105, 106].

2.2.5 Παθήσεις του χοριοειδούς και αμφιβληστροειδούς χιτώνα

Η απεικονιστική φασματοσκοπία στόχο έχει την ανίχνευση των βιοχημικών αλλαγών ενός ιστού, αλλαγές οι οποίες μπορεί να αναδείξουν κάποια συγκεκριμένη πάθηση. Γι' αυτό είναι χρήσιμη όταν μια πάθηση συνδέεται με ιστοπαθολογικές αλλαγές οι οποίες παρουσιάζουν αλλαγές στις

οπτικές ιδιότητες του ιστού. Βασικές παθήσεις στην μελέτη των οποίων μπορεί να έχει εφαρμογή είναι η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, η ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς, χοριοαμφιβληστροειδικοί όγκοι και αποφράξεις αμφιβληστροειδικών αγγείων [98].

Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια

Με τον όρο αυτόν καλύπτεται μια ευρεία κλίμακα κλινικών εκδηλώσεων. Έτσι η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια χωρίζεται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: την μη παραγωγική (nonproliferative) και την παραγωγική (proliferative). Ο πίνακας που ακολουθεί παρουσιάζει αυτούς τους τύπους, τις υποκατηγορίες τους όπως και κάποια χαρακτηριστικά αυτών.

Nonproliferative	Characteristics
Mild	Occasional thin-walled microaneurysms, punctate retinal hemorrhages, or both
Moderate	Thin and thick walled microaneurysms, retinal hemorrhage, hard exudates (rings or scattered), retinal edema, especially macular
Severe	Retinal hemorrhages and microaneurysms, cotton-wool spots, intraretinal microvascular abnormalities (IRMA), venous beading
Proliferative	Characteristics
Florid	Prominent intraretinal lesions: retinal hemorrhages, IRMA, venous beading, cotton-wool spots, retinal edema New vessels: bare or minimal fibrous proliferation, caliber-to-length ratio high, disc nearly always involved, rapidly progressive Vitreous: usually no contraction when first seen, initial hemorrhage extensive, with little contraction Course: usually rapidly progressive and may evolve into the “ordinary” type
Ordinary	Inconspicuous intraretinal lesions New vessels: bare or with any degree of fibrous proliferations, frequently long and stringy, disc may be spared, progress or regress slowly Course: slowly progressive, may evolve into the “burned out” type
Burned out	Intraretinal lesions: arterial narrowing, sheathing, and opacification usual, venous sheathing and irregularity common, minimal or no hemorrhages, exudates, or IRMA New vessels: overshadowed by fibrous proliferation,

	<p style="text-align: center;">occasionally none Vitreous: contraction usually complete, old white hemorrhage inferiorly Course: stable, occasionally fresh vitreous hemorrhage</p>
--	--

Ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς κηλίδας (ARMD)

Είναι μια αμφίπλευρη πάθηση που συχνά επηρεάζει τους δύο οφθαλμούς ασύμμετρα. Γενικά υπάρχουν δύο μορφές της ηλικιακής εκφύλισης της ωχράς: η ξηρή ή ατροφική μορφή και η υγρή ή εξιδρωματική μορφή. Συνήθως ξεκινά με την παρουσία μικρών κίτρινων εναποθέσεων τα οποία αποκαλούνται druzen και αναπτύσσονται στην περιοχή της ωχράς. Τα druzen είναι πολύ συχνή πάθηση και αυτά καθ' αυτά δεν επηρεάζουν την όραση. Οι περισσότεροι ασθενείς με druzen δεν παρουσιάζουν ουσιαστική μεταβολή στην όραση και μόνο σε μερικές περιπτώσεις εξελίσσονται σε ARMD. Τα druzen μπορούν να οδηγήσουν είτε στην ξηρή μορφή είτε στην υγρή μορφή εκφύλισης της ωχράς κηλίδας. Η ξηρή μορφή συμβαίνει σε ποσοστό περίπου 80% των ασθενών με ARMD. Σε αυτή τη μορφή η ωχρά κηλίδα λεπταίνει και τα κύτταρα καταστρέφονται. Στην ξηρή μορφή της ARMD ο ασθενής μπορεί να χάσει σημαντικό ποσοστό λεπτομερούς όρασης αλλά η καταστροφή γενικά δεν μπορεί να είναι τόσο μεγάλη όσο αυτή της υγρής μορφής. Η υγρή μορφή συμβαίνει σε ένα ποσοστό περίπου 20% των ασθενών με ARMD. Σε αυτή τη μορφή παθολογικά αγγεία αίματος αναπτύσσονται κάτω από την ωχρά κηλίδα. Αυτά τα αγγεία διαρρέουν υγρό και αίμα με αποτέλεσμα τα φωτοευαίσθητα κύτταρα που βρίσκονται κοντά να πάσχουν και στη συνέχεια να πεθαίνουν. Αν αυτή η διαρροή του υγρού και του αίματος συνεχιστεί από νεόπλαστα αγγεία τότε ένα μεγάλο ποσοστό νευρικού ιστού μπορεί να καταστραφεί μέσα σε μια περίοδο λίγων εβδομάδων ή μηνών. Τέτοια καταστροφή είναι αδύνατον να αποκατασταθεί γιατί τα νευρικά κύτταρα της ωχράς δεν αναπλάθονται από τη στιγμή που θα καταστραφούν.

Χοριοαμφιβληστροειδικοί όγκοι:

Η πιο συχνή μορφή όγκων που αφορούν τον οφθαλμό είναι οι αγγειομάτωση του αμφιβληστροειδούς (angiomas retinae), το μελάνωμα ή το ρετινοβλάστωμα.

Αμφιβληστροειδικά αγγειώματα: είναι αρκετά εύκολο να αντιμετωπιστούν όταν είναι μικρά, μεγέθους μικρότερου από το διπλάσιο της διάμετρου της οπτικής θηλής. Κατά την ανάπτυξή τους, κίτρινα εξιδρώματα αναπτύσσονται γύρω και μια κίτρινη κηλίδα μεγέθους 3Χ5 φορές της διάμετρου της οπτικής θηλής και μπορούν να εμφανιστούν στην περιοχή της ωχράς κηλίδας ακόμα και αν το αγγείο βρίσκεται στην άπω περιφέρεια. Με την πάροδο του χρόνου μια διάφανη αμφιβληστροειδική μεμβράνη δημιουργείται πλησίον του αγγειώματος και αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ολική αποκόλληση του αμφιβληστροειδούς. Σε αυτές τις καταστάσεις αποκόλλησης το αγγείο μπορεί να είναι αρκετά δυσδιάκριτο και η πραγματική αιτία να περάσει απαρατήρητη.

Μελανώματα:

Τα μελανώματα του αμφιβληστροειδούς είναι παρόμοια με τα μελανώματα του δέρματος. Αναπτύσσονται με αργότερους ρυθμούς από ότι αυτά του δέρματος παρόλα αυτά το ποσοστό θνησιμότητας στα 5 χρόνια πλησιάζει το 50%. Αυτή είναι μια καλή απόδειξη ότι τα χοριοειδικά μελανώματα τη στιγμή της διάγνωσης με τη συμβατική βυθοσκόπηση έχουν ήδη διαβρώσει τα αγγεία και έχουν εξαπλωθεί μέσω του αίματος. Γι' αυτό η διάγνωσή τους σε αρχικά στάδια θεωρείται κρίσιμη.

Ρετινοβλάστωμα: πρόκειται για οφθαλμικό όγκο που συνήθως αναπτύσσεται μέχρι την ηλικία των 3 ετών. Μπορεί να είναι δύο τύπων: κληρονομικού ή σποραδικού τύπου. Ασθενείς με κληρονομικότητα στο ρετινοβλάστωμα αναπτύσσουν πολλαπλούς όγκους και στους δύο οφθαλμούς. Στην άλλη περίπτωση όπου δεν υπάρχει κληρονομικότητα αναπτύσσεται ένας μονήρης όγκος σε ένα μόνο οφθαλμό. Πρέπει να αναφερθεί ότι τα παιδιά που παρουσιάζουν τη δεύτερη μορφή είναι μεγαλύτερα σε ηλικία.

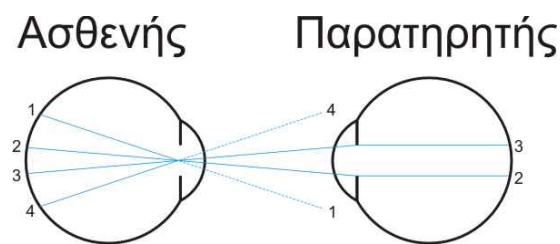
Απόφραξη της κεντρικής φλέβας του αμφιβληστροειδούς ή κλάδου της

Η κατάσταση αυτή επιφέρει συμφόρηση των φλεβών, επιφανειακές και βαθιές αμφιβληστροειδικές αιμορραγίες που εντοπίζονται στο αμφιβληστροειδικό αγγειακό δίκτυο εξαιτίας της απόφραξης των αγγείων, αμφιβληστροειδικό οίδημα και από βαμβακόμορφες κηλίδες λόγω αμφιβληστροειδικής ισχαιμίας. Στους ασθενείς με αυτή την κατάσταση, τα

ευρήματα αυτά βρίσκονται και στα τέσσερα τεταρτημόρια του αμφιβληστροειδούς, και επίσης υπάρχει ένα σχετικό οίδημα στην οπτική θηλή. Επιπλέον υπάρχει σχεδόν πάντα και οίδημα της ωχράς κηλίδας. Όταν αυτό το οίδημα είναι σοβαρότερο μπορούν να παρατηρηθούν με τη χρήση φλουροαγγειογραφίας κύστεις. Με το χρόνο, συνήθως μετά 8 εβδομάδες, μπορεί να δημιουργηθούν λιπιδικά και πρωτεϊνούχα εξιδρώματα, καθώς και κυστοειδές οίδημα της ωχράς. Επιπλέον υπάρχει η πιθανότητα ορώδους αποκόλλησης του αμφιβληστροειδούς σε αρχικό στάδιο, όπως και ρηγματογεννούς ή ελκτικής αποκόλλησης μετά από αρκετούς μήνες ή χρόνια.

2.3 Άμεση και έμμεση οφθαλμοσκόπηση

Το άμεσο οφθαλμοσκόπιο λειτουργεί με βάση απλές αρχές οπτικής. Ακτίνες οι οποίες εκπέμπονται από τον αμφιβληστροειδή ενός ασθενούς θα εστιαστούν στον αμφιβληστροειδή του παρατηρητή. Προκειμένου να γίνει αυτό ένα άμεσο οφθαλμοσκόπιο χρειάζεται μόνο μια κατάλληλη πηγή φωτός για ακτινοβολήση, και κάποιους φακούς ενδιάμεσα στον ασθενή και τον παρατηρητή προκειμένου να διορθωθούν τυχόν σφάλματα των οφθαλμικών οπτικών μέσων τους [98, 99, 100, 101, 103, 104].



Εικόνα 2. 8: Σχηματικό διάγραμμα άμεσης οφθαλμοσκόπησης. Οι περιφερειακές ακτίνες δεν βρίσκονται μέσα στο πεδίο όρασης του παρατηρητή.

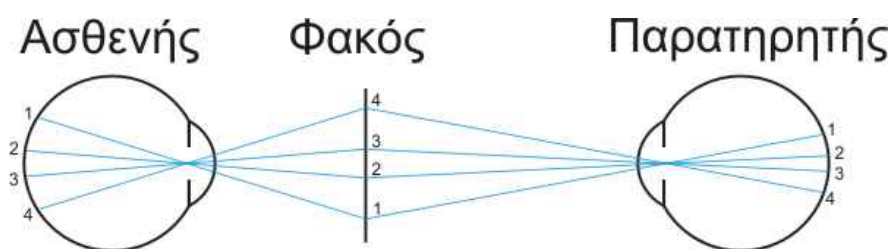
Η σωστή ευθυγράμμιση την πηγής του φωτός είναι απαραίτητη, γιατί ο αμφιβληστροειδής μπορεί να γίνει ορατός μόνο όταν η περιοχή που ακτινοβολείται και η υπό παρατήρηση περιοχή είναι συνευθειακές. Αυτό το κεντράρισμα μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση ενός πρίσματος, καθρέφτη ή με ένα διαχωριστή δέσμης. Στα περισσότερα άμεσα οφθαλμοσκόπια το κάτω

μισό τμήμα της κόρης του οφθαλμού ακτινοβολείται με φως από ένα καθρέφτη ή πρίσμα, ενώ το πάνω μισό της κόρης χρησιμοποιείται για παρατήρηση.

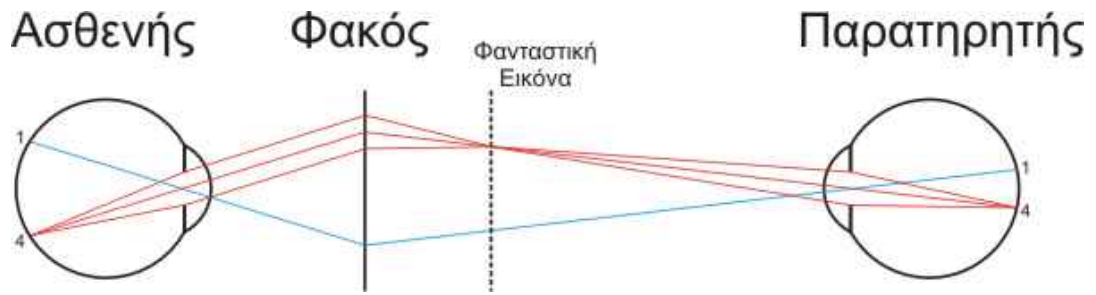
Όταν και οι δύο, ο ασθενής και ο παρατηρητής, είναι εμμέτροες η μεγέθυνση που επιτυγχάνεται από το άμεσο οφθαλμοσκόπιο είναι της τάξεως του 15X. Η φυσιολογική δύναμη των 60 διόπτρων των οπτικών του ματιού του ασθενούς λειτουργεί σαν ένας απλός μεγεθυντικός φακός έχοντας ως αποτέλεσμα μια εικόνα 15 φορές μεγαλύτερη από την πραγματική που θα είχαμε αν αφαιρούσαμε τα οπτικά μέσα και παρατηρούσαμε τον αμφιβληστροειδή από απόσταση 25 εκατοστών.

Σε συνθήκες αμετροπίας ο συνδυασμός των φακών δημιουργεί ένα τηλεσκόπιο (Γαλιλαίου). Έτσι αν ο ασθενής είναι μύωπας ο αμφιβληστροειδής απεικονίζεται με μεγαλύτερη ακόμα μεγέθυνση ενώ αν ο ασθενής είναι άφακος εμφανίζεται με μικρότερη μεγέθυνση.

Η έμμεση οφθαλμοσκόπηση βασίζεται στη συλλογή του φωτός που εκπέμπεται από ένα μεγαλύτερο μέρος του αμφιβληστροειδή του ασθενούς και την εστίασή του πάνω στον αμφιβληστροειδή του παρατηρητή με τη χρήση συγκλινόντων φακών (Εικόνα 2. 9). Έτσι, ο ασθενής και ο παρατηρητής πρέπει να βρίσκονται σε παράλληλα επίπεδα. Μια ενδιάμεση εικόνα δημιουργείται από τον πρώτο συγκλίνοντα φακό. Η ενδιάμεση εικόνα αυτή δημιουργείται κοντά ή πάνω στο εστιακό επίπεδο του φακού και είναι ανεστραμμένη (Εικόνα 2. 10).



Εικόνα 2. 9: Εκτεταμένο πεδίο παρατήρησης. Ο φακός συλλέγει περισσότερο φως από την περιφέρεια του ασθενούς προς τον παρατηρητή.



Εικόνα 2. 10: Σχηματικό διάγραμμα της έμμεσης μεθόδου. Ο οπτικός δρόμος της εικόνας φαίνεται σαν γραμμο-σκιασμένος. Μια ενδιάμεση εικόνα του αμφιβληστροειδούς του ασθενούς δημιουργείται στο εστιακό επίπεδο του φακού. Ο παρατηρητής βλέπει την ενδιάμεση εικόνα αυτή με τη βοήθεια των φακών +2.00 ή +2.50 που χρησιμοποιούνται στο οφθαλμοσκόπιο.

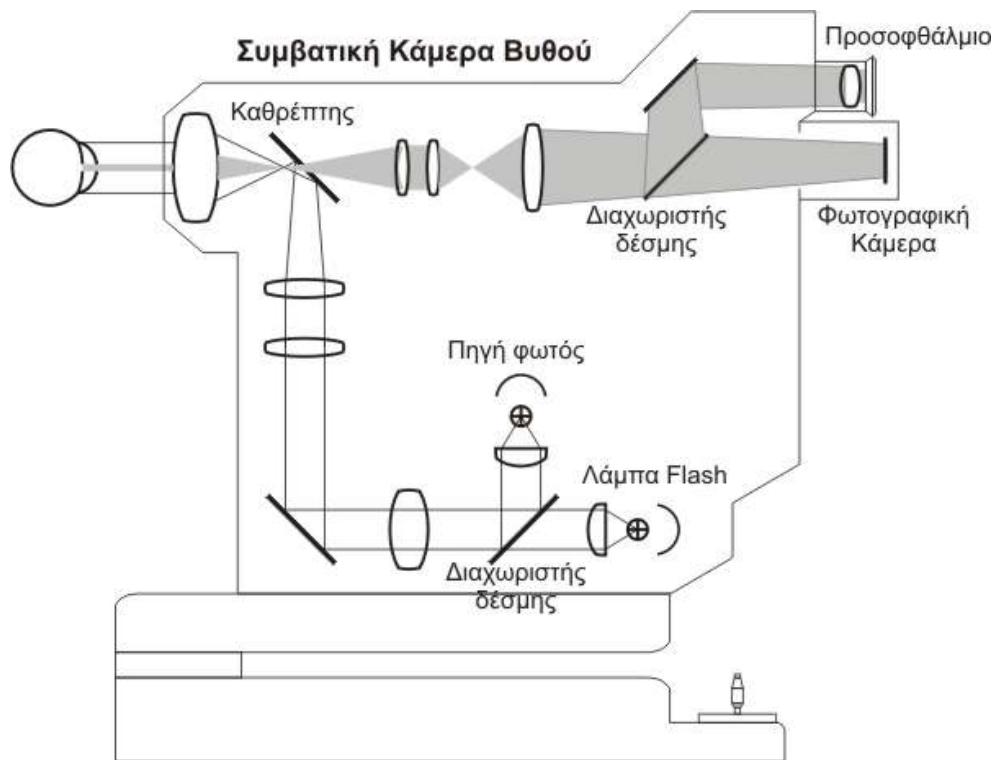
2.3.1 Λάμπες αλογόνου

Οι λάμπες αλογόνου προσφέρουν αρκετά πλεονεκτήματα στην οφθαλμολογία. Μερικά από αυτά είναι η μεγάλη φωτεινότητα η σταθερή εκπομπή ακτινοβολίας όπως και η υψηλότερη θερμοκρασία χρώματος συγκριτικά με άλλες. Επιπλέον όταν συνδυαστούν με πράσινα φίλτρα (red-free) τότε επιτρέπουν την καλύτερη απεικόνιση του αγγειακού δικτύου του αμφιβληστροειδούς ενισχύοντας την αντίθεση των αγγείων σε σχέση με το υπόβαθρο. Γι' αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται ευρέως στην οφθαλμοσκόπηση με κάμερες βυθού όπως και στις σχισμοειδής λυχνίες. Το βασικό τους μειονέκτημα είναι ότι έχουν μεγάλη εκπομπή θερμικής ακτινοβολίας με αποτέλεσμα να είναι απαραίτητη η χρήση φίλτρων που να αποκόπτουν αυτήν και να επιτρέπουν την απεικόνιση του ορατού.

2.3.2 Η κάμερα βυθού

Οι περισσότερες κάμερες βυθού βασίζονται στην βασική αρχή λειτουργίας του έμμεσου οφθαλμοσκόπιου. Οι οπτικοί δρόμοι ακτινοβολίας και απεικόνισης διέρχονται μέσω διαφορετικών σημείων της κόρης του οφθαλμού του ασθενούς, για την αποφυγή ανακλάσεων από τον κερατοειδή και τον φακό του οφθαλμού. Επίσης δημιουργείται μια ανεστραμμένη ενδιάμεση εικόνα του αμφιβληστροειδούς μέσα στην κάμερα βυθού η οποία απεικονίζεται ορθά στο επίπεδο του φιλμ [98, 99, 101].

Μια συνηθισμένη κάμερα βυθού είναι και η παρακάτω που απεικονίζεται στην Εικόνα 2. 11.



Εικόνα 2. 11: σχηματικό διάγραμμα μιας κάμερας βυθού.

Υπάρχουν δύο λάμπες, μια αλογόνου για την παρατήρηση και μια φλας για την φωτογράφιση πάνω στο φιλμ. Και οι δύο χρησιμοποιούν τον ίδιο οπτικό δρόμο, με τη χρήση του διαχωριστή φωτός, έτσι ώστε το φως και από τις δύο πηγές να διανύει την ίδια απόσταση. Το νήμα πυρακτώσεως και από τις δύο λάμπες απεικονίζεται στην περιοχή του τρυπημένου καθρέπτη, ο οποίος ανακλά το φως προς τον οφθαλμό. Ο καθρέπτης αυτός είναι κοινός στις περισσότερες κάμερες βυθού και διαθέτει μια μικρή τρύπα από την οποία επιτρέπεται η παρατήρηση του βυθού. Αυτός ο διαχωρισμός των οπτικών δρόμων ακτινοβολίας και παρατήρησης εξασφαλίζει τον απαραίτητο διαχωρισμό του φωτός πάνω στην κόρη του οφθαλμού του ασθενούς. Οι φακοί που χρησιμοποιούνται είναι αντίστοιχοι με αυτούς του έμμεσου οφθαλμοσκοπίου αλλά με καλύτερη σχεδίαση προκειμένου να παρέχουν τη βέλτιστη ποιότητα εικόνας σε όλο το πεδίο παρατήρησης.

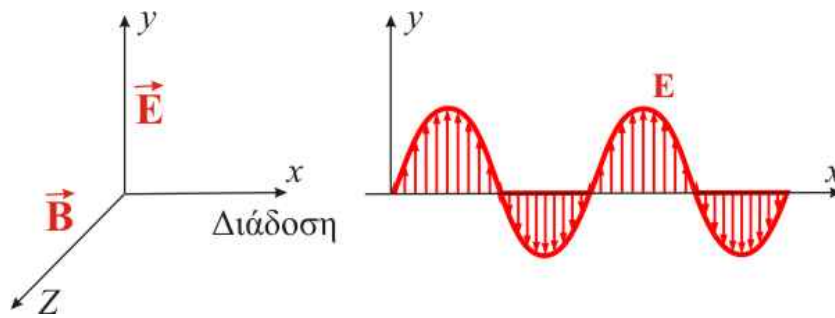
Η ενδιάμεση εικόνα του αμφιβληστροειδούς του ασθενούς δημιουργείται από τον αντικειμενικό φακό πίσω από τον τρυπημένο καθρέπτη, και έτσι η εικόνα αυτή φωτογραφίζεται από την κάμερα μέσα από την τρύπα αυτή του καθρέπτη. Μικροί φακοί όπως και μεταβλητά κυλινδρικά οπτικά χρησιμοποιούνται μετά τον τρυπημένο καθρέπτη για να διορθώσουν τα διαθλαστικά σφάλματα.

Οι κάμερες βυθού έχουν διαμορφωθεί προκειμένου να χρησιμοποιούνται για αγγειογραφία με φλουοροσκεΐνη με την χρήση εξειδικευμένων φίλτρων πάνω στον οπτικό δρόμο ακτινοβολίας και παρατήρησης. Ειδικά σχεδιασμένες πηγές χρησιμοποιούνται προκειμένου να επιτρέψουν την καταγραφή πολλών φωτογραφιών ανά δευτερόλεπτο. Μερικές κάμερες βυθού που καλούνται μη μυδριατικές χρησιμοποιούν φως στην υπέρυθη περιοχή του φάσματος και μπορούν να φωτογραφίσουν τον αμφιβληστροειδή χωρίς τη χρήση σταγόνων μυδρίασης. Αυτό το φως είναι αόρατο στον ασθενή οπότε η κόρη διαστέλλεται φυσιολογικά. Μετά την εστίαση και την επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος η φωτογράφιση γίνεται με τη χρήση μιας λάμπας φλας προτού προλάβει να κλείσει η κόρη του οφθαλμού.

Κάμερες που επιτρέπουν την απεικόνιση ευρέως πεδίου, μέχρι και 60ο στερεάς γωνίας, χρησιμοποιούν φακούς μεγάλης διαμέτρου. Έτσι γίνεται δυνατή φωτογράφιση περιοχών μέχρι και 148ο αλλά απαιτούνται φακοί επαφής και εξειδικευμένα συστήματα φωτισμού.

2.4 Πόλωση του φωτός

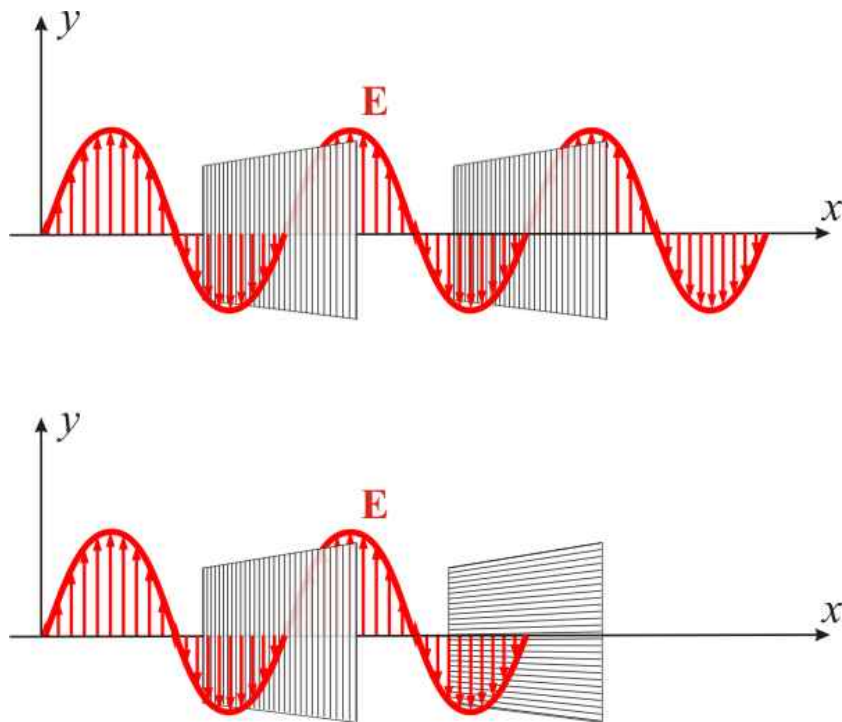
Το φως μπορεί να απεικονιστεί ως ένα εγκάρσιο κύμα ο οποίο αποτελείται από αλληλο-κυμαινόμενα, κάθετα προς το επίπεδο διάδοσής του, ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία. Η αριστερή πλευρά του επόμενου διαγράμματος παρουσιάζει το ηλεκτρικό πεδίο στο xy επίπεδο, το μαγνητικό στο xz επίπεδο και x η κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Το δεξιό μισό δείχνει μια γραμμική αναπαράσταση του ηλεκτρικού πεδίου όπως διαδίδεται. Συνήθως απεικονίζουμε μόνο τη συνιστώσα του ηλεκτρικού πεδίου μια και η συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου είναι η ίδια [103, 104, 107].



Εικόνα 2. 12: Γραμμική αναπαράσταση του ηλεκτρικού πεδίου όπως αυτό διαδίδεται

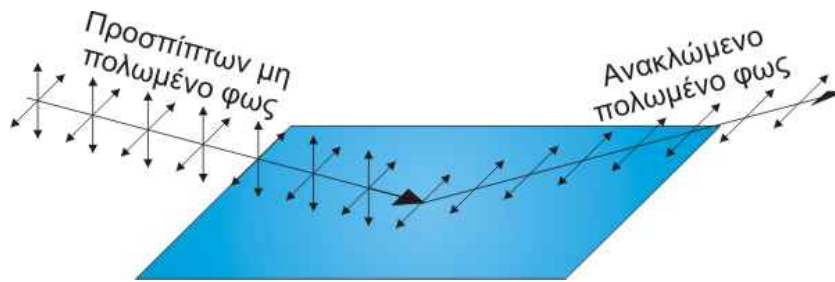
Μια συνηθισμένη ακτίνα φωτός αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό από κύματα τα οποία ταλαντεύονται προς κάθε δυνατή κατεύθυνση. Ως γραμμικά πολωμένο μπορεί να περιγραφεί το φως το οποίο περιέχει μόνο κύματα τα οποία ταλαντεύονται προς μια μόνο συγκεκριμένη κατεύθυνση. Ένας πολωτής είναι το υλικό το οποίο επιτρέπει να περάσει φως μιας μόνο συγκεκριμένης γωνίας ταλάντωσης. Η κατεύθυνση της ταλάντωσης που περνά από τον πολωτή καλείται άξονας πόλωσης.

Αν δύο πολωτές τοποθετηθούν έτσι ώστε να έχουν το επίπεδο πόλωσής τους παράλληλο, τότε το φως περνάει και από τους δύο. Αν όμως το επίπεδο πόλωσής τους γίνει κάθετο (90°) τότε το φως που περνάει από τον πρώτο πολωτή σταματάει στον δεύτερο. Στις γωνίες μεταξύ των 0° έως και τις 90° η ποσότητα του φωτός που περνά μεταβάλλεται. Αυτό το φαινόμενο μπορεί να περιγραφεί στο παρακάτω διάγραμμα. Στην πρώτη περίπτωση οι δύο πολωτές έχουν τα επίπεδα πόλωσής τους παράλληλα ενώ στην δεύτερη κάθετα.



Εικόνα 2. 13: Γραμμική αναπαράσταση της παράλληλης και της κάθετης πόλωσης του ηλεκτρικού πεδίου όπως αυτό διαδίδεται μέσα από δύο γραμμικούς πολωτές

Το φως το οποίο είναι μη πολωμένο μπορεί να υποστεί γραμμική πόλωση όταν ανακλαστεί πάνω σε μη μεταλλικές επιφάνειες. Η έκταση στην οποία το φως μπορεί να υποστεί πόλωση εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης και από το υλικό το οποίο αποτελείται η επιφάνεια. Ένας παρατηρητής ο οποίος παρατηρεί μη μεταλλικά αντικείμενα πάνω στα οποία ανακλάται το φως θα παρατηρήσει μια λάμψη αν το ποσοστό της πόλωσης είναι μεγάλο. Το φως το οποίο ανακλάται από μια επιφάνεια συνήθως περιέχει φως με επίπεδο πόλωσης παράλληλο στο επίπεδο της επιφάνειας. Με τη χρήση γραμμικών πολωτών στον ανιχνευτή μπορεί να γίνει δυνατή η αποκοπή αυτής της επιφανειακής ανάκλασης οπότε αν αυτά είναι διάφανα να είναι δυνατή η παρατήρηση μέσα από αυτά.

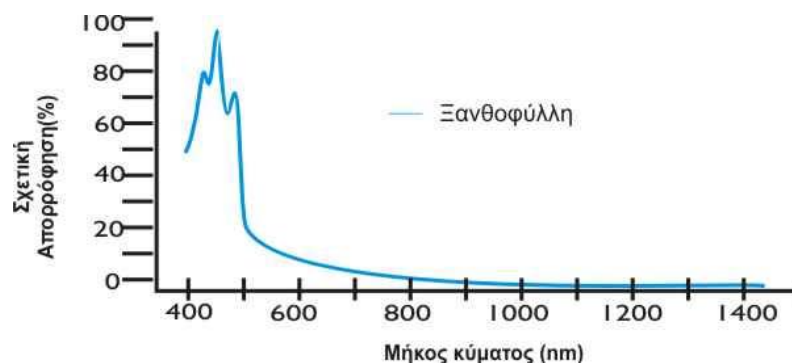


Εικόνα 2. 14: Σχηματικό διάγραμμα ανάκλασης του φωτός πάνω σε μη-μεταλλικές επιφάνειες. Όπως φαίνεται υπάρχει ανάκλαση της πόλωσης του φωτός που είναι παράλληλη στην επιφάνεια

2.5 Φάσματα βασικών χρωστικών του οφθαλμού

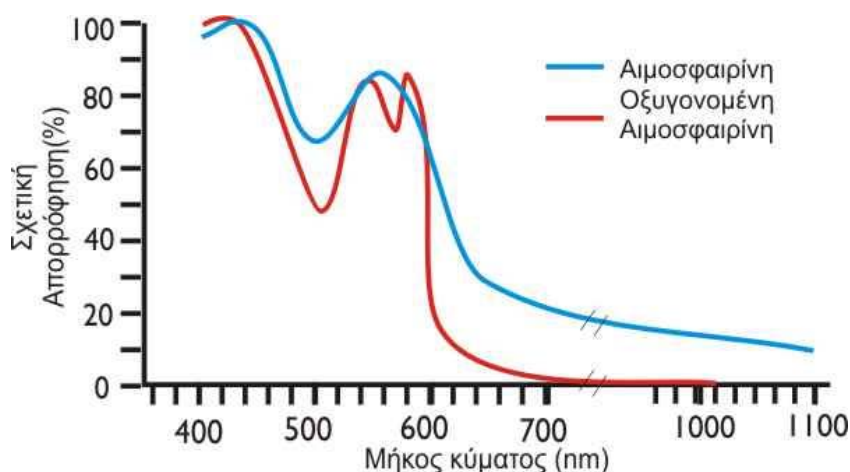
Μετά από μια εκτεταμένη βιβλιογραφική διερεύνηση καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διδακτορικής διατριβής αυτής βρέθηκαν τα *in-vitro* φασματικά χαρακτηριστικά των βασικότερων χρωστικών που βρίσκονται στο βυθό του οφθαλμού. Έτσι απεικονίζονται τα φασματικά χαρακτηριστικά της μελανίνης, της αιμοσφαιρίνης (οξυγονωμένης και μη) και της ξανθοφύλλης σε όλη την περιοχή ενδιαφέροντος που είναι η περιοχή ευαισθησίας του ανιχνευτή μας [8, 41, 108].

Στην πρώτη γραφική παράσταση απεικονίζεται η φασματική απορρόφηση της ξανθοφύλλης όπου όπως φαίνεται παρουσιάζει ένα μέγιστο απορρόφησης κοντά στα 450nm. Η απορρόφηση συνεχίζει να είναι υψηλή μέχρι και τα 480nm όπου και στη συνέχεια ελαττώνεται πλήρως γύρω στα 500nm.



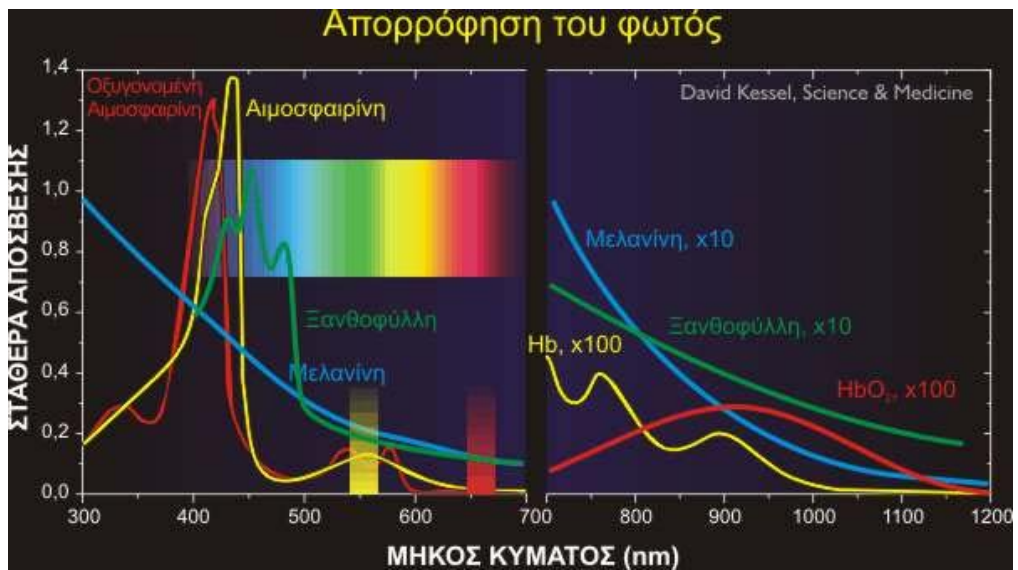
Εικόνα 2. 15: Γραφική παράσταση της απορρόφησης της ξανθοφύλλης στη φασματική περιοχή των 400nm – 1400nm

Στο δεύτερο γράφημα παρουσιάζονται οι γραφικές παραστάσεις των δύο μορφών της αιμοσφαιρίνης (οξυγονωμένη και μη) όπου τις συναντάμε στους ιστούς ως αρτηριακό ή φλεβικό αίμα αντίστοιχα. Όπως φαίνεται η ολική αιμοσφαιρίνη έχει μια υψηλή απορρόφηση στην περιοχή των μπλε μηκών κύματος μετά ελαττώνεται η απορρόφησή της και στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της απορρόφησής της στα 550nm. Όπως φαίνεται αν και παρουσιάζονται διαφορές στις δύο αυτές μορφές της αιμοσφαιρίνης απαιτείται μεγάλη φασματική ανάλυση για τη διαφοροποίησή τους (<2nm). Στη συνέχεια όπως παρατηρείται η απορρόφησή της ελαττώνεται σημαντικά σε όλη την έκταση από το ορατό μέχρι και τα 1000nm.



Εικόνα 2. 16: Γραφική παράσταση της απορρόφησης των δύο μορφών της αιμοσφαιρίνης (οξυγονωμένης και μη) στην φασματική περιοχή απεικόνισης των 400nm – 1100nm

Στο επόμενο γράφημα παρουσιάζονται τα σχετικά γραφήματα της απορροφητικότητας όλων των παραπάνω χρωστικών με στόχο την σύγκρισή τους. Όπως φαίνεται η καλύτερη περιοχή απεικόνισης για την ξανθοφύλλη είναι η φασματική περιοχή από τα 430nm έως και τα 480nm. Η αιμοσφαιρίνη παρουσιάζει μεγάλη απορρόφηση στα μήκη κύματος μικρότερα από 450nm αλλά το ίδιο και η μελανίνη. Επίσης φαίνεται η απορρόφηση της μελανίνης η οποία όπως φαίνεται έχει μια ομαλή εκθετική πτώση την απορροφητικότητάς της χωρίς να παρουσιάζει ουσιαστικές μεταβολές. Έτσι η καλύτερη περιοχή απεικόνισης φαίνεται να είναι γύρω στα 550nm όπου η μελανίνη έχει μειωμένη απορρόφηση και η ξανθοφύλλη δεν απορροφά σχεδόν καθόλου.



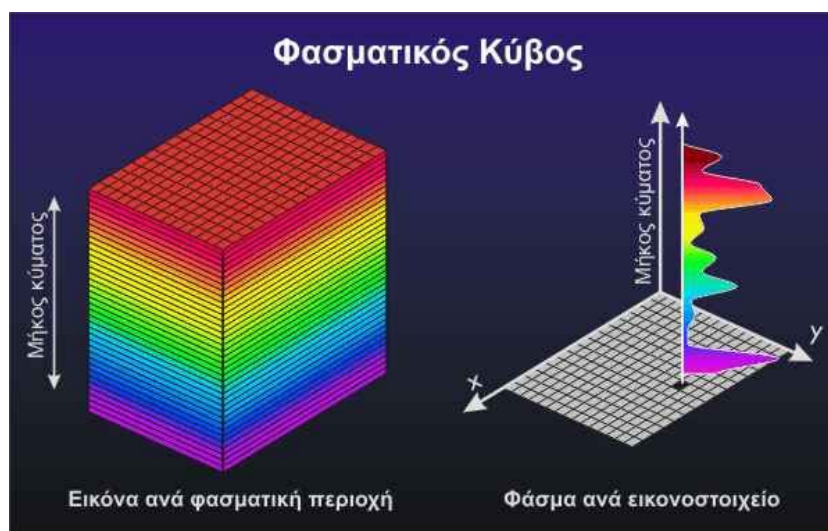
Εικόνα 2. 17: Γραφική παράσταση της σχετικής απορρόφησης των βασικών χρωστικών του αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 400nm – 1200nm

2.6 Απεικονιστική φασματοσκοπία

Ένα φασματοφωτόμετρο είναι μια συσκευή σχεδιασμένη έτσι ώστε να δέχεται φως προκειμένου να το διαχωρίσει στα επιμέρους χαρακτηριστικά του μήκη κύματος και να μετρήσει το φάσμα του φωτός, δηλαδή την ένταση του φωτός σε σχέση με το μήκος κύματος. Ένα απεικονιστικό φασματοφωτόμετρο είναι ένα φασματοφωτόμετρο το οποίο δέχεται το προσπίπτον φως από ένα στιγμιότυπο (μια σκηνή) και μετράει το φάσμα από κάθε ένα εικονοστοιχείο αυτής.

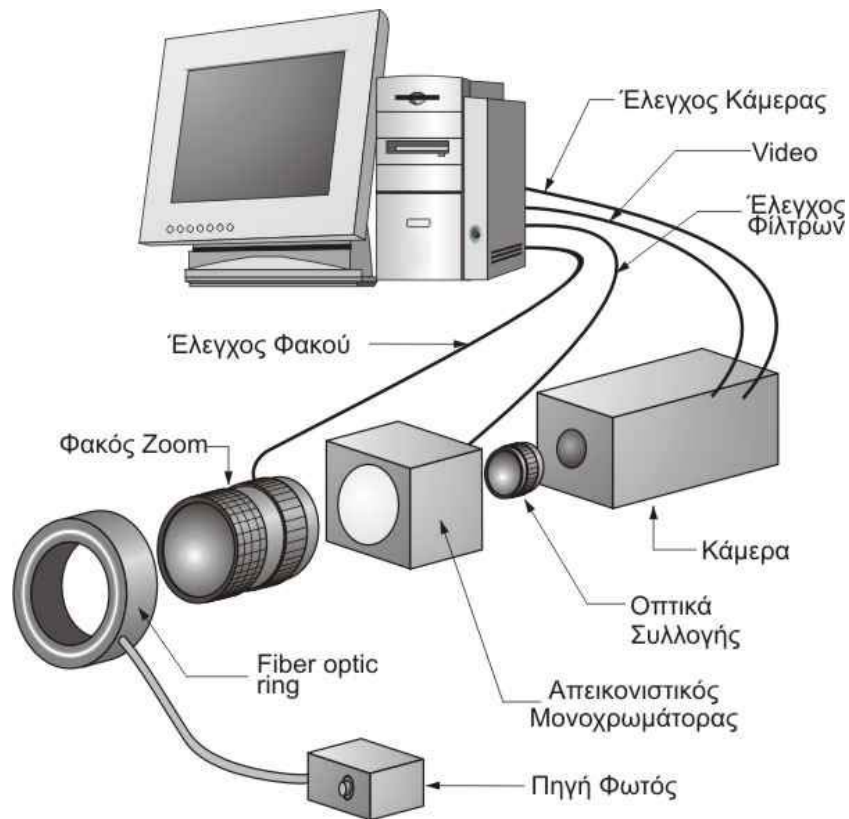
Η φασματοσκοπία είναι μια πολύ διαδεδομένη αναλυτική τεχνική η οποία έχει χρησιμοποιηθεί για δεκαετίες στην επιστήμη και στη βιομηχανία προκειμένου να χαρακτηρίσει υλικά όπως και διεργασίες οι οποίες βασίζονται στις φασματικές υπογραφές των χημικών συστατικών. Η φυσική βάση της φασματοσκοπίας είναι η αλληλεπίδραση του φωτός με την ύλη. Πιο συγκεκριμένα φασματοσκοπία καλείται η μέτρηση της έντασης του φωτός που εκπέμπεται, σκεδάζεται, ανακλάται ή μεταδίδεται μέσα από ένα υλικό, ως μια συνάρτηση του μήκους κύματος, σε μεγάλη φασματική ανάλυση αλλά χωρίς καθόλου χωρική πληροφορία. Από την άλλη μεριά η απεικονιστική φασματοσκοπία είναι ο συνδυασμός της φασματοσκοπίας υψηλής ανάλυσης και της απεικόνισης με υψηλή χωρική ανάλυση. Οι περισσότερες μελέτες

μέχρι σήμερα στον αμφιβληστροειδή αφορούν είτε την καταγραφή εικόνων με υψηλή χωρική ανάλυση και τη χρήση μερικών φίλτρων παρέχοντας μικρή φασματική ανάλυση, είτε καταγράφοντας μεγάλη φασματική πληροφορία περιορίζοντας την χωρική ανάλυση σε ένα μικρό αριθμό εικονοστοιχείων ή από το μέσο όρο μιας μικρής περιοχής του δείγματος.



Εικόνα 2. 18: Η αρχή του φασματικού κύβου. Οι x, y διαστάσεις του κύβου αποτελούν την πληροφορία της χωρικής ανάλυσης ενώ η τρίτη z διάσταση παρέχει τη φασματική πληροφορία κάθε ενός εικονοστοιχείου

Ένα σύστημα βασισμένο στην απεικονιστική φασματοσκοπία αποτελείται από α) ένα μετρητικό σύστημα και β) το λογισμικό ανάλυσης και ελέγχου των επιμέρους τμημάτων του συστήματος. Το μετρητικό σύστημα περιλαμβάνει όλα τα οπτικά, τα ηλεκτρονικά, τη μέθοδο με την οποία το δείγμα ακτινοβολείται (την πηγή φωτισμού), όπως και τον τρόπο βαθμονόμησης που ταιριάζει καλύτερα στην επιθυμητή μέτρηση. Το λογισμικό ανάλυσης περιλαμβάνει όλους τους αλγόριθμους που είναι απαραίτητοι για την ανάλυση και απεικόνιση των αποτελεσμάτων με τον καλύτερο δυνατό τρόπο.



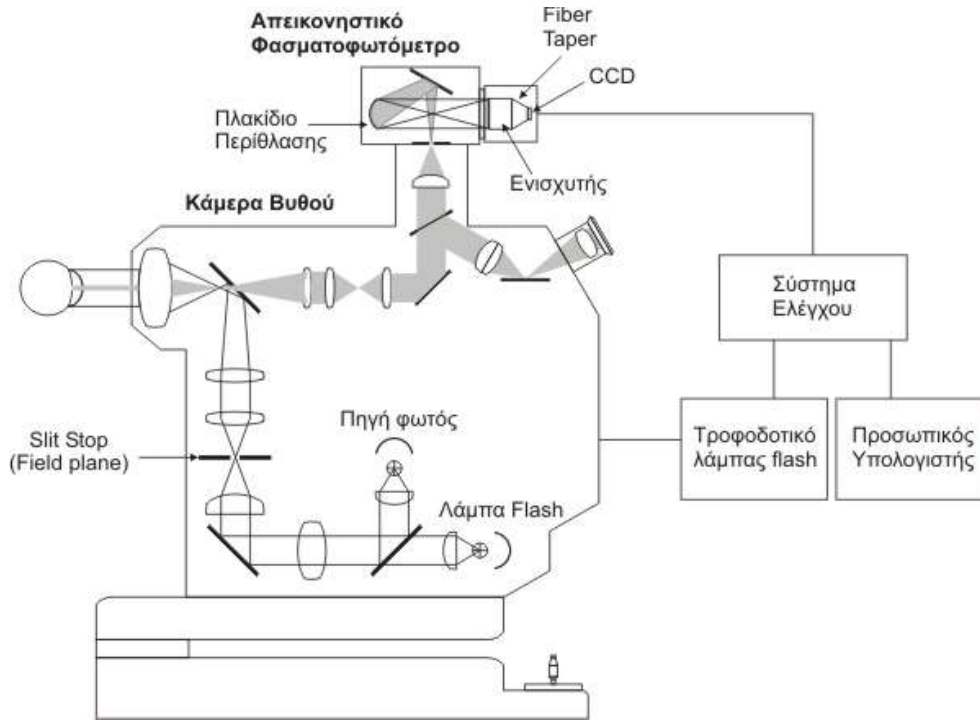
Εικόνα 2. 19: σχηματικό διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος απεικονιστικής φασματοσκοπίας. Το σημαντικότερο κομμάτι του συστήματος είναι ο απεικονιστικός μονοχρωμάτορας.

Η απεικονιστική φασματοσκοπία έχει χρησιμοποιηθεί για δεκαετίες στην περιοχή της οπτικής ανίχνευσης προκειμένου να παρέχει σημαντική πληροφορία στην μελέτη της γης ή και άλλων πλανητών με την αναγνώριση των φασματικών χαρακτηριστικών απορρόφησης τους. Παρόλα αυτά το υψηλό κόστος, το μέγεθος και η δυσκολία συντονισμού των συστημάτων αυτών έχουν περιορίσει τη χρήση τους σε εφαρμογές στην αστροφυσική και στην παρατήρηση της γης από δορυφόρους.

Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι μεθόδων φασματικής ανάλυσης που μπορούν να αξιοποιηθούν σε συστήματα για βιο-ιατρική απεικονιστική φασματοσκοπία: α) πρίσματα ή φράγματα περίθλασης (grating), β) φίλτρα και γ) ιντερφερόμετρα.

Στα συστήματα με πρίσματα ή φράγματα περίθλασης (μονοχρωμάτορες), ή αλλιώς σε απεικονιστικά φασματοφωτόμετρα τύπου slit, όπως το σύστημα HSIFC, μόνο η μια διάσταση του ανιχνευτή CCD (charge couple device) παρέχει χωρική πληροφορία, ενώ η δεύτερη διάσταση

(φασματική πληροφορία) χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του φωτός που αναλύεται από το πρίσμα ως μια συνάρτηση του μήκους κύματος. Το σύστημα όπως φαίνεται στην Εικόνα 2. 20 αυτό έχει επίσης μια σχισμή (slit) στο πρώτο επίπεδο απεικόνισης, περιορίζοντας έτσι το πεδίο απεικόνισης σε μια μόνο γραμμή εικονοστοιχείων.



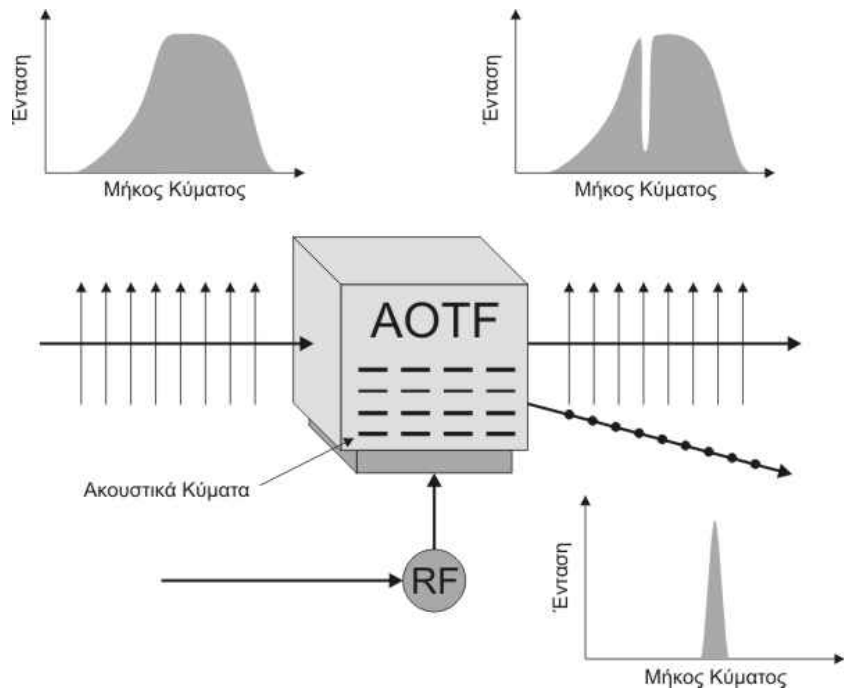
Εικόνα 2. 20: σύστημα υπερ-φασματικής απεικόνισης μιας γραμμής

Γι' αυτό μια πλήρης εικόνα μπορεί να μετρηθεί μόνο μετά από σάρωση του φωτός που προέρχεται από το πρίσμα (ή το φράγμα περίθλασης) σε μια διάσταση παράλληλη στο φασματικό άξονα του ανιχνευτή. Η μέθοδος αυτή είναι γνωστή στη βιβλιογραφία σαν σάρωση γραμμής. Παρόλο που αυτή η μέθοδος έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετές εφαρμογές ο χρόνος που απαιτείται για τη σάρωση είναι απαγορευτικός για την εφαρμογή της μεθόδου στον αμφιβληστροειδή μια και ο οφθαλμός κινείται. Η αδυναμία αυτή της απεικόνισης σε δυσδιάστατη εικόνα προτού ολοκληρωθεί η σάρωση κάνει αδύνατη την επιλογή συγκεκριμένης περιοχής ενδιαφέροντος, τη δυνατότητα εστίασης της εικόνας και τη ρύθμιση του χρόνου έκθεσης. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην παρατήρηση της γης από δορυφόρους ή αεροπλάνα μια

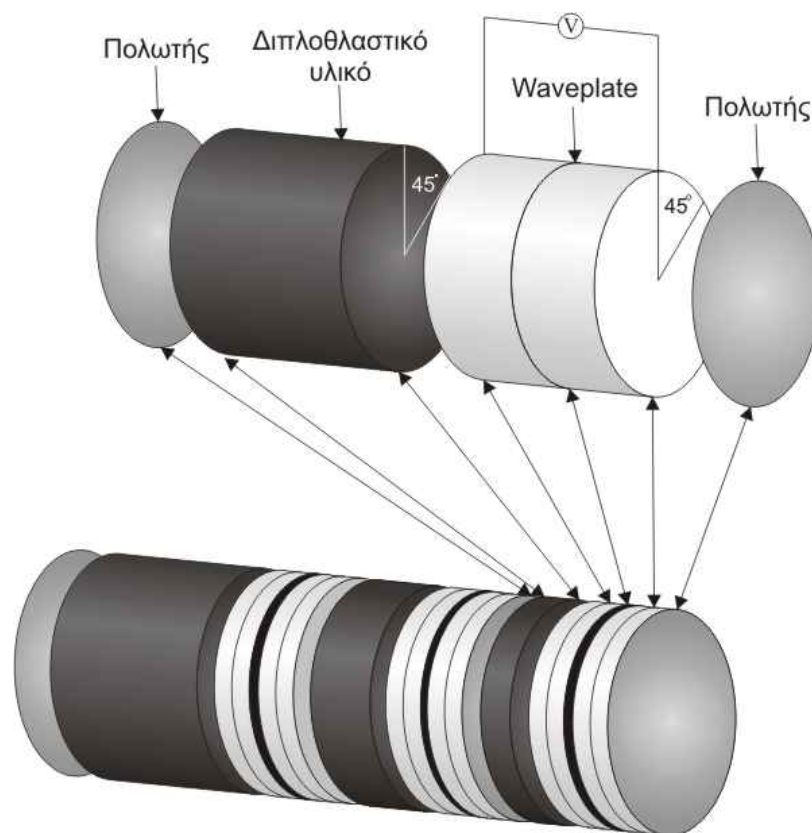
και κατά την πτήση του δορυφόρου πάνω από τη γη με σταθερή ταχύτητα παρέχει ένα φυσικό τρόπο σάρωσης μιας γραμμής κάθετης στην κίνηση.

Πρέπει ακόμα να αναφερθεί ότι τα συστήματα βασισμένα στα πρίσματα (ή τα φράγματα περίθλασης) έχουν ένα μεγάλο μειονέκτημα αφού τα περισσότερα εικονοστοιχεία μιας εικόνας δεν καταγράφονται σε μια χρονική στιγμή. Το αποτέλεσμα είναι είτε να απαιτείται μεγάλος χρόνος καταγραφής της απαιτούμενης πληροφορίας (λόγος σήματος προς θόρυβο) είτε ο λόγος αυτός ελαττώνεται σημαντικά παράλληλα με τη μείωση του χρόνου καταγραφής. Επιπλέον η απαίτηση για σάρωση της γραμμής μπορεί να επιφέρει ανακρίβειες στην απεικόνιση ενός στιγμιοτύπου..

Τα συστήματα που βασίζονται σε μεθόδους με χρήση φίλτρων μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε αυτά που κάνουν χρήση διακριτών φίλτρων και σε εκείνα που χρησιμοποιούν ρυθμιζόμενα φίλτρα. Σε αυτούς τους τύπους των απεικονιστικών φασματοφωτόμετρων η φασματική περιοχή απεικόνισης καθορίζεται από το φιλτράρισμα της ακτινοβολίας σε κάποιο μήκος κύματος όλων των εικονοστοιχείων μιας σκηνης ταυτόχρονα με την εφαρμογή πολλών στενών φίλτρων διέλευσης πάνω στον οπτικό δρόμο, ή με την σάρωση των περιοχών με τη χρήση ακουστο-οπτικών φίλτρων (AOTF) ή ρυθμιζόμενων φίλτρων υγρών κρυστάλλων (LCTF). Αντίστοιχα με τα συστήματα slit βασισμένα σε πρίσμα, που περιγράφονται παραπάνω, όταν γίνεται χρήση φίλτρων το μεγαλύτερο μέρος της ακτινοβολίας αποκόπτεται σε κάθε χρονική στιγμή μέτρησης. Στην πραγματικότητα η μέτρηση μιας πλήρους εικόνας σε ένα μήκος κύματος είναι δυνατή μια και όλα τα φωτόνια που βρίσκονται έξω από την φασματική περιοχή απεικόνισης αποκόπονται και δεν φτάνουν ποτέ στον ανιχνευτή

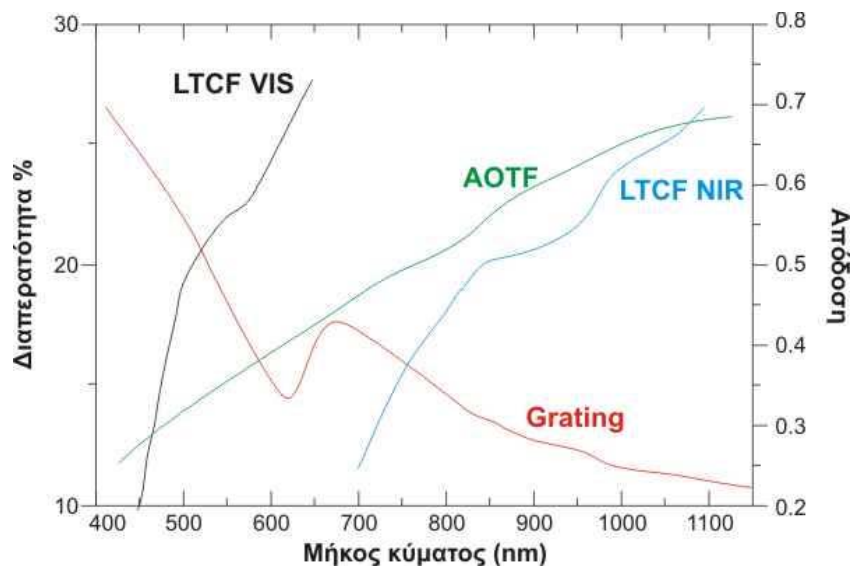


Εικόνα 2. 21: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας των ακουστο-οπτικών φίλτρων



Εικόνα 2. 22: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας των ακουστο-οπτικών φίλτρων

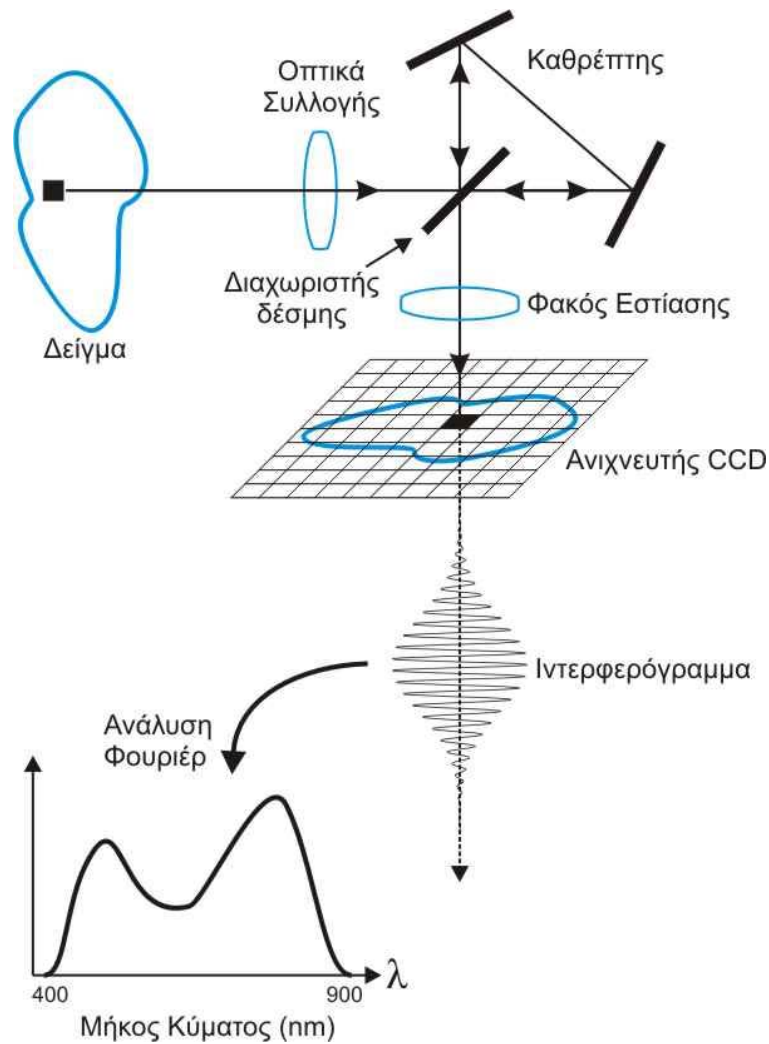
Τα ρυθμιζόμενα φίλτρα, όπως τα AOTF και τα LCTF, δεν έχουν κινούμενα μέρη και έτσι μπορεί να συντονιστούν σε κάθε συγκεκριμένο μήκος κύματος της φασματικής περιοχής λειτουργίας του συστήματος για το οποίο έχουν κατασκευαστεί. Ένα πλεονέκτημα που έχουν είναι η ικανότητα επιλογής οποιοδήποτε μήκους κύματος απεικόνισης. Παρόλα αυτά τα AOTF και τα LCTF έχουν τα ακόλουθα μειονεκτήματα: α) περιορισμένη περιοχή λειτουργίας (τυπικά, $\lambda_{\max} = 2\lambda_{\min}$) ενώ επίσης όλη η ακτινοβολία που βρίσκεται έξω από την περιοχή λειτουργίας τους πρέπει να αποκοπεί, β) είναι ευαίσθητα στην θερμοκρασία, γ) έχουν χαμηλή διαπερατότητα, δ) είναι ευαίσθητα στην πόλωση και ε) στην περίπτωση των AOTF υπάρχει και το φαινόμενο της μετατόπισης της εικόνας κατά τη μεταβολή του μήκους κύματος οπότε είναι αναγκαία η μετέπειτα χρήση τεχνικών και αλγορίθμων κεντραρίσματος των φασματικών εικόνων. Μια συγκριτική αξιολόγηση των παραπάνω συστημάτων απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα. Η περιορισμένη διαπερατότητα (<28%) των AOTF και των LCTF όπως και η μικρή απόδοση των συστημάτων με πρίσματα απεικονίζεται στο ίδιο γράφημα.



Εικόνα 2. 23: διαπερατότητα των AOTF, LCTF όπως και των απεικονιστικών μονοχρωματόρων βασισμένα σε πρίσμα ή φράγμα περίθλασης.

Όλοι οι παραπάνω τύποι συστημάτων απεικονιστικής φασματοσκοπίας δεν έχουν αξιοποιηθεί επιτυχώς και εκτενώς στο παρελθόν λόγω των περιορισμών σε φασματική ανάλυση, χαμηλή ευαισθησία και της απαίτησης για χρήση εξειδικευμένων αλγορίθμων για την ανάλυση και απεικόνιση των δεδομένων.

Τα συστήματα που βασίζονται στην συμβολομετρία παρέχουν μια μέθοδο ανάλυσης της οπτικής εικόνας μιας σκηνής καθορίζοντας το φάσμα των εντάσεων σε κάθε εικονοστοιχείο. Το φως συλλέγεται από μια σκηνή και περνάει μέσα από μια συσκευή συμβολομετρίας όπου μετατρέπει το φως σε ένα προκαθορισμένο σύνολο γραμμικών συνδυασμών των φασματικών εντάσεων του φωτός που εκπέμπεται από κάθε εικονοστοιχείο. Μετά την έξοδο του φωτός αυτό εστιάζεται πάνω σε ένα πίνακα ανιχνευτών. Εκεί καταγράφεται η διαφορά του οπτικού δρόμου που δημιουργείται από το συμβολόμετρο για όλα τα εικονοστοιχεία ανεξάρτητα και ταυτόχρονα γίνεται επεξεργασία της εξόδου του πίνακα των ανιχνευτών για να τον καθορισμό της έντασης κάθε εικονοστοιχείου. Αυτή η μέθοδος μπορεί να υλοποιηθεί με διάφορους τρόπους συμβολόμετρων όπου η διαφορά του οπτικού δρόμου μεταβάλλεται με τη μετακίνηση του συνόλου του συμβολόμετρου, ενός μόνο στοιχείου μέσα στο συμβολόμετρο, ή τη γωνία πρόσπτωσης της εισερχόμενης ακτινοβολίας. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις, όταν ολοκληρωθεί μια σάρωση του συμβολόμετρου, υπολογίζονται όλα τα γραφήματα συμβολής για όλα τα εικονοστοιχεία μιας σκηνής.



Εικόνα 2. 24: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας του συστήματος απεικονιστικής φασματοσκοπίας βασισμένο στο συμβολόμετρο Φουριέρ.

Τα συστήματα που βασίζονται στην παραπάνω τεχνική διαφέρουν από τα συμβατικά συστήματα slit και φίλτρων γιατί δεν περιορίζουν την ενέργεια που συλλέγεται μέσω κάποιας σχισμής ή με τη χρήση φίλτρων στενών περιοχών, έχοντας σαν αποτέλεσμα την σημαντικά αυξημένη ευαισθησία του συνολικού συστήματος. Έτσι τα συστήματα που βασίζονται στα συμβολόμετρα αξιοποιούν καλύτερα όλη την πληροφορία που βρίσκεται στο φως που εκπέμπεται από μια σκηνή οπότε ελαχιστοποιούν το χρόνο μέτρησης και αυξάνουν σημαντικά το λόγο σήματος προς θόρυβο. Το πλεονέκτημα της ευαισθησίας των συμβολόμετρων απέναντι στα συμβατικά συστήματα είναι γνωστό σαν το multiplex or πλεονέκτημα Fellgett.

Παράδειγμα είναι η σχεδίαση "whisk broom" που περιγράφεται στο [John B.Wellman (1987) Imaging Spectrometers for Terrestrial and Planetary

Remote Sensing, SPIE Proceedings, Vol.750, p.140]. Ας υποθέσουμε ότι n είναι ο αριθμός των ανιχνευτών στον γραμμικό πίνακα, $m \times n$ ο αριθμός των εικονοστοιχείων σε μια εικόνα και T να είναι ο συνολικός χρόνος σάρωσης μιας εικόνας. Ο συνολικός χρόνος που απαιτείται σε κάθε ένα εικονοστοιχείο μιας εικόνας πάνω σε όλους τους ανιχνευτές είναι nT/m^2 . Χρησιμοποιώντας το ίδιο μέγεθος ανιχνευτή και τον ίδιο ρυθμό λήψης εικόνων, ο συνολικός χρόνος που απαιτείται πάνω σε όλους τους ανιχνευτές σε ένα μοναδιαίο εικονοστοιχείο είναι ο ίδιος, nT/m^2 . Παρόλα αυτά ενώ στις συμβατικές μεθόδους των πρισμάτων η ενέργεια που συλλέγεται από κάθε ανιχνευτή σε κάθε χρονική στιγμή είναι τις τάξεως του $1/n$ της συνολικής, εξαιτίας της ανάλυσης του μήκους κύματος που είναι $1/n$ της συνολικής ευρείας περιοχής, στα συμβολόμετρα η αντίστοιχη μέση τιμή πάνω σε μια ευρεία μεταβολή του οπτικού δρόμου φτάνει το 50%. Είναι δυνατόν να αποδειχθεί ότι ο λόγος σήματος προς θόρυβο μπορεί να βελτιωθεί κατά ένα παράγοντα $n^{0.5}$ σε περιπτώσεις όπου ο το επίπεδο του θορύβου είναι ανεξάρτητο από το σήμα. Γι' αυτό όλες οι διαφορές στον οπτικό δρόμο μετρώνται ταυτόχρονα για όλα τα εικονοστοιχεία μιας σκηνής προκειμένου να μετρηθούν όλες οι απαραίτητες πληροφορίες για να υπολογιστεί ένα πλήρες φάσμα, έτσι ώστε η φασματική πληροφορία να μετρηθεί ταυτόχρονα με την χωρική πληροφορία. Ένα τέτοιο σύστημα μπορεί να αξιοποιηθεί σε διάφορες εφαρμογές όπως είναι ένα τηλεσκόπιο, ένα μικροσκόπιο για εργαστηριακή ανάλυση, μια κάμερα βυθού για απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού, συστήματα οπτικών ινών και ενδοσκόπια για βιομηχανικούς ελέγχους ή σε ιατρικές εφαρμογές όπως διάγνωση ή θεραπεία παθήσεων. Ως παράδειγμα στη βιολογική έρευνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ποσοτικοποίηση συγκεκριμένων κύτταρων από τον ιστό με τη χρήση της διαπερατότητας του φωτός, της ανάκλασης, της σκέδασης ή του φθορισμού με υψηλή χωρική και φασματική ανάλυση.

Τα συστήματα απεικονιστικής φασματοσκοπίας για χρήση σε βιο-ιατρικές εφαρμογές είναι πολύ χρήσιμα και προσφέρουν μεγάλες προοπτικές εξέλιξης σε όλες τις εφαρμογές όπου υπάρχουν φασματικές διαφορές μεταξύ των χημικών συστατικών των οποίων η χωρική κατανομή σε μια εικόνα παρουσιάζει ενδιαφέρον.

Σε μετρήσεις φθορισμού τα συστήματα απεικονιστικής φασματοσκοπίας μπορεί να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμό με κάθε

συνηθισμένη μέθοδο χωρικού φιλτραρίσματος όπως είναι οι μέθοδοι σκοτεινού πεδίου και αντίθεσης φάσεως ή ακόμα και με μεθόδους σχετικές με την πόλωση του φωτός. Τα αποτελέσματα της φασματικής πληροφορίας με τη χρήση των παραπάνω τεχνικών πρέπει να κατανοηθούν προκειμένου να ενσωματωθούν σωστά στις μετρούμενες φασματικές εικόνες.

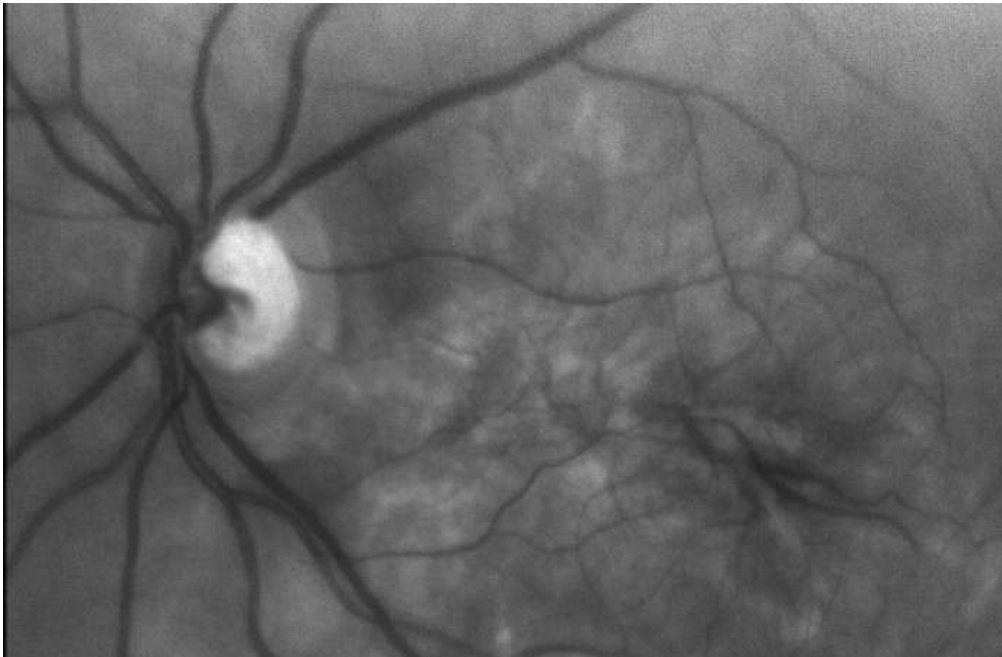
2.7 Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας είναι ένα απαραίτητο εργαλείο για την ενίσχυση της απεικόνισης συγκεκριμένων χαρακτηριστικών μιας εικόνας. Σε μερικές περιπτώσεις αυτό γίνεται σε βάρος κάποιων άλλων χαρακτηριστικών τα οποία αλλοιώνονται. Έτσι οι περισσότερες τεχνικές ενίσχυσης των εικόνων χρησιμοποιούνται προκειμένου να αναδείξουν μόνο την πληροφορία η οποία είναι επιθυμητή. Ακόμα, η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας γίνεται πιο αναγκαία όταν έχουμε να αντιμετωπίσουμε εξαρτώμενα σύνολα εικόνων. Σε αυτές τις περιπτώσεις είναι απαραίτητη η ανάπτυξη τεχνολογιών και αλγορίθμων εξειδικευμένων και προσαρμοσμένων στην συγκεκριμένη εφαρμογή [25, 51, 80, 84].

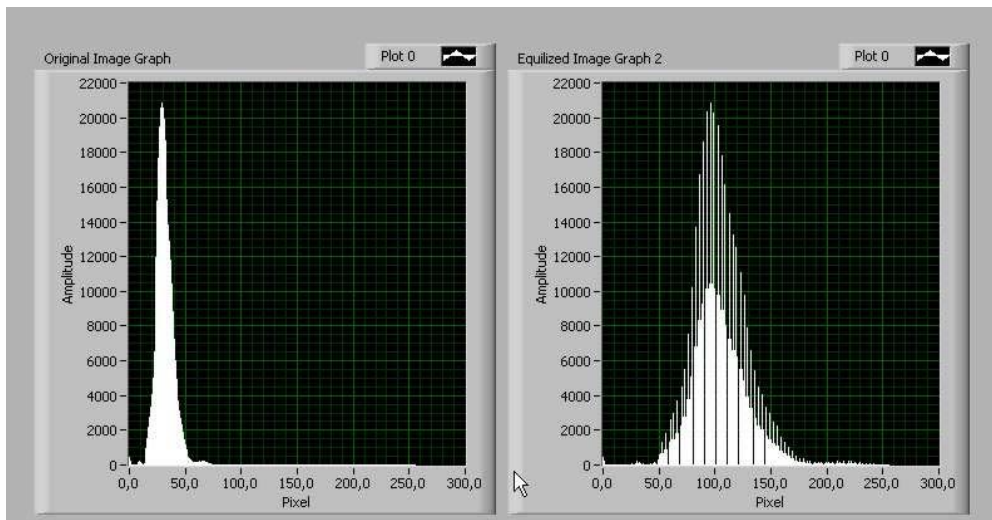
2.7.1 Ενίσχυση της αντίθεσης

Η μέθοδοι ενίσχυσης της αντίθεσης χρησιμοποιούνται κυρίως για λόγους απεικόνισης. Δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μετρήσεις μια και αλλοιώνουν τις τιμές των εντάσεων των εικονοστοιχείων. Έτσι και στην παρούσα εφαρμογή η ενίσχυση της αντίθεσης χρησιμοποιείται κυρίως για φασματοσκοπικούς σκοπούς. Η πιο διαδεδομένη μέθοδος ενίσχυσης της αντίθεσης βασίζεται στην λεγόμενη εξισορρόπηση του ιστογράμματος της εικόνας. Για την καλύτερη κατανόηση της μεθόδου παρουσιάζουμε μια εικόνα του αμφιβληστροειδούς με το ιστόγραμμά της. Το διάγραμμα δείχνει τον αριθμό των εικονοστοιχείων που υπάρχουν σε κάθε μια τιμή έντασης της φωτεινότητας από 0 έως 255 σε σχέση με την ένταση αυτή της φωτεινότητας. Τα όρη στο διάγραμμα αυτό ανταποκρίνονται στις τιμές έντασης όπου είναι συναντώνται συχνότερα στην εικόνα, δηλαδή σε τιμές έντασης όπου υπάρχουν μεγάλα ποσοστά εικονοστοιχείων. Αντίθετα οι κοιλάδες

ανταποκρίνονται στις τιμές των εντάσεων που δεν βρίσκονται σε μεγάλα ποσοστά. Οι δύο επίπεδες περιοχές στα δύο άκρα του ιστογράμματος δείχνουν ότι για τις συγκεκριμένες τιμές εντάσεων δεν υπάρχουν εικονοστοιχεία. Έτσι καταλαβαίνουμε ότι η εικόνα αυτή δεν εκμεταλλεύεται πλήρως όλη τη δυναμική περιοχή απεικόνισης. Η μέθοδος της εξισορρόπησης του ιστογράμματος διαμορφώνει τις τιμές των εντάσεων έτσι ώστε να εκμεταλλεύονται πλήρως τη δυναμική αυτή περιοχή. Η διάταξη των εντάσεων των μεταξύ τους εικονοστοιχείων παραμένει η ίδια (δηλαδή τα σκουρότερα εικονοστοιχεία παραμένουν σκουρότερα από τα φωτεινά) αλλά η τιμή τους μετατοπίζεται έτσι ώστε τα εικονοστοιχεία να εκμεταλλεύονται πλήρως όλες τις δυνατές τιμές των εντάσεων.



Εικόνα 2. 25: Φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς μετά από την εφαρμογή του αλγορίθμου της εξισορρόπησης ιστογράμματος



Εικόνα 2. 26: Γραφική παράσταση του αριθμού των εικονοστοιχείων της φασματικής εικόνας προς την τιμή των εντάσεων αυτών, πριν και μετά την εξισορρόπηση του ιστογράμματος

2.7.2 Αναγνώριση προτύπων

Ουσιαστικά η τεχνική αυτή ανιχνεύει περιοχές σε μια ασπρόμαυρη εικόνα οι οποίες αντιστοιχούν σε ένα προκαθορισμένο πρότυπο. Η τεχνική αυτή είναι ικανή στο να ανιχνεύσει το πρότυπο ανεξάρτητα από τον κακό φωτισμό, το θάμπωμα μιας εικόνας, την μετατόπιση ή την περιστροφή του προτύπου.

Με τη χρήση της τεχνικής αυτής μπορεί να ανιχνευτούν γρήγορα πρότυπα αναφοράς σε μια εικόνα. Ουσιαστικά αρχικά δημιουργείται ένα μοντέλο ή πρότυπο το οποίο αντιπροσωπεύει το αντικείμενο προς ανίχνευση. Μετά με τη χρήση εφαρμογών μηχανικής όρασης μπορεί να ανιχνευτεί το μοντέλο αυτό σε κάθε εικόνα που καταγράφεται υπολογίζοντας και το σκορ της επιτυχίας της ανίχνευσης. Το σκορ αυτό σχετίζεται με το πόσο κοντά το μοντέλο ταιριάζει με την περιοχή που έχει ανιχνευτεί.

Η αναγνώριση προτύπων βασίζεται σε παραδοσιακές τεχνικές όπως η διασταυρωμένη συσχέτιση, η ανίχνευση πυραμίδας και η τεχνική της κλιμακωτής ανίχνευσης. Η πιο διαδεδομένη είναι αυτή της διασταυρωμένης συσχέτισης όπου η λειτουργία της περιγράφεται παρακάτω.

Διασταυρωμένη συσχέτιση

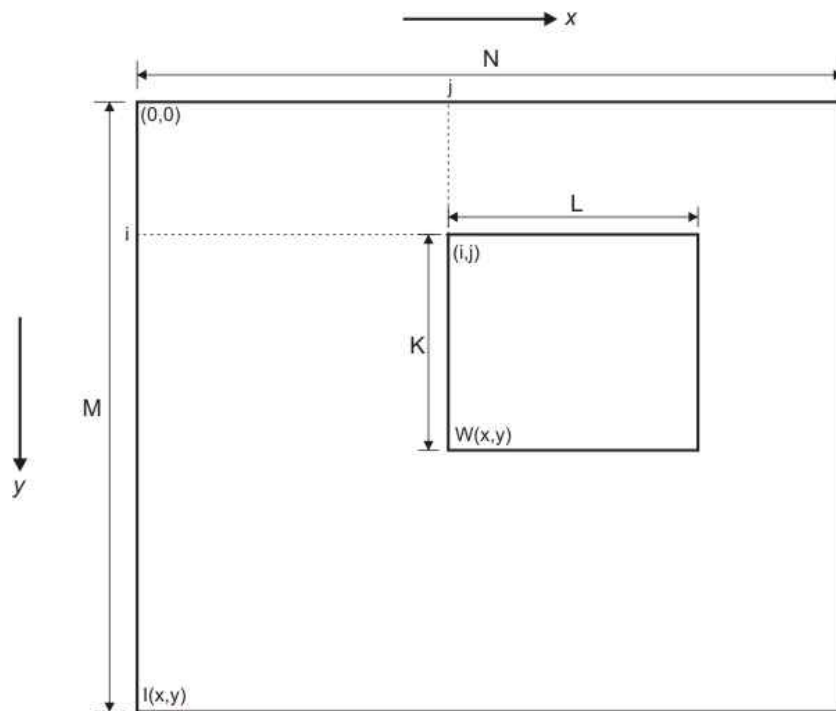
Η τεχνική αυτή είναι η πιο συνηθισμένη στην ανίχνευση προτύπων. Λόγω του μηχανισμού της συσχέτισης που βασίζεται σε μια σειρά από πράξεις πολλαπλασιασμών η τεχνική αυτή είναι αρκετά χρονοβόρα. Προκειμένου να επιταχυνθεί η διαδικασία της ανίχνευσης ο μόνος τρόπος είναι να ελαττωθεί το μέγεθος της εικόνας και το μέγεθος του προτύπου προς ανίχνευση.

Ας υποθέσουμε ότι έχουμε μια εικόνα $w(x,y)$ μεγέθους $K \times L$ μέσα σε μια εικόνα $f(x,y)$ διαστάσεων $M \times N$ όπου $K \leq M$ και $L \leq N$. Η συσχέτιση των δύο εικόνων δίδεται από τον τύπο:

$$C(i,j) = \sum_{x=0}^{L-1} \sum_{y=0}^{K-1} w(x,y)f(x+i,y+j)$$

όπου το $i=0, \dots, (M-1)$, $j=0, \dots, (N-1)$.

Η διαδικασία αυτή του συσχετισμού φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 2. 27. Ας υποθέσουμε ότι η αρχή της εικόνας βρίσκεται στην πάνω αριστερή γωνία. Στη διαδικασία αυτή το πρότυπο μετακινείται γύρω από την περιοχή της εικόνας και υπολογίζεται η αντίστοιχη τιμή C . Μετά την ολοκλήρωση της ανίχνευσης οι τιμές αυτές της παραμέτρου C συσχετίζονται. Η περιοχή όπου η τιμή αυτή C έχει μέγιστο αντιστοιχεί στην καλύτερη ανίχνευση. Η συσχέτιση αυτή όταν γίνεται στα όρια της εικόνας δεν είναι πολύ ακριβής.



Εικόνα 2. 27: Σχηματικό διάγραμμα της διαδικασίας του συσχετισμού

Η βασική συσχέτιση είναι πολύ ευαίσθητη στις μεταβολές της έντασης των εικονοστοιχείων. Ως παράδειγμα, αν η τιμή των εικονοστοιχείων μιας εικόνας διπλασιαστεί τότε διπλασιάζεται και η τιμή της παραμέτρου C .

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΟΛΥ-ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ - ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΥΠΕΡΥΘΡΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΒΥΘΟΥ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

3.1 Εισαγωγή

Οι αρχικές μετρήσεις της διατριβής αυτής εστιάστηκαν στην μελέτη των χρωματικών χαρακτηριστικών των φυσιολογικών και παθολογικών δομών του βυθού του οφθαλμού όπως και στην αξιολόγηση της κλινικής σημασίας υψηλότερων φασματικών περιοχών απεικόνισης. Για τη μελέτη αυτή αναπτύχθηκε αρχικά ένα σύστημα το οποίο είχε μεγάλη χωρική αλλά δυστυχώς περιορισμένη φασματική ανάλυση. Ουσιαστικά δόθηκε η δυνατότητα να απεικονιστεί έγχρωμα ο βυθός του οφθαλμού έτσι ώστε με τη χρήση τεχνικών μηχανικής όρασης και χρωματομετρίας να γίνει δυνατή η χαρτογράφηση των επιλεγμένων χρωματικών χαρακτηριστικών των δομών αυτών. Επίσης το σύστημα μπορεί να απεικονίσει τον βυθό του οφθαλμού στην φασματική περιοχή των 700nm έως τα 1000nm όπου γίνονται ευδιάκριτα βαθύτερα στρώματα.

3.2 Σχεδίαση - Ανάπτυξη πρότυπης πειραματικής διάταξης

Μελέτες έγιναν στην περιοχή του ορατού και του υπέρυθρου. Αναπτύχθηκε ένα σύστημα το οποίο παρείχε τη δυνατότητα μελέτης των χρωματικών χαρακτηριστικών του βυθού του οφθαλμού όπως μιας προκαταρκτικής μελέτης της υπέρυθρης περιοχής του φάσματος προκειμένου να διερευνηθεί η κλινική σημασία αυτού.

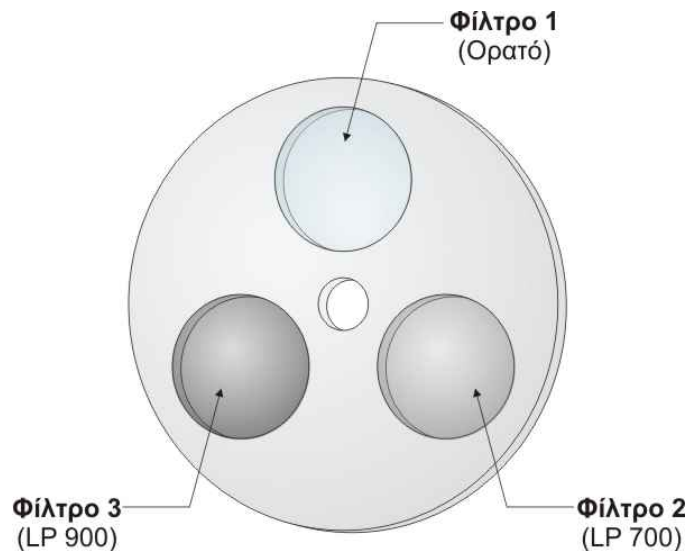
Τα κυριότερα μέρη του τελικού πρότυπου συστήματος είναι τα παρακάτω:

3.2.1 Οπτικό σύστημα απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού (fundus camera)

Το οπτικό αυτό σύστημα επιτρέπει την απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού με την ταυτόχρονη συνευθειακή ακτινοβολία του με λευκό φως. Αναγκαίες μετατροπές έγιναν στο σύστημα της πηγής φωτισμού της κάμερας βυθού, όπως και στο σύστημα της ανίχνευσης της οπτικής πληροφορίας. Πιο συγκεκριμένα για το φωτισμό χρησιμοποιήθηκε μια εξωτερική πηγή φωτός με μεγάλη ένταση φωτισμού καθώς και ένα φίλτρο αποκοπής της θερμικής ακτινοβολίας. Αποκόπηκαν μήκη κύματος μεγαλύτερα από 1500nm. Στον τομέα της απεικόνισης εφαρμόστηκαν διάφορες τεχνικές με σκοπό την εύρεση του βέλτιστου συνδυασμού ενός συστήματος φίλτρων και ψηφιακής κάμερας.

3.2.2 Οπτικό σύστημα φίλτρων (filter wheel)

Το οπτικό σύστημα φίλτρων περιέχει 3 φίλτρα (2 στην περιοχή του υπέρυθρου και 1 στην περιοχή του ορατού) όπως φαίνεται στην Εικόνα 3. 1. Η επιλογή των φασματικών περιοχών του υπέρυθρου βασίστηκε καθαρά στην ερευνητική εμπειρία αφού στο παρελθόν δεν έχει αναφερθεί κάποια ανάλογη έρευνα και συνεπώς δεν υπάρχει αντίστοιχη βιβλιογραφία. Η επιλογή της περιοχής απεικόνισης (και επομένως η επιλογή του αντίστοιχου φίλτρου) γίνεται με τη χρήση βηματικού μοτέρ και είναι υπολογιστικά ολοκληρωμένη.



Εικόνα 3. 1: Τροχός φίλτρων. Όπως απεικονίζεται το πρώτο φίλτρο χρησιμοποιείται για την απεικόνιση στο ορατό (400nm - 700nm) το δεύτερο για την απεικόνιση στην φασματική περιοχή των 700nm – 900nm και το τρίτο για την απεικόνιση των μηκών κύματος που είναι μεγαλύτερα από 900nm

3.2.3 Ψηφιακό σύστημα απεικόνισης (CCD)

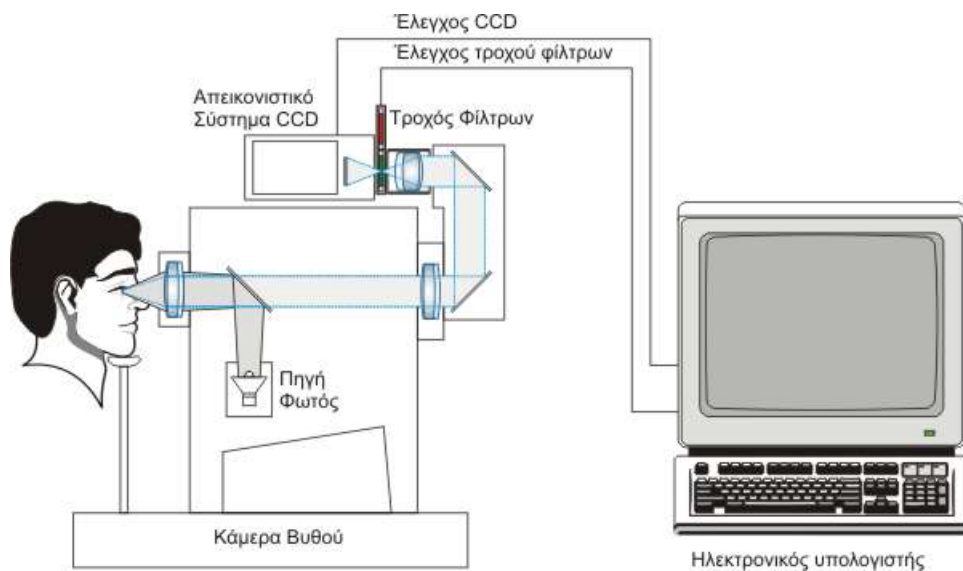
Για την απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού είναι απαραίτητη η χρήση απεικονιστικών συστημάτων με μεγάλη ανάλυση και ευαισθησία προκειμένου να γίνει δυνατή η λήψη εικόνων χωρίς τη χρήση φλας. Έτσι έγινε επιλογή μιας αρκετά ευαίσθητης κάμερας με μεγάλη χωρική ανάλυση. Η κάμερα που χρησιμοποιήθηκε ήταν μια (Basler, A113P, Germany) πολύ υψηλής ανάλυσης (1,3 εκατομμύριο εικονοστοιχεία). Η συγκεκριμένη κάμερα επίσης διέθεται μεταβλητή ελεγχόμενη ευαισθησία και όπως διαπιστώθηκε ικανοποιητική για να απεικονίσει το βυθό του οφθαλμού με συνεχή λήψη 12 εικόνων το δευτερόλεπτο στην υψηλή ανάλυση του 1,3 εκατομμυρίου εικονοστοιχείων.

3.2.4 Σύστημα υπολογιστή (Personal Computer).

Η χρήση των υπολογιστών στα σύγχρονα συστήματα είναι πια απαραίτητη λόγω της μεγάλης δυνατότητας ολοκλήρωσης των συστημάτων που προσφέρουν όπως και λόγω της ευκολίας που μας παρέχουν σε τομείς όπως ο έλεγχος ηλεκτρονικών συσκευών, η δημιουργία αρχείων με καρτέλες ασθενών και η εύκολη αναζήτηση κάποιας παλιότερης εγγραφής από τα αρχεία αυτά, πάντα με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού. Οι υπολογιστές

είναι ακόμα αναγκαίοι για την προβολή των λαμβανόμενων εικόνων από οποιαδήποτε περιοχή του φάσματος ιδιαίτερα σε περιοχές όπως UV ή IR όπου η ευαισθησία του ανθρώπινου ματιού είναι μηδενική. Στην φάση αυτή της παρούσας εφαρμογής χρησιμοποιήθηκε ο υπάρχον εργαστηριακός εξοπλισμός, τόσο ο ηλεκτρονικός όσο και αυτός του εξειδικευμένου λογισμικού. Έτσι το τελικό ολοκληρωμένο σύστημα δίνει τις παρακάτω δυνατότητες: έλεγχο μέσω του λογισμικού της συγκεκριμένης φασματικής περιοχής απεικόνισης όπως και της ευαισθησίας της ψηφιακής κάμερας, παρέχοντας τη δυνατότητα προβολής στην οθόνη του υπολογιστή του βυθού του οφθαλμού σε πραγματικό χρόνο όπως και την καταγραφή εικόνων πολύ υψηλής ανάλυσης σε διάφορες μορφές (TIFF, GIF, BMP,..). Τέλος επιτρέπει την ανάκληση των αποθηκευμένων στοιχείων για την περαιτέρω μελέτη αυτών.

Το τελικό πρότυπο υπολογιστικά ολοκληρωμένο σύστημα απεικόνισης του βυθού φαίνεται σχηματικά παρακάτω.

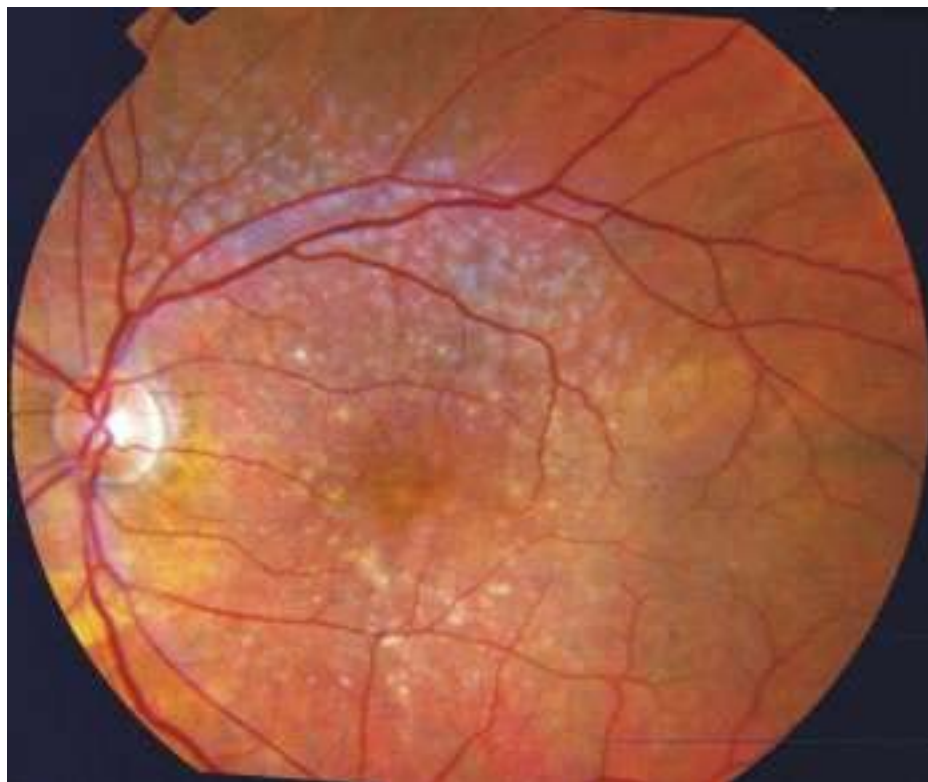


Εικόνα 3. 2: σχηματικό διάγραμμα συστήματος πολυ-φασματικής απεικόνισης για τη μελέτη του βυθού του οφθαλμού

3.3 Αποτελέσματα – προκαταρκτική αξιολόγηση του συστήματος

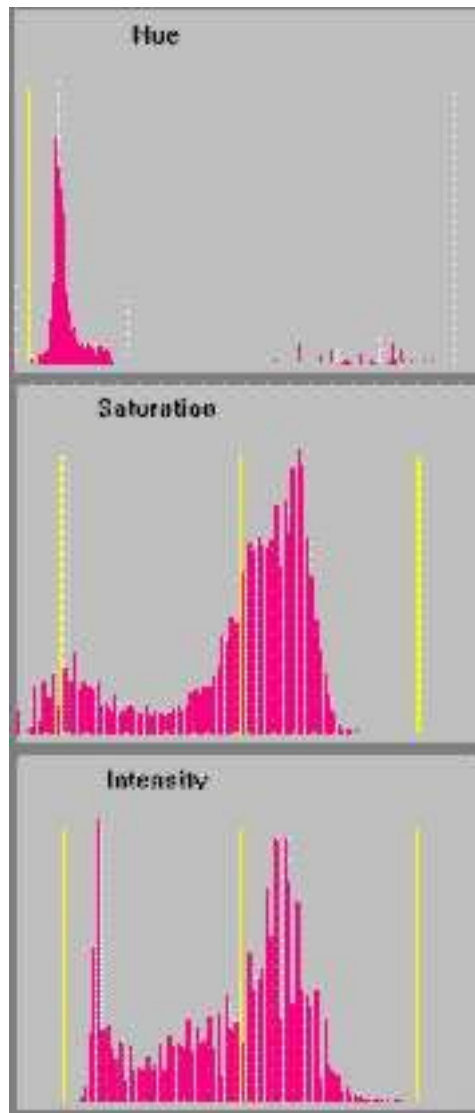
Το πρότυπο σύστημα αρχικά δοκιμάστηκε σε φυσιολογικούς οφθαλμούς προκειμένου να γίνουν οι απαραίτητες ρυθμίσεις όπως και να διαπιστωθούν οι απεικονιστικές του δυνατότητες, συγκριτικά πάντα με τις συμβατικές μεθόδους. Αντιπροσωπευτικές μετρήσεις στην ορατή περιοχή του φάσματος φαίνονται παρακάτω.

3.3.1 Χρωματική ανάλυση



Εικόνα 3. 3: Απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς στο ορατό (400nm – 700nm)

Η μελέτη σε αυτή την ευρεία περιοχή του φάσματος εστιάστηκε στην χρωματική ανάλυση της εικόνας με σκοπό την χρήση αλγόριθμων μηχανικής όρασης προκειμένου να γίνει δυνατή η χαρτογράφηση περιοχών με τα ίδια χρωματικά χαρακτηριστικά.

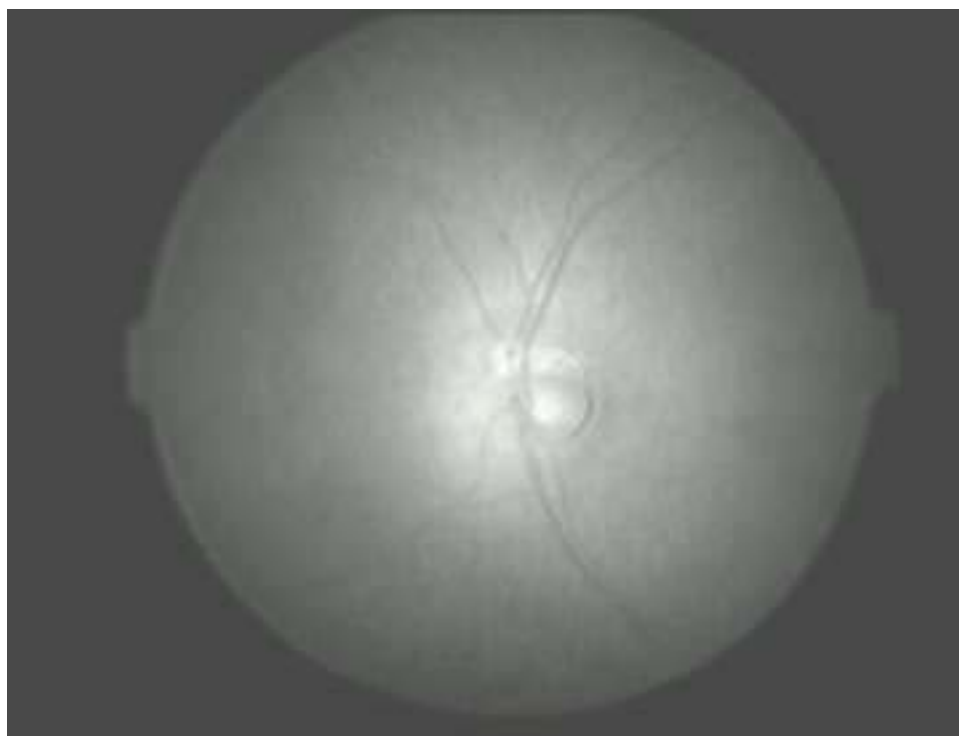


Εικόνα 3. 4: Κατανομή των τριών μεταβλητών του χρωματικού χώρου (HSI)

Εδώ παρουσιάζονται τα ιστογράμματα των 3ων παραμέτρων του χρωματικού μοντέλου (HSI) που προκύπτουν από την ανάλυση της παραπάνω εικόνας. Στον οριζόντιο άξονα έχουμε την μεταβολή της εκάστοτε παραμέτρου ενώ στον κάθετο άξονα έχουμε τον αριθμό των εικονοστοιχείων που έχουν την ίδια χρωματική παράμετρο. Οι τρεις απεικονιζόμενες παράμετροι είναι οι χρωματική απόχρωση (Hue), ο κορεσμός του χρώματος (Saturation) και η φωτεινότητα του (Intensity).

3.3.2 Απεικόνιση στο υπέρυθρο

Χαρακτηριστικές μετρήσεις έγιναν και στην περιοχή του υπέρυθρου φάσματος προκειμένου να απεικονιστούν «εν τω βάθει» δομές που βρίσκονται πίσω από τον αμφιβληστροειδή στην περιοχή του χοριοειδούς ή ακόμα και δομές που βρίσκονται πίσω από φλεγμονές και άλλες παθολογικές, αδιαφανείς στο ορατό, περιοχές. Αρχικά απεικονίστηκε η ευρεία φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm. Μια αντιπροσωπευτική εικόνα φαίνεται παρακάτω.

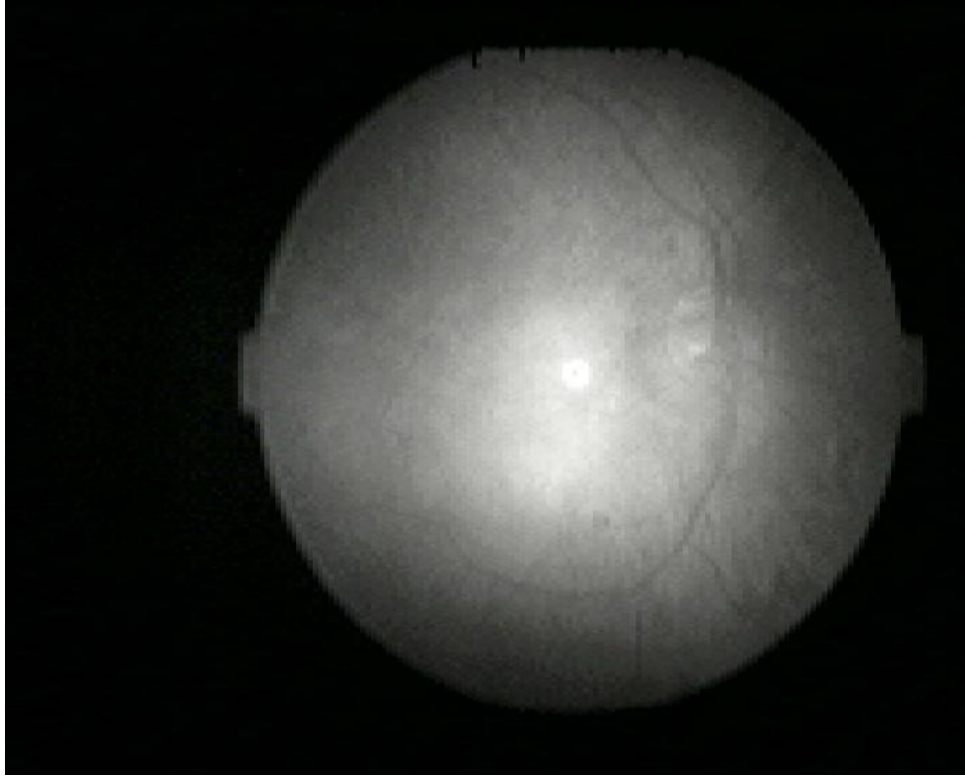


Εικόνα 3. 5: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στην φασματική περιοχή 700nm-1000nm

Διακρίνεται το οπτικό νεύρο και τα μεγάλα αγγειακά στελέχη του αμφιβληστροειδούς. Παρατηρούμε ότι η αντίθεση των δομών του αμφιβληστροειδούς δεν είναι πολύ μεγάλη έχοντας ως αποτέλεσμα την χαμηλής διαύγειας απεικόνιση.

Διαπιστώθηκε η ανάγκη για μεγαλύτερη ευκρίνεια στις εικόνες του υπέρυθρου λόγω του μικρού λόγου σήματος προς θόρυβο. Για την επίλυση του προβλήματος αυτού χρησιμοποιήθηκαν πολωτές στο υπέρυθρο με τέτοια διάταξη ώστε κατά την ακτινοβολήση του βυθού το φως να πολώνεται

γραμμικά όπως και να αποκόπτεται η ίδια γραμμική συνιστώσα του φωτός που επιστρέφει από τον ιστό του βυθού του οφθαλμού (κάθετη πόλωση). Ένα παράδειγμα παράλληλης και κάθετης πόλωσης στην υπέρυθη περιοχή του φάσματος φαίνεται παρακάτω.



Εικόνα 3. 6: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με παράλληλη πόλωση



Εικόνα 3. 7: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με κάθετη πόλωση

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡ-ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ – ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ

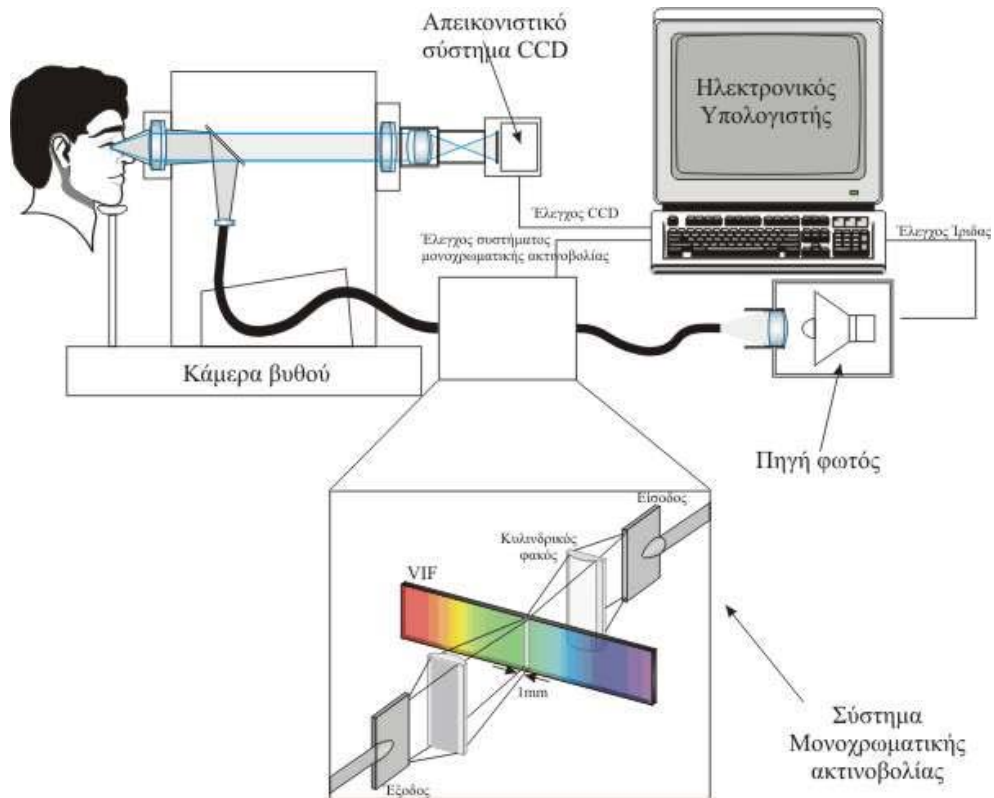
4.1 Εισαγωγή

Η μελέτη των φασματικών χαρακτηριστικών συγκεκριμένων φυσιολογικών και παθολογικών δομών του βυθού του οφθαλμού δημιούργησε την ανάγκη ενός νέου συστήματος με μεγαλύτερη φασματική και χωρική ανάλυση. Έτσι στο κεφάλαιο αυτό αναφέρεται λεπτομερώς ο τρόπος κατασκευής του νέου αυτού συστήματος όπως και η απαραίτητη ανάπτυξη του λογισμικού ελέγχου του συστήματος. Επίσης αναφέρεται αναλυτικά και ο τρόπος ανάπτυξης του λογισμικού επεξεργασίας με το οποίο έγινε δυνατή η μέτρηση των φασματικών χαρακτηριστικών σε κάθε ένα εικονοστοιχείο από το σύνολο των φασματικών εικόνων. Τέλος παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που περιλαμβάνουν τα φάσματα απορρόφησης από επιλεγμένα σημεία του βυθού του οφθαλμού.

4.2 Σχεδίαση – Ανάπτυξη πειραματικής διάταξης

Η προσέγγιση στο πρόβλημα που παρουσιάζεται στα πλαίσια της συγκεκριμένης διδακτορικής διατριβής, χρησιμοποιεί ένα σύστημα μονοχρωματικής απεικόνισης σε συνδυασμό με μια συμβατική κάμερα βυθού και μια κάμερα CCD υψηλής ανάλυσης. Το τελικό σύστημα advanced hyper-spectral imaging fundus camera (AHSIFC) μπορεί να αποθηκεύσει μέχρι και

15 ανεξάρτητες φασματικές εικόνες κάθε δευτερόλεπτο με ανάλυση ενός εκατομμυρίου εικονοστοιχείων. Ανάλογα με τη φασματική ανάλυση που απαιτείται ο συνολικό χρόνος σάρωσης μπορεί να ελαττωθεί έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν οι κινήσεις του ματιού.

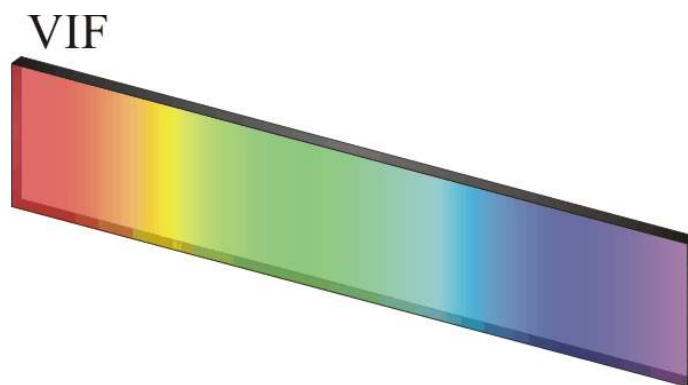


Εικόνα 4. 1: Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης

4.2.1 Μεταβλητό φίλτρο διέλευσης - Variable Interference Filter (VIF)

Το σύστημα AHSIFC βασίζεται σε ένα υποσύστημα μονοχρωματικής ακτινοβολίας. Ο μονοχρωματισμός του υποσυστήματος αυτού εξασφαλίζεται με τη χρήση ενός μεταβλητού φίλτρου διελεύσεως (VIF). Το φίλτρο VIF αυτό αποτελείται από ένα παραλληλόγραμμο γυαλί πάνω στο οποίο έχει εξαχρωθεί ένα διηλεκτρικό υλικό το οποίο έχει μεταβλητό πάχος. Από τη μεταβολή αυτή του πάχους του διηλεκτρικού υλικού μπορεί να γίνει δυνατή η επιλογή διαφορετικών φασματικών περιοχών καλύπτοντας τις περιοχές του ορατού

και του εγγύς υπέρυθρου. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή έχει επιλεγεί ένα διαμορφωμένο φίλτρο VIF στην περιοχή των 400nm στην αρχή του ορατού φάσματος έως τα 1000nm στην περιοχή του εγγύς υπέρυθρου καλύπτοντας έτσι όλη την δυναμική περιοχή ευαισθησίας του ανιχνευτή CCD. Το μεταδιδόμενο μήκος κύματος από το φίλτρο μεταβάλλεται σχεδόν γραμμικά σε όλο το μήκος του φίλτρου έτσι ώστε όταν εστιάσουμε φως από μια λάμπα ευρείας εκπομπής φωτός πάνω σε συγκεκριμένα τμήματα της επιφάνειας του φίλτρου εκπέμπεται μια ορισμένη περιοχή φάσματος. Η επιλογή αυτή του μήκους κύματος εκπομπής βασίζεται στη διαμήκη μετακίνηση του φίλτρου VIF μια και είναι τοποθετημένο σε ένα μηχανικό γραμμικό άξονα ο οποίος ελέγχεται από έναν προσωπικό υπολογιστή. Η διάταξη αυτή φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 4. 2.

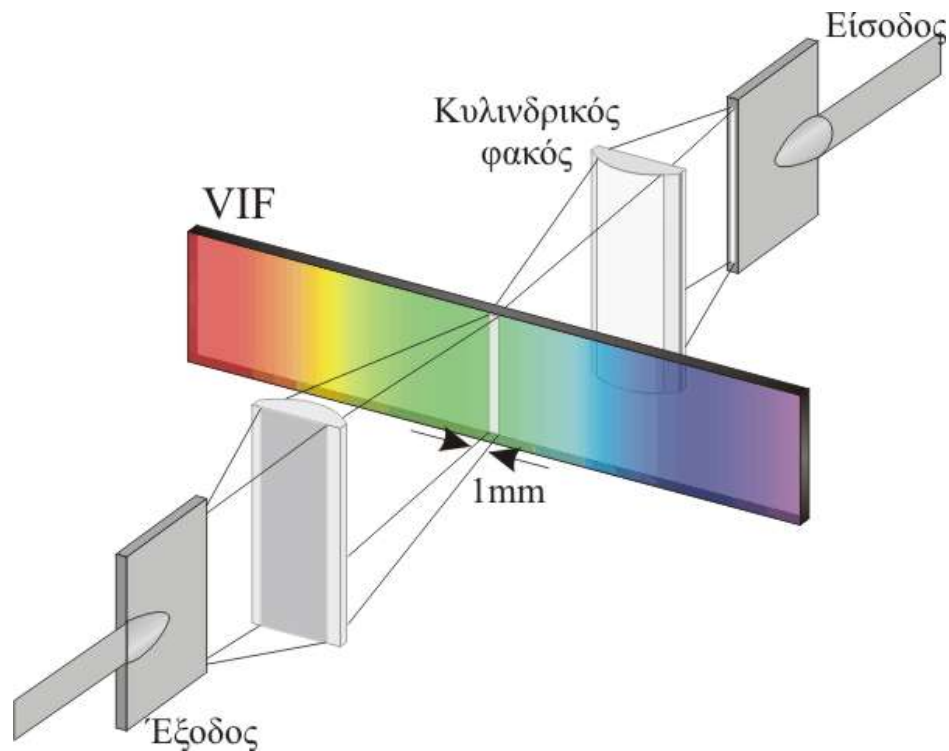


Εικόνα 4. 2: το μεταβλητό φίλτρο διέλευσης (VIF)

4.2.2 Πηγή μονοχρωματικής ακτινοβολίας

Μια εξωτερική λάμπα αλογόνου με ένταση ακτινοβολίας 150W έχει χρησιμοποιηθεί για να φωτίζει την είσοδο του υποσυστήματος του μονοχρωμάτορα, η οποία είναι η κυκλική άκρη του πρώτου συστήματος οπτικών ινών. Η εκπεμπόμενη ενέργεια του φωτός της πηγής ελέγχεται από μια ηλεκτρονική ίριδα μέσω της σειριακής θύρας του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Η μεταφορά του φωτός από την έξοδο της πηγής πάνω στο φίλτρο VIF και από το φίλτρο VIF στην είσοδο της πηγής της κάμερας βυθού, γίνεται με τη χρήση δύο πανομοιότυπων συστημάτων οπτικών ινών. Τα συστήματα αυτά των οπτικών ινών έχουν κατασκευαστεί έτσι ώστε να έχουν

διαφορετική γεωμετρία στην κατάληξη των δύο άκρων τους έτσι ώστε η μια να είναι κυκλικής ενώ η άλλη γραμμικής μορφής. Στο άκρο γραμμικής μορφής και των δύο συστημάτων οπτικών ινών έχει προσαρμοστεί ένας κυλινδρικός φακός. Ο φακός χρησιμοποιείται για να εστιάσει το φως που έρχεται από την έξοδο γραμμικής μορφής του πρώτου συστήματος οπτικών ινών και φτάνει στο φίλτρο VIF πάνω στην επιφάνεια του, ενώ το ο δεύτερος για να συλλέξει το φως που μεταδίδεται από το φίλτρο VIF στην είσοδο γραμμικής μορφής του δεύτερου συστήματος οπτικών ινών που στη συνέχεια μεταφέρεται στην είσοδο της πηγής της κάμερας βυθού. Στην είσοδο της πηγής της κάμερας βυθού υπάρχει ένας οπτικός μετατροπέας ο οποίος με τη σειρά του μετασχηματίζει το μονοχρωματικό φως έτσι ώστε να είναι συμβατικό με τη μορφή του νήματος της συμβατικής πηγής της κάμερας βυθού και κατόπιν το συγκεντρώνει πάνω στο εστιακό σημείο του φακού εισόδου του οπτικού δρόμου εκπομπής της κάμερας βυθού. Το πάχος της γραμμής του φωτός που εστιάζεται πάνω στην επιφάνεια του φίλτρου VIF είναι περίπου 1 χιλιοστό το οποίο καθορίζει και το φασματικό εύρος FWHM του συστήματος όπως και το μικρότερο βήμα συντονισμού του συστήματος.



Εικόνα 4. 3: Σχηματικό διάγραμμα συστήματος μονοχρωματικής ακτινοβολίας

4.2.3 Ψηφιακό σύστημα απεικόνισης (CCD)

Η συλλογή των φασματικών εικόνων του βυθού του οφθαλμού γίνεται με τη χρήση μιας ασπρόμαυρης ψηφιακής κάμερας υψηλής ανάλυσης σχεδόν ενός εκατομμυρίου εικονοστοιχείων και βάθους χρώματος 8bit (SONY XCD-X700). Η κάμερα έχει τη δυνατότητα να καταγράφει εικόνες με ρυθμό των 15 εικόνων ανά δευτερόλεπτο με πλήρη ανάλυση. Τα δεδομένα αυτά μεταφέρονται από την κάμερα στον ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσω του πρωτοκόλλου IEEE-1394 ή αποκαλούμενο σαν Fire-wire. Μέσω του ίδιου πρωτοκόλλου ο ηλεκτρονικός υπολογιστής έχει τη δυνατότητα ελέγχου παραμέτρων της κάμερας όπως είναι το shutter και το gain.

4.2.4 Λογισμικό ελέγχου και καταγραφής εικόνων

Για τον έλεγχο της κάμερας, του μονοχρωμάτορα και της ηλεκτρονικής ίριδας έχει αναπτυχθεί ειδικό λογισμικό όπως επίσης και για την καταγραφή, επεξεργασία και ανάλυση των φασματικών εικόνων. Το λογισμικό αυτό έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να δίνει τη δυνατότητα στο σύστημα να λειτουργεί σε δύο διαφορετικές καταστάσεις: αυτή της φασματοσκοπίας και της φασματομετρίας. Στην κατάσταση της φασματοσκοπίας το σύστημα έχει τη δυνατότητα να απεικονίζει τον βυθό του οφθαλμού σε οποιαδήποτε επιλεγμένη φασματική περιοχή σε πραγματικό χρόνο. Στην κατάσταση τώρα της φασματομετρίας το σύστημα λειτουργεί συγχρονισμένα έτσι ώστε να σαρώνει της φασματικές περιοχές ακτινοβολίας ενώ ταυτόχρονα καταγράφει εικόνες στη μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Μετά την λήψη των εικόνων το σύστημα επεξεργάζεται της φασματικές εικόνες έτσι ώστε να κεντραριστούν (registration) οπότε ένα πλήρες φάσμα μπορεί να δημιουργηθεί μετρώντας την ένταση από κάθε ένα συγκεκριμένο εικονοστοιχείο των επιμέρους φασματικών εικόνων. Πριν από την καταγραφή των εικόνων το σύστημα έχει τη δυνατότητα να βαθμονομηθεί με μια ειδική μέθοδο, έτσι ώστε να εξισορροπηθούν οι μεταβολές στο φάσμα που προκαλούνται από τα οπτο-ηλεκτρονικά κομμάτια του συστήματος όπως ο ανιχνευτής CCD, το φίλτρο VIF, η πηγή φωτός και άλλα. Για την υλοποίηση της βαθμονόμησης του συστήματος έχει αναπτυχθεί ένα τεχνητό μοντέλο του ματιού όπου ο βυθός του τεχνητού αυτού οφθαλμού

έχει αντικατασταθεί από ένα υπόστρωμα άσπρου υλικού MgO. Λεπτομερέστερη περιγραφή βρίσκεται σε ξεχωριστό υποκεφάλαιο της διατριβής αυτής.

Κατά τη λειτουργία του συστήματος στην κατάσταση της φασματομετρίας, αφού έχει προηγηθεί η βαθμονόμηση του συστήματος, το σύστημα συγχρονίζει το μήκος κύματος απεικόνισης με την αποθήκευση των απεικονιζόμενων φασματικών εικόνων. Σε κάθε βήμα η ένταση της φωτεινότητας της εικόνας ρυθμίζεται όπως περιγράφεται παραπάνω. Ο χρόνος λήψης των φασματικών εικόνων έχει ελαχιστοποιηθεί στις χρονικές απαιτήσεις της κάμερας CCD. Οι εικόνες που έχουν ληφθεί κατά τη σάρωση αποθηκεύονται προσωρινά στη μνήμη RAM του ηλεκτρονικού υπολογιστή προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν τυχόν καθυστερήσεις. Μετά το πέρας της σάρωσης μεταφέρονται οι εικόνες στο σκληρό δίσκο όπου και αποθηκεύονται μόνιμα. Το σύνολο των αποθηκευμένων φασματικών εικόνων υπόκεινται σε «κεντράρισμα» (registration) όπου μετά μπορεί να γίνει δυνατή η λήψη φάσματος από κάθε σημείο της εικόνας το οποίο επιλέγει ο χρήστης. Τα φάσματα αυτά υπολογίζονται από τις τιμές της έντασης της στήλης των μηκών κύματος του επιλεγμένου εικονοστοιχείου. Η χωρική ανάλυση του ανιχνευτή καθορίζει και το σύνολο των φασμάτων που μπορούν να ληφθούν σε κάθε μια μέτρηση. Έτσι με την περιγραφόμενη σύνθεση το σύνολο των ενός εκατομμυρίου φασμάτων μπορούν να ληφθούν από κάθε μέτρηση, ενώ αντίστοιχα 15 φασματικά σημεία μπορούν να ληφθούν σε κάθε δευτερόλεπτο μέτρησης.

4.2.5 Βαθμονόμηση συστήματος

Κατά τη διάρκεια σάρωσης στο σύνολο της φασματικής περιοχής ελέγχονται οι παράμετροι shutter και gain της κάμερας όπως και η ηλεκτρονική ίριδα και ρυθμίζονται έτσι ώστε η ένταση των εικονοστοιχείων που βρίσκονται στο κέντρο της εικόνας να πλησιάσει την τιμή 255. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την πλήρη εκμετάλλευση της δυναμικής περιοχής του αισθητήρα CCD όπως και ταυτόχρονα εξασφαλίζει την εξισορρόπηση της μη γραμμικής ευαισθησίας του ανιχνευτή αυτού στην φασματική περιοχή λειτουργίας του. Οι τιμές των παραμέτρων της κάμερας όπως και την

ηλεκτρονικής ίριδας, που χρειάστηκαν για την επίτευξη της τιμής της έντασης 255, καταγράφονται για κάθε βήμα του συστήματος στο φάσμα, δημιουργώντας έτσι ένα σύνολο δεδομένων για τη βαθμονόμηση του συστήματος. Οι ρυθμίσεις αυτές χρησιμοποιούνται από το σύστημα για να διατηρήσουν την σταθερή ένταση της φωτεινότητας των εικόνων που καταγράφονται ανεξάρτητα από το μήκος κύματος απεικόνισης. Οι φασματικές εικόνες του τεχνητού βυθού καταγράφονται και χρησιμοποιούνται στην μετέπειτα επεξεργασία προκειμένου να διορθώσουν τις ανομοιομορφίες φωτισμού που προκαλούνται από τη μη γραμμική μεταφορά του φωτός από τα οπτικά του συστήματος. Η βαθμονόμηση χρησιμοποιείται επίσης προκειμένου να εξασφαλιστεί η επαναληψιμότητα των μετρήσεων, η ανεξαρτησία της λήψης των φασματικών εικόνων από οποιοδήποτε σύστημα όπως και για τη φασματομετρία.

4.3 Σχεδιασμός και ανάπτυξη τεχνητού οφθαλμού

Για την βαθμονόμηση του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης δημιουργήθηκε η ανάγκη ανάπτυξης μιας μεθόδου με την οποία θα γίνονταν δυνατή η βαθμονόμηση του συστήματος λήψης.



Εικόνα 4. 4: Φωτογραφία από το διαμορφωμένο μοντέλο οφθαλμού όπου απεικονίζονται οι ρυθμίσεις της διαμέτρου της ίριδας όπως και της διόρθωσης της μυωπίας ή υπερμετρωπίας αντίστοιχα

Διαμορφώθηκε λοιπόν ένα μοντέλο ανθρώπινου οφθαλμού (Hein) στο οποίο αντικαταστήθηκε ο βυθός του με ένα στρώμα από άσπρο υλικό βαθμονόμησης MgO. Το μοντέλο αυτό έχει ένα εσωτερικό κυκλικό σχήμα

διαμέτρου 3 εκατοστών όπως ο ανθρώπινος αμφιβληστροειδής και ένα τεχνητό σύστημα οπτικών τα οποία προσομοιάζουν τον ανθρώπινο φακό και κερατοειδή. Για την προσομοίωση της ανθρώπινης ίριδας, υπάρχει μια τεχνητή ίριδα η οποία βρίσκεται μέσα στο οπτικό σύστημα των φακών με την οποία μπορούν να προσομοιαστούν διάφορες καταστάσεις μυδρίασης της ίριδας. Επίσης η απόσταση του συστήματος των φακών μπορεί να μεταβληθεί με την μετακίνηση του τεχνητού αμφιβληστροειδούς προσομοιάζοντας έτσι τις παθολογικές καταστάσεις μυωπίας και υπερμετρωπίας. Το μοντέλο αυτό πριν τη μετατροπή και με το άσπρο στρώμα στη θέση του βυθού του οφθαλμού φαίνεται στην παρακάτω Εικόνα 4. 5 και Εικόνα 4. 6.



Εικόνα 4. 5: Φωτογραφία του εσωτερικού του μοντέλου του οφθαλμού όπου απεικονίζεται το τοίχωμα του τεχνητού αμφιβληστροειδή και το οπτικό σύστημα



Εικόνα 4. 6: Φωτογραφία του εσωτερικού του μοντέλου του οφθαλμού μετά την επίστρωση του στρώματος του άσπρου υλικού MgO όπως και το οπτικό σύστημα

4.4 Κλινική μεθοδολογία

Κατά τη διάρκεια της απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού ο ασθενής κάθεται στο μπροστινό μέρος της κάμερας βυθού όπως σε μια συμβατική κάμερα βυθού. Ο βυθός του οφθαλμού ακτινοβολείται με φως στην φασματική περιοχή του πράσινου (550nm) για να γίνει σωστά η εστίαση του συστήματος. Μετά την εύρεση της βέλτιστης εστίασης του συστήματος αρχίζει η σάρωση στη φασματική περιοχή ενδιαφέροντος. Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκε η φασματική περιοχή από τα 470nm μέχρι και τα 700nm. Ο συνολικός χρόνος σάρωσης καθορίζεται από την φασματική περιοχή ενδιαφέροντος και από την ταχύτητα κίνησης του μοτέρ του γραμμικού ηλεκτρονικού άξονα. Ο συνολικός αριθμός των φασματικών εικόνων, πλήρους ανάλυσης, που θα ληφθούν υπολογίζεται αρχικά από το λογισμικό πριν από τη σάρωση. Κατά τη διάρκεια της σάρωσης ο ασθενής εστίαζε με το άλλο μάτι σε ένα σταθερό στόχο προκειμένου να εξασφαλιστεί η σταθερότητα του υπό εξέταση οφθαλμού. Στο παρόν πρωτόκολλο ο συνολικός χρόνος σάρωσης ήταν 2.2 δευτερόλεπτα επιτρέποντας έτσι τη συλλογή 33 φασματικών εικόνων του υπό εξέταση βυθού του οφθαλμού.

Μετά την καταγραφή των φασματικών εικόνων η βαθμονόμηση αυτών εξασφάλισε την επαναληψιμότητα των μετρήσεων. Οι μικρές κινήσεις του οφθαλμού που υπήρξαν διορθώθηκαν στη συνέχεια με ένα αλγόριθμο κεντραρίσματος των εικόνων. Ακολουθώντας την καταγραφή και βαθμονόμηση των φασματικών εικόνων υπολογίστηκαν τα φάσματα ανάκλασης από οποιοδήποτε επιλεγμένο σημείο της εικόνας. Οι εικόνες εξετάστηκαν και συγκρίθηκαν με άλλες τεχνικές όπως έγχρωμη φωτογραφία και φλουοροαγγειογραφία προκειμένου να μελετηθούν οι καλύτερες φασματικές περιοχές όπου φυσιολογικές δομές είχαν τη βέλτιστη απεικόνιση όπως και εκείνες όπου παθολογικά χαρακτηριστικά παρουσίαζαν μέγιστη αντίθεση απεικόνισης. Από την καινούρια αυτή τεχνολογία της φασματικής απεικόνισης δημιουργήθηκε η ανάγκη για επεξεργασία εικόνας προκειμένου να βελτιστοποιηθούν οι φασματικές εικόνες ώστε η απεικόνισή τους να είναι η καλύτερη δυνατή

4.5 Αλγόριθμοι για την επεξεργασία, αξιολόγηση των φασματικών εικόνων όπως και για τον υπολογισμό των φασμάτων ανάκλασης από χαρακτηριστικά σημεία του βυθού του οφθαλμού

Το λογισμικό ελέγχου του συστήματος υλοποιήθηκε στη γλώσσα προγραμματισμού C++. Αυτό γιατί απαιτήθηκε η μέγιστη δυνατή αξιοποίηση της ταχύτητας του ηλεκτρονικού υπολογιστή στον έλεγχο της ψηφιακής κάμερας όπως και στην λήψη και καταγραφή των εικόνων. Για την δημιουργία του λογισμικού επεξεργασίας και ανάλυσης χρησιμοποιήθηκε η γλώσσα προγραμματισμού (LabView 6.1, National Instruments, USA) με τη χρήση ενός add-on πακέτου επεξεργασίας εικόνας το (IMAQ VISION 6.0, National Instruments, USA) λόγω της μεγάλης ευκολίας προσαρμογής του συνόλου στους αλγόριθμους .

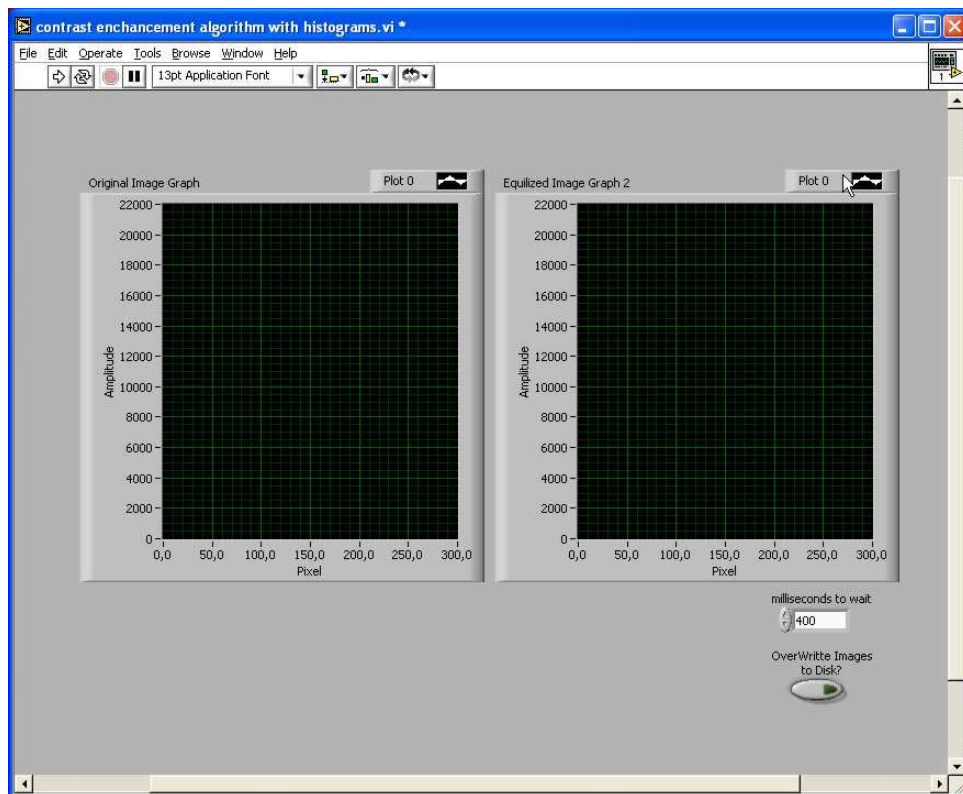
4.5.1 Ενίσχυση αντίθεσης

Το σύνολο των φασματικών εικόνων που συγκεντρώθηκαν από τις μετρήσεις με το σύστημα προκειμένου να εξεταστούν από τους οφθαλμιάτρους όπως προαναφέρθηκε απαιτούν να έχουν την καλύτερη δυνατή ποιότητα. Για το λόγο αυτό σχεδιάστηκε ένα λογισμικό με τη χρήση του οποίου μπορέσαμε και αξιοποιήσαμε πλήρως την δυναμική περιοχή απεικόνισης. Η επεξεργασία αυτή έγινε για λόγους απεικόνισης μόνο και δεν χρησιμοποιήθηκε στις ποσοτικές μετρήσεις του τμήματος της φασματομετρίας.

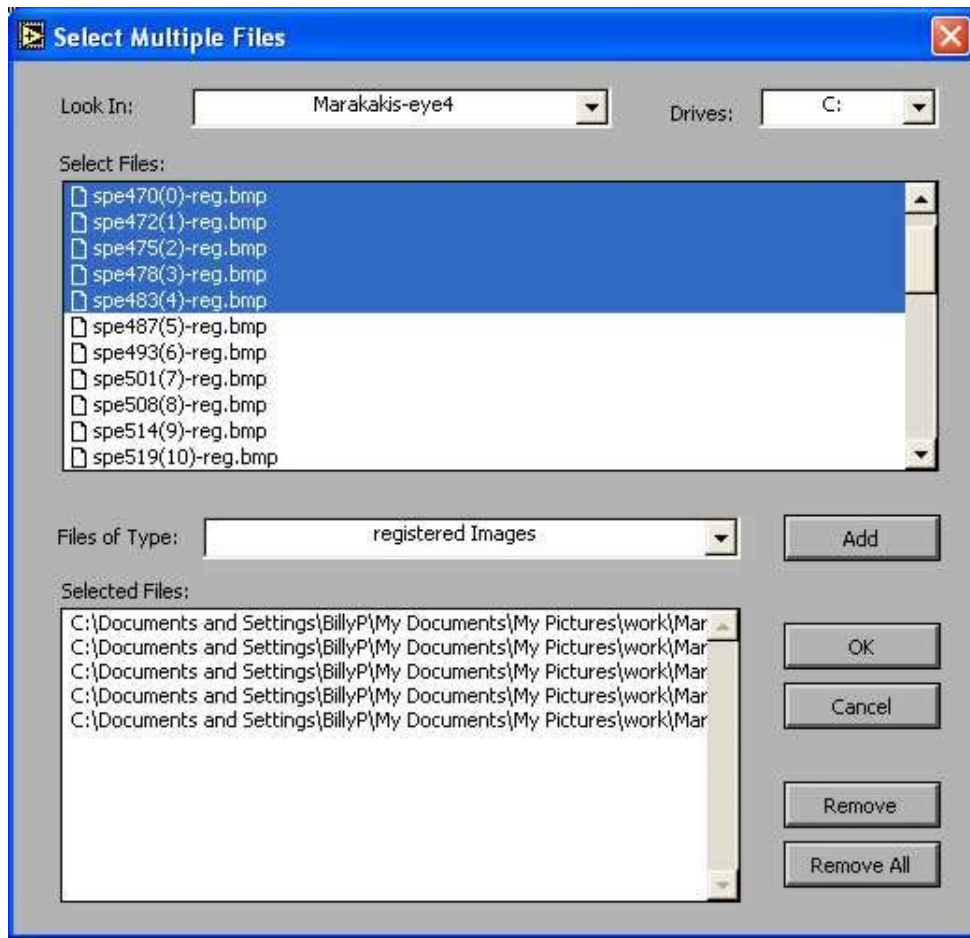
Η ενίσχυση της αντίθεσης των εικόνων βασίστηκε στην τεχνική της εξισορρόπησης ιστογράμματος όπως αναφέρεται και στο θεωρητικό μέρος της διατριβής. Κατά την επεξεργασία λοιπόν η εικόνα φορτώνεται από το λογισμικό και στη συνέχεια μετατρέπεται σε πίνακα τιμών όπου και αναλύεται στο ιστόγραμμά της. Μετά υπολογίζονται η μέγιστη (b) και η ελάχιστη (a) τιμή του ιστογράμματος αυτού και μετασχηματίζονται έτσι ώστε να αγγίζουν τα άκρα της δυναμικής περιοχής απεικόνισης (0, 255). Έτσι υπολογίζεται η φόρμουλα $I' = 255 * (I - a) / (b - a)$ με βάση την οποία οι τιμές των εντάσεων όλων των εικονοστοιχείων μεταβάλλονται. Η ψηφιακή κάμερα η οποία χρησιμοποιήθηκε είχε ένα καταστραμμένο ανιχνευτή (εικονοστοιχείο), κατάσταση συνηθισμένη και φυσιολογική, γεγονός το οποίο εμφάνιζε στο ιστόγραμμα μια μοναδιαία τιμή εντάσεως 255 και μας απαγόρευε την σωστή λειτουργία του αλγόριθμου. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε ένα φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων. Το φίλτρο αυτό υπολογίζει τη μέση τιμή των γειτόνων κάθε εικονοστοιχείου και μετά τη συγκρίνει με το εικονοστοιχείο προς επεξεργασία. Στην περίπτωση που το εικονοστοιχείο αυτό έχει τιμή μεγαλύτερη από το 40% της μέσης τιμής, αντικαθιστάται από το μέσο όρο των γειτόνων.

Επειδή όμως η επεξεργασία των εικόνων απαιτούσε να γίνεται ταυτόχρονα σε ένα σύνολο εικόνων και όχι μόνο σε μια το λογισμικό ολοκληρώθηκε με επιπλέον κώδικα πολλαπλής επεξεργασίας εικόνων. Έτσι το λογισμικό ξεκινάει με την δυνατότητα του χρήστη να επιλέξει το φάκελο στον οποίο βρίσκονται οι εικόνες και να επιλέξει το σύνολο των εικόνων μέσα από διάφορα φίλτρα κατάληξης όπως τα (*.bmp, *-cut.bmp, *-reg.bmp,

*ave.bmp). Τα διαφορετικά είδη κατάληξης έχουν χρησιμοποιηθεί από άλλα κομμάτια του συνόλου του λογισμικού και θα αναλυθούν παρακάτω. Στη συνέχεια φορτώνονται οι εικόνες και υπολογίζεται ο συνολικός αριθμός των εικόνων αυτών. Έτσι με τη χρήση ενός βρόγχου FOR γίνεται η επεξεργασία στο σύνολο των εικόνων. Μετά την επεξεργασία κάθε εικόνας η ενισχυμένη εικόνα απεικονίζεται στην οθόνη του υπολογιστή για χρονικό διάστημα ίσο με προεπιλεγμένη τιμή που ορίζεται στην αρχή του προγράμματος από το χρήστη. Τέλος παρέχεται και η δυνατότητα στο χρήστη να αποθηκεύσει τις εικόνες ενισχυμένες προκειμένου να χρησιμοποιηθούν σε παρουσιάσεις. Οι εικόνες που παρουσιάζονται στην διατριβή αυτή έχουν ενισχυθεί με τη χρήση του προγράμματος αυτού.



Εικόνα 4. 7: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος ενίσχυσης της αντίθεσης



Εικόνα 4. 8: Η φόρμα ταυτόχρονης επιλογής πολλών εικόνων

4.5.2 Κανονικοποίηση συνόλου εικόνων

Όπως έχουμε αναφέρει και στη σχεδίαση του συστήματος, προκειμένου να έχουμε επαναληψιμότητα στις μετρήσεις απαιτείται η βαθμονόμηση του συστήματος. Επίσης για να βελτιώσουμε τις ανομοιομορφίες φωτισμού που δημιουργούνται από το σύνολο των οπτικών έχει καταγραφεί ένα βασικό σύνολο εικόνων το οποίο προέρχεται από τον τεχνητό οφθαλμό, όπου στη θέση του αμφιβληστροειδούς υπάρχει ένα άσπρο υπόστρωμα MgO. Η βασική λειτουργία της εφαρμογής αυτής είναι να διαιρεί τις φασματικές εικόνες ενός συνόλου με τις αντίστοιχες του βασικού συνόλου.

Η εφαρμογή λοιπόν ξεκινά με την επιλογή από το χρήστη του φακέλου όπου περιέχονται οι εικόνες, η επιλογή αυτών όπως και η επιλογή του φακέλου όπου περιέχονται οι αντίστοιχες εικόνες του βασικού συνόλου. Στη συνέχεια το λογισμικό διαιρεί κάθε μια από τις φασματικές εικόνες με

την αντίστοιχη εικόνα του βασικού συνόλου με βάση τον εξής αλγόριθμο: $I'=(I*Bm)/B$, όπου το I' είναι η καινούρια τιμή της έντασης κάθε εικονοστοιχείου, I είναι η υπάρχουσα τιμή της έντασης του εικονοστοιχείου, B είναι η τιμή της έντασης του εικονοστοιχείου της βασικής εικόνας και Bm είναι η μέση τιμή έντασης όλων των εικονοστοιχείων της αντίστοιχης βασικής εικόνας. Στη συνέχεια το πρόγραμμα αποθηκεύει την κανονικοποιημένη εικόνα με το ίδιο όνομα και την κατάληξη `-ave.bmp`. Τέλος το πρόγραμμα κλείνει αφαιρώντας τις εικόνες από τη μνήμη.

4.5.3 Κεντράρισμα εικόνων με χρήση αλγορίθμων αναγνώρισης προτύπων

Στις περιπτώσεις όπου γίνεται λήψη συνόλου εικόνων από ένα βιολογικό ιστό και υπάρχει διάρκεια χρόνου ακόμα και ελάχιστη κατά τη λήψη τότε στις περισσότερες περιπτώσεις υπάρχει συνήθως μετακίνηση του πεδίου απεικόνισης. Σε περιπτώσεις απλής παρατήρησης του συνόλου των εικόνων για λόγους διάγνωσης οι μικρο-κινήσεις αυτές δεν έχουν μεγάλη σημασία μια και δεν επηρεάζουν σημαντικά τον εξεταστή. Στις περιπτώσεις όμως όπου έχουμε ανάγκη μετρήσεων σχετικών με το σύνολο των εικόνων τότε η αντιστοιχία των πεδίων των εικόνων πρέπει να είναι πολύ ακριβής. Για να επιτύχουμε την αντιστοιχία αυτή απαιτούνται διάφοροι αλγόριθμοι με τη χρήση των οποίων μπορούμε να κεντράρουμε τις εικόνες έτσι ώστε να απεικονίζουν το ίδιο ακριβώς πεδίο του υπό παρακολούθηση ιστού.

Οι αλγόριθμοι που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ποικίλουν ανάλογα με την ακρίβεια που απαιτείται από την εφαρμογή. Υπάρχουν αλγόριθμοι όπου χρησιμοποιείται ένα μοναδιαίο σημείο αναφοράς σε κάθε εικόνα του συνόλου το οποίο ορίζεται από το χρήστη. Με βάση το σημείο αυτό γίνεται παράλληλη μετατόπιση των εικόνων σε δύο διαστάσεις έτσι ώστε να αντιστοιχηθούν όλα τα σημεία αναφοράς στο ίδιο εικονοστοιχείο. Έτσι το αποτέλεσμα είναι να έχουμε πολύ καλή αντιστοίχιση του πεδίου όταν υπάρχει μόνο παράλληλη μετατόπιση. Στην περίπτωση όμως όπου έχουμε και περιστροφική μετακίνηση του ιστού τότε απαιτούνται δύο σημεία αναφοράς για τον υπολογισμό και της γωνίας περιστροφής από το κέντρο της εικόνας. Όλες οι παραπάνω διεργασίες απαιτούν όμως από το χρήστη τη συνεχή

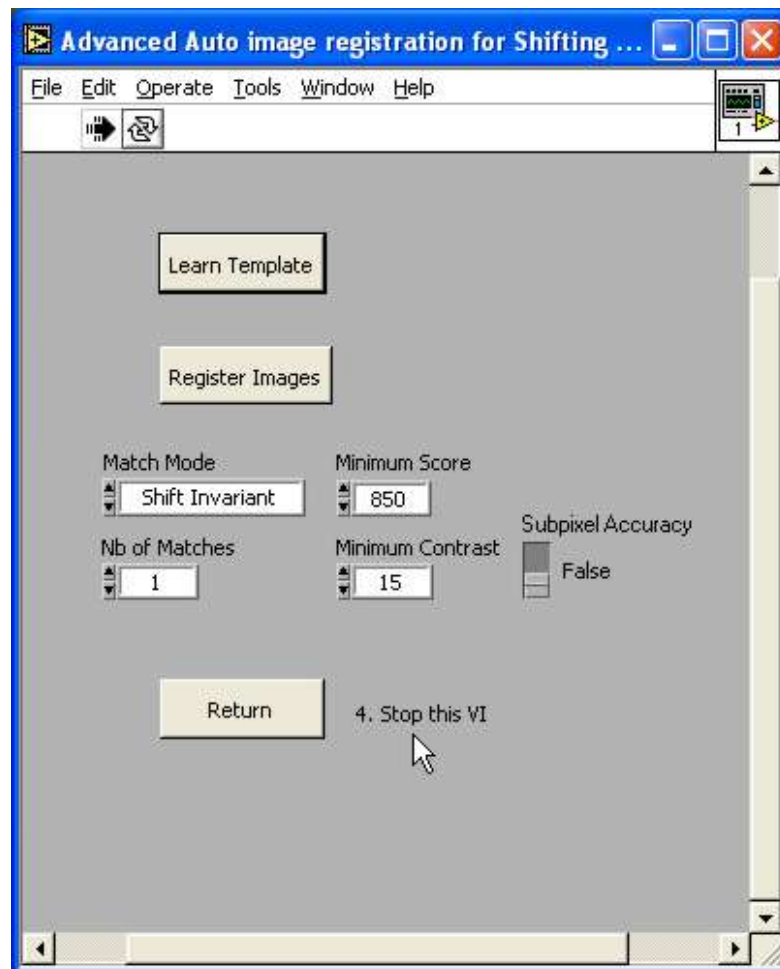
συμβολή του αφού πρέπει να ορίζει τα δύο σημεία αυτά σε κάθε μοναδιαία εικόνα. Έτσι αν το σύνολο των εικόνων είναι αρκετά μεγάλο είναι κουραστικό για το χρήστη ενώ υπάρχει μεγάλη πιθανότητα να κάνει λανθασμένη επιλογή των σημείων οπότε να υπάρχει μικρή ακρίβεια στο κεντράρισμα.

Για τους παραπάνω λόγους αναπτύχθηκε ένα λογισμικό το οποίο είναι αυτοματοποιημένο σε μεγάλο βαθμό και το οποίο μπορεί και διορθώνει τις μετακινήσεις του πεδίου των εικόνων σε 3 βαθμούς ελευθερίας (δύο μεταφορικούς και ένα περιστροφικό). Το λογισμικό αυτό έχει βασιστεί σε αλγόριθμους αναγνώρισης προτύπων το οποίο παρέχει ικανοποιητική ακρίβεια διόρθωσης για την εφαρμογή μας.

Το λογισμικό ξεκινάει με την δυνατότητα του χρήστη να επιλέξει το φάκελο στον οποίο βρίσκονται οι εικόνες και να επιλέξει το σύνολο των εικόνων μέσα από διάφορα φίλτρα κατάληξης όπως και στην προηγούμενη εφαρμογή (ενίσχυση της αντίθεσης) όπου υπολογίζεται επίσης και ο αριθμός του συνόλου των εικόνων που έχουν επιλεγεί. Στη συνέχεια το λογισμικό εμφανίζει στην οθόνη του υπολογιστή την πρώτη εικόνα του συνόλου αφού πρώτα την ενισχύσει. Μετά ο χρήστης επιλέγει κάποια παραλληλόγραμμη, χαρακτηριστική περιοχή της εικόνας η οποία και καταγράφεται στη μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή ως το πρότυπο προς ανίχνευση. Από το παραλληλόγραμμο αυτό υπολογίζεται το κεντρικό σημείο αυτού το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για την παράλληλη μετατόπιση των εικόνων. Έπειτα το λογισμικό ανιχνεύει από την επόμενη εικόνα το πρότυπο. Μετά το πέρας της ανίχνευσης το λογισμικό απεικονίζει στην εικόνα το περίγραμμα του τμήματος που ανιχνεύτηκε με έντονο κόκκινο χρώμα. Από τη θέση που βρίσκεται το λογισμικό υπολογίζει πάλι το κεντρικό σημείο του παραλληλογράμμου και μετακινείται η εικόνα στην καινούρια θέση. Κατά τη μετακίνηση όσα εικονοστοιχεία βρίσκονται εκτός των ορίων του πίνακα της εικόνας αφαιρούνται ενώ αντίστοιχα και οι κενές θέσεις στον πίνακα της εικόνας αντικαθίστώνται με άλλα με μηδενική τιμή έντασης. Μετά την μετακίνηση το λογισμικό αποθηκεύει την εικόνα στον ίδιο φάκελο με το ίδιο όνομα αλλάζοντας την κατάληξη με το χαρακτηριστικό `-reg.bmp`. Στην περίπτωση όπου το πρότυπο δεν μπορεί να ανιχνευτεί με μεγάλη ακρίβεια τότε το λογισμικό προχωράει στην επόμενη εικόνα χωρίς να κάνει καμία

αλλαγή. Στο τέλος κατά το κλείσιμο της εφαρμογής το λογισμικό αφαιρεί από τη μνήμη της εικόνες.

Επειδή η εφαρμογή μας χρησιμοποιούσε σύνολο φασματικών εικόνων τα χαρακτηριστικά πρότυπα αλλοιώνονταν όσο μεταβαλλόταν το μήκος κύματος. Οι μεταβολές αυτές όμως δεν ήταν ιδιαίτερα σημαντικές όταν συγκρίναμε δύο διαδοχικές εικόνες του συνόλου. Για το λόγο αυτό μετά από κάθε ανίχνευση του προτύπου σε μια εικόνα το πρότυπο που βρίσκεται στη μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή ανανεωνόταν με το καινούριο τμήμα της εικόνας που είχε ανιχνευτεί. Έτσι υπήρχε μια διαρκής ανανέωση του προτύπου σε όλο το σύνολο των εικόνων με μεγάλα ποσοστά επιτυχίας στο τελικό αποτέλεσμα >98%.



Εικόνα 4. 9: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος κεντραρίσματος των εικόνων



Εικόνα 4. 10: Παράδειγμα επιλογής του πρότυπου προς ανίχνευση

4.5.4 Κόψιμο εικόνων στην περιοχή ενδιαφέροντος

Μετά το κεντράρισμα του συνόλου των εικόνων υπάρχουν κάποια κομμάτια στις αντίστοιχες εικόνες όπου είναι μαύρα. Αυτά είναι κάποια κομμάτια όπου δεν περιέχουν πληροφορία οπότε είναι άχρηστα και επιβαρύνουν το μέγεθος των εικόνων. Επίσης η συνολική ανάλυση των εικόνων είναι αρκετά υψηλή και το πεδίο απεικόνισης του αμφιβληστροειδούς περιλαμβάνει το οπτικό νεύρο, την όχρα κηλίδα όπως και ένα αρκετά μεγάλο μέρος του αγγειακού συστήματος του αμφιβληστροειδούς. Στην περίπτωση της ανάλυσης αυτών των συνόλων είναι προτιμότερο να ελαττώσουμε το συνολικό αριθμό των εικονοστοιχείων προς επεξεργασία επομένως έτσι μειώνεται ο χρόνος που απαιτείται για την επεξεργασία της εικόνας από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Για τους λόγους αυτούς αναπτύχθηκε ένα εξειδικευμένο λογισμικό το οποίο στόχο έχει να περιορίζει το σύνολο όλων των εικόνων στην περιοχή ενδιαφέροντος του χρήστη.

Η εφαρμογή αυτή όπως και οι προηγούμενες αφού επεξεργάζεται ένα σύνολο εικόνων ταυτόχρονα, ξεκινά με την επιλογή του χρήστη για το φάκελο που περιέχει το σύνολο των εικόνων. Στη συνέχεια με την επιλογή

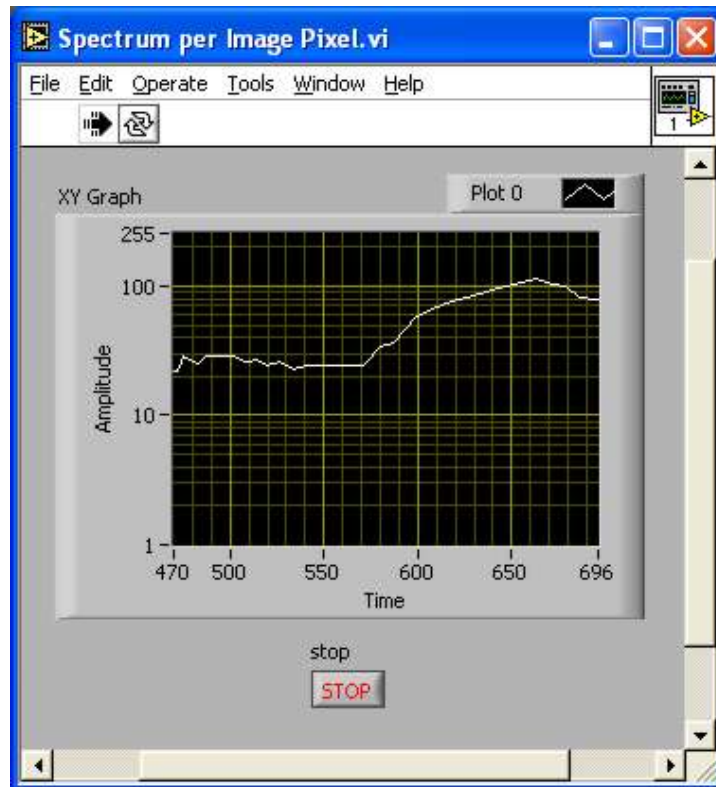
των ειδικών φίλτρων γίνεται επιλογή των εικόνων αυτών όπου και υπολογίζεται ο αριθμός τους. Κατόπιν ο χρήστης επιλέγει την περιοχή ενδιαφέροντος και αφού σιγουρευτεί το πρόγραμμα προχωράει κόβοντας το συγκεκριμένο κομμάτι εικόνας από όλο το σύνολο. Είναι προφανές ότι πρέπει οι εικόνες να έχουν πιο πριν κεντραριστεί μεταξύ τους ώστε το τελικό πεδίο απεικόνισης να είναι το ίδιο σε όλες τις εικόνες. Κατά τη διάρκεια κοπής το λογισμικό απεικονίζει στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή το αποτέλεσμα από κάθε εικόνα που επεξεργάζεται. Στη συνέχεια το λογισμικό αποθηκεύει τις κομμένες εικόνες στον ίδιο φάκελο εργασίας με το ίδιο όνομα αλλά με την κατάληξη –cut.bmp. Η εφαρμογή κλείνει μετά την αφαίρεση του συνόλου των εικόνων από την μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή.

4.5.5 Φάσμα από σημείο

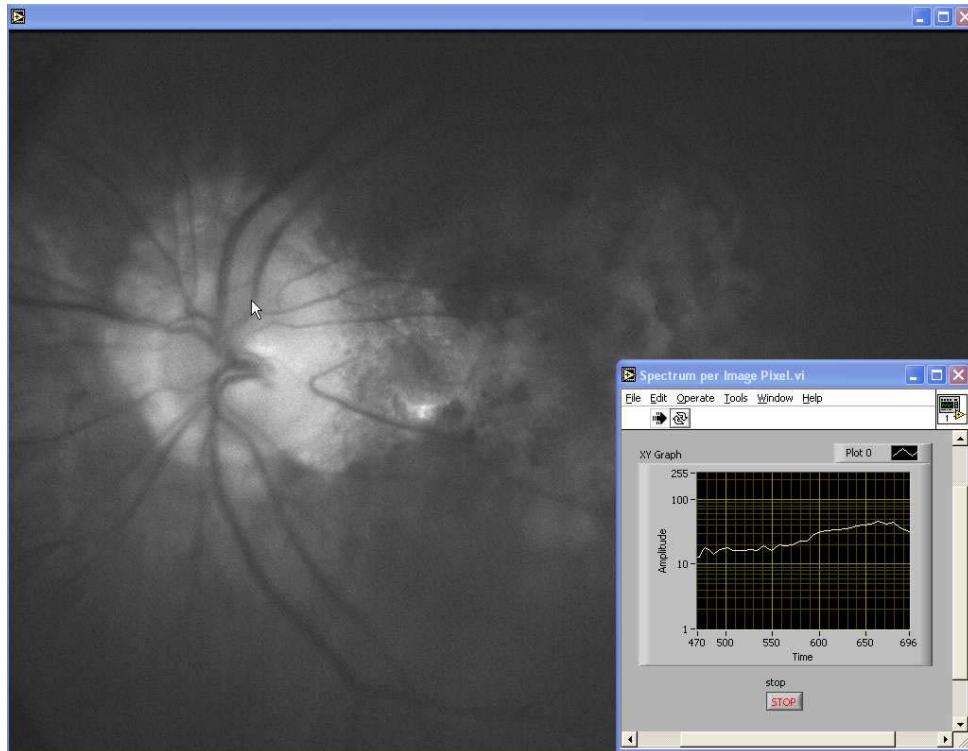
Όλη η επεξεργασία του συνόλου των εικόνων από τις παραπάνω εφαρμογές στόχο έχει τη σωστή εξαγωγή των φασμάτων απορρόφησης από κάθε ένα εικονοστοιχείο του συνόλου των εικόνων.

Η εφαρμογή ξεκινά με την επιλογή από το χρήστη του φακέλου και των εικόνων που περιέχονται σε αυτόν. Αφού το λογισμικό υπολογίσει τον συνολικό αριθμό των εικόνων απεικονίζει στην οθόνη του υπολογιστή μια ενισχυμένη στην αντίθεση φασματική εικόνα αναφοράς από την οποία ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να επιλέξει το σημείο αναφοράς. Το λογισμικό καταγράφει τις συντεταγμένες του σημείου στην εικόνα και έτσι μπορεί να ανιχνεύει συνεχώς τη θέση του εικονοστοιχείου από κάθε φασματική εικόνα του συνόλου. Με την επιλογή του σημείου το λογισμικό καταγράφει σε ένα πίνακα το σύνολο των εντάσεων του αντίστοιχου εικονοστοιχείου από κάθε μια φασματική εικόνα αντίστοιχα όπως και το αντίστοιχο μήκος κύματος. Έπειτα το λογισμικό απεικονίζει το γράφημα αυτό των εντάσεων σε σχέση με το μήκος κύματος όπου είναι και το ονομαζόμενο φάσμα ανάκλασης. Ο χρήστης έχει την επιλογή να καταγράψει αυτό το γράφημα σε μορφή απλού αρχείου .txt ώστε να είναι συμβατό με όλες τις εφαρμογές επεξεργασίας δεδομένων. Κατά το κλείσιμο της εφαρμογής το λογισμικό αφαιρεί όλες τις εικόνες από την μνήμη και μετά τερματίζει.

Σε μερικές περιπτώσεις όπου η ακρίβεια του κεντραρίσματος των εικόνων δεν είναι ικανοποιητική έχει αναπτυχθεί και μια άλλη έκδοση του ίδιου λογισμικού όπου η διαφορά του είναι στο ότι αντί να υπολογιστεί μόνο ένα σημείο αναφοράς, υπολογίζεται ο μέσος όρος του σημείου αυτού όπως και των 8 γειτόνων του. Έτσι μπορεί να αυξάνεται η περιοχή δειγματοληψίας αλλά εξασφαλίζεται μεγαλύτερη ακρίβεια κεντραρίσματος.



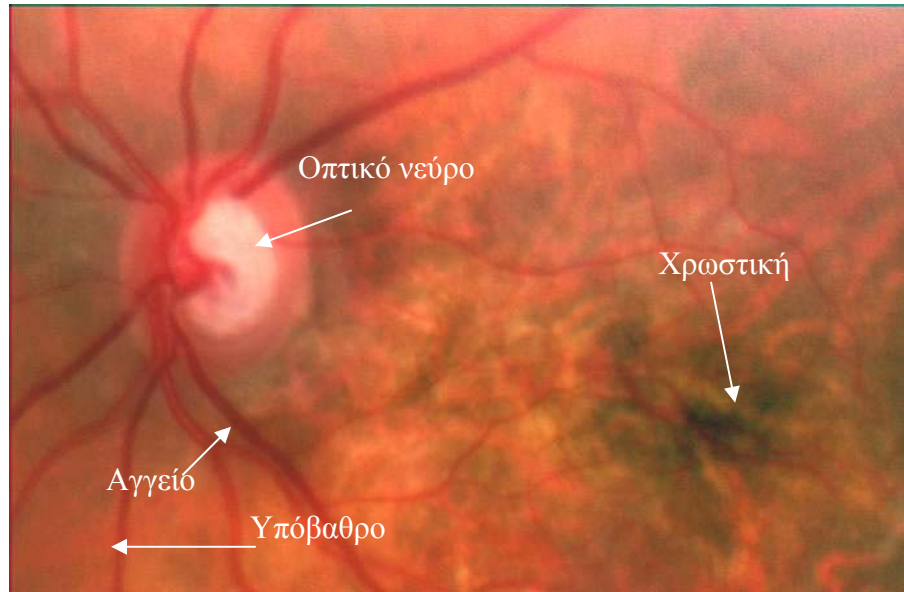
Εικόνα 4. 11: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος υπολογισμού των φασμάτων από σημείο



Εικόνα 4. 12: Παράδειγμα μέτρησης του φάσματος ανάκλασης από ένα αγγείο

4.6 Αποτελέσματα πειραματικών μετρήσεων

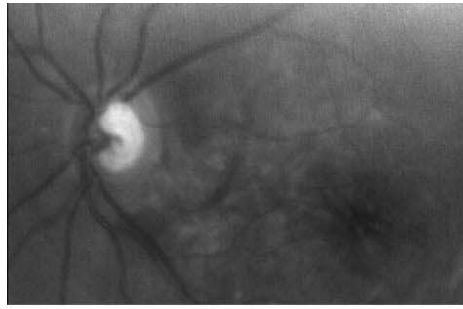
Με το σύστημα της υπερ-φασματικής απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού μετρήθηκαν και αξιολογήθηκαν ένα σύνολο από 13 φυσιολογικούς και 75 παθολογικούς οφθαλμούς. Η ηλικία των δειγμάτων που συμμετείχαν σε αυτή τη μελέτη ήταν από 34 έως 88 χρόνια (μέση τιμή, μέσος όρος). Αποτελούνταν από 36 άνδρες και 33 γυναίκες, καλύπτοντας όλες τις κατηγορίες φωτότυπου. Οι παθολογικές καταστάσεις που μελετήθηκαν περιλάμβαναν τη διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, την ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς όπως η υψηλή μυωπία. Μια έγχρωμη εικόνα ενός παθολογικού αμφιβληστροειδούς φαίνεται παρακάτω.



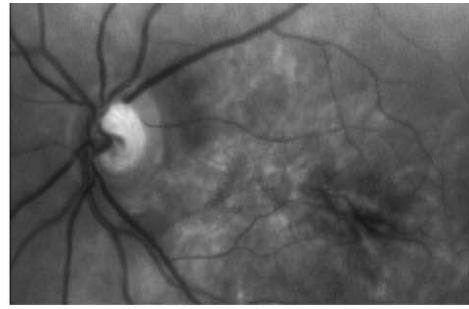
Εικόνα 4. 13: έγχρωμη απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς όπως και τα σημεία επιλογής των περιοχών ενδιαφέροντος για τον υπολογισμό των φασμάτων

4.6.1 Λαμβανόμενες φασματικές εικόνες

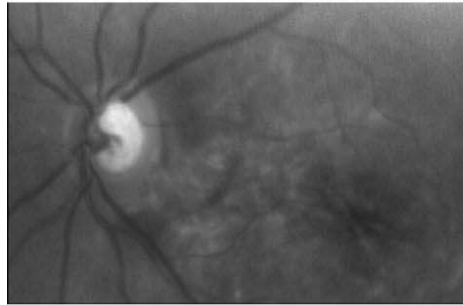
Από κάθε ένα βυθό καταγράφηκαν επιτυχώς 33 φασματικές εικόνες σε χρόνο 2.2 δευτερόλεπτα. Μερικές χαρακτηριστικές εικόνες φαίνονται παρακάτω.



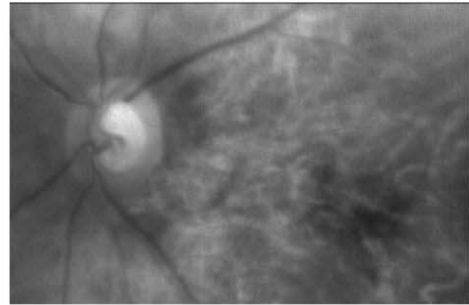
474nm



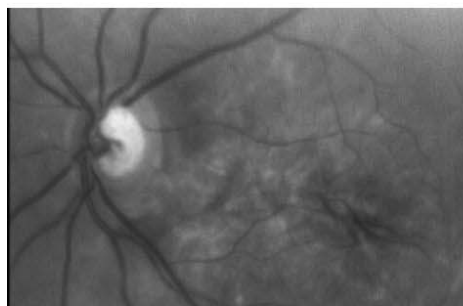
578nm



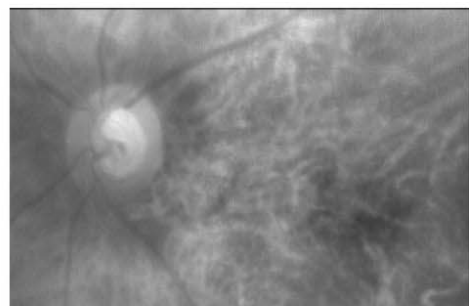
493nm



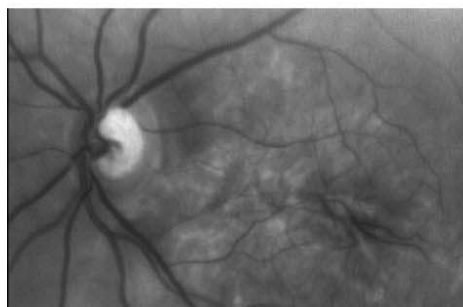
605nm



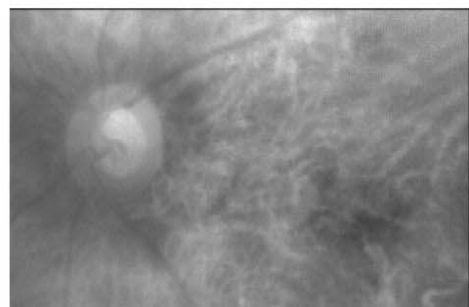
519nm



645nm



548nm



678nm

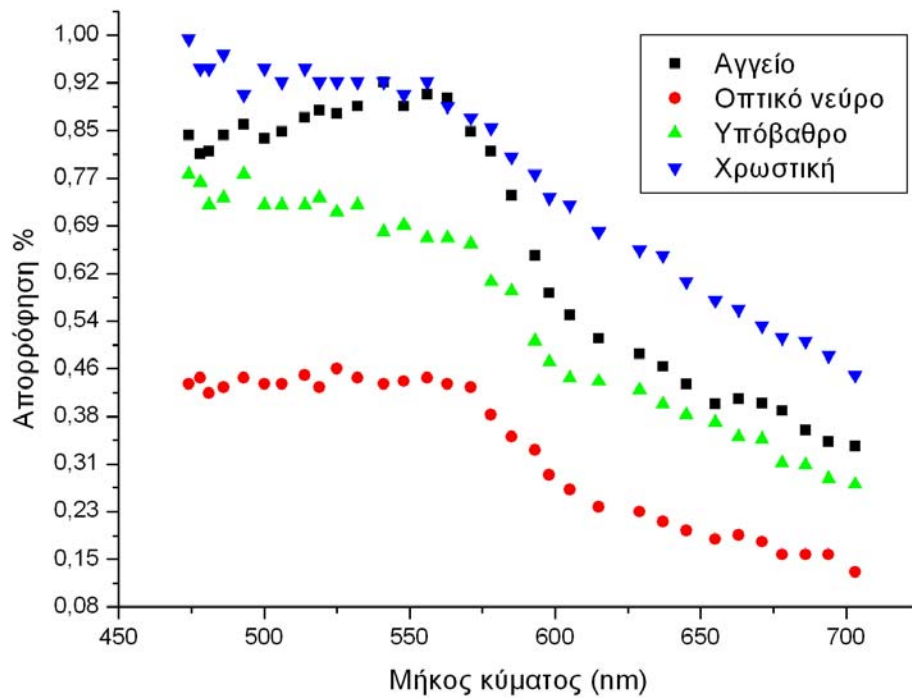
Εικόνα 4. 14: Χαρακτηριστικές φασματικές εικόνες του αμφιβληστροειδούς σε διαφορετικά μήκη κύματος

Η συνολική ακτινοβολούμενη ενέργεια σε κάθε βυθό υπολογίστηκε και ήταν από 108μW έως 176μW, ανάλογα με το μήκος κύματος. Ο

συνδυασμός αυτός της χαμηλής ενέργειας ακτινοβολίας και του χαμηλού συνολικού χρόνου μέτρησης συντέλεσε στην ελαχιστοποίηση του χρόνου εξέτασης του ασθενούς (έχοντας σαν αποτέλεσμα την μείωση της ταλαιπωρίας των ασθενών) όπως και στην ελαχιστοποίηση των κινήσεων του οφθαλμού συντελώντας ώστε η διαδικασία να είναι εξαιρετικά φιλική προς τους ασθενείς. Οι φασματικές εικόνες που καταγράφηκαν ήταν στην περιοχή των 470nm-700nm. Το μέγιστο μήκος κύματος απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού περιορίστηκε από τους καθρέπτες και τα οπτικά της κάμερας βυθού τα οποία δεν ήταν δυνατόν να αντικατασταθούν όπως και από τη συνολική ευαισθησία του συστήματος. Μετά το πέρας της σάρωσης οι αποθηκευμένες εικόνες επεξεργάστηκαν προκειμένου να γίνουν οι απαραίτητες διορθώσεις και να υπολογιστεί το φάσμα ανάκλασης 33 φασματικών σημείων για κάθε ένα εικονοστοιχείο.

4.6.2 Λαμβανόμενα φάσματα απορρόφησης

Τα φάσματα ανάκλασης στη συνέχεια μετατράπηκαν σε φάσματα απορρόφησης τα οποία και φαίνονται παρακάτω. Όλα τα φάσματα απεικονίζονται σε % ποσοστιαία απορρόφηση σε σχέση με το μήκος κύματος.



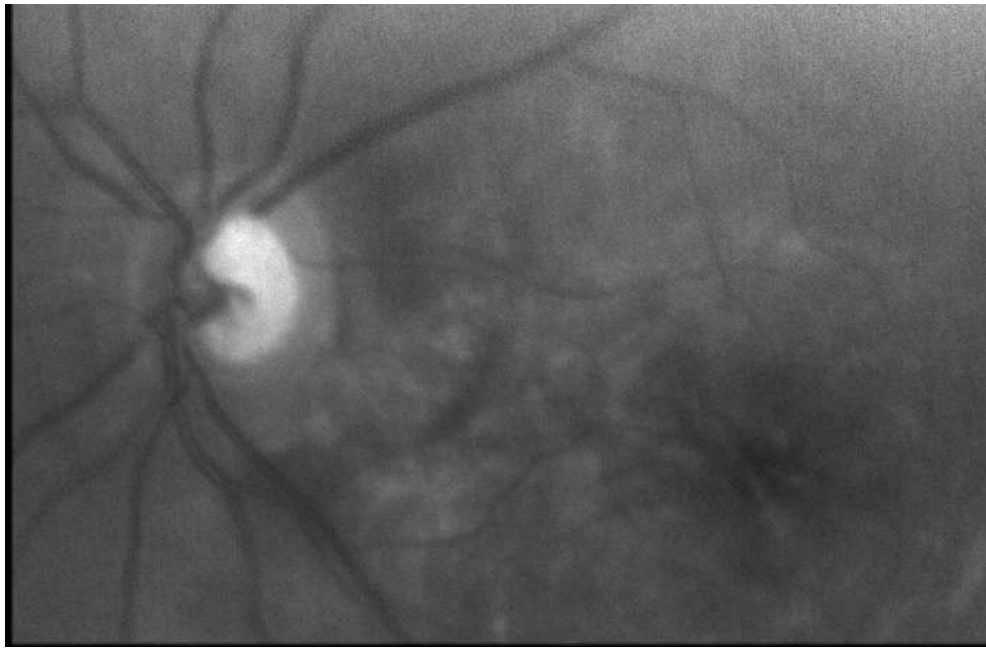
Εικόνα 4. 15: Χαρακτηριστικά φάσματα απορρόφησης από επιλεγμένες περιοχές του αμφιβληστροειδούς

Απεικόνιση των χαρακτηριστικών του βυθού σχετικά με το μήκος κύματος

Η απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού ξεκινά από τα 470nm, στην περιοχή του μπλε χρώματος. Όπως μετακινούμαστε σταδιακά σε υψηλότερα μήκη κύματος υπάρχει μια αύξηση στη διείσδυση της ακτινοβολίας σε βαθύτερα στρώματα του βυθού του οφθαλμού τα οποία γίνονται περισσότερο διακριτά στα μεγάλα μήκη κύματος. Γίνεται αντιληπτό το γεγονός ότι τα μικρά μήκη κύματος απεικόνισης (μπλε, πράσινο) είναι κλινικά χρήσιμα για την απεικόνιση δομών που βρίσκονται στα επιφανειακά στρώματα του βυθού του οφθαλμού ενώ τα μεγαλύτερα μήκη κύματος είναι πιο χρήσιμα για να απεικονίζουν βαθύτερες δομές.

Τα χαμηλά μήκη κύματος ακτινοβολίας (450nm-500nm) σκεδάζονται μερικώς στα οπτικά μέσα του οφθαλμού. Αυτό το φαινόμενο σχετίζεται με τη μειωμένη ορατότητα του βυθού του οφθαλμού, ειδικά σε άτομα μεγάλης ηλικίας με θολά οπτικά μέσα, περιορίζοντας την κλινική σημασία της

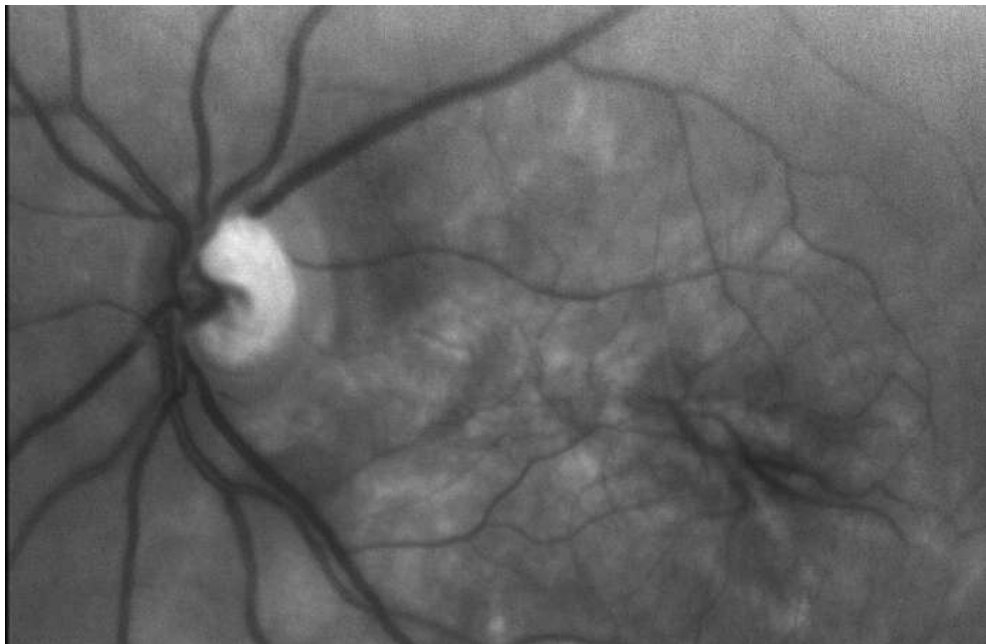
απεικόνισης του σε μήκη κύματος χαμηλότερα από 450nm έως και τα 470nm. Σε άτομα όμως με θολά οπτικά μέσα η απεικόνιση των επιφανειακών φυσιολογικών ή παθολογικών δομών έγινε σε μερικώς υψηλότερα μήκη κύματος. Σε φυσιολογικά άτομα με καθαρά οπτικά μέσα τα μπλε μήκη κύματος απεικόνιζαν ικανοποιητικά επιφανειακά χαρακτηριστικά όπως οι αντανακλάσεις της έσω αφοριστικής μεμβράνης και οι γραμμώσεις της στοιβάδας των νευρικών ινών. Η ωχρά κηλίδα απεικονίζεται βέλτιστα στα μήκη κύματος από 470nm έως 500nm, ως μια μαύρη μικρή περιοχή. Στα μπλε μήκη κύματος απεικονίζονται βέλτιστα επίσης επιφανειακές αλλοιώσεις όπως πτυχές του αμφιβληστροειδούς και κύστεις, και καταστάσεις ατροφίας της στοιβάδας νευρικών ινών αλλά και επιφανειακές παθολογικές δομές όπως μεμβράνες πάνω στον αμφιβληστροειδή.



Εικόνα 4. 16: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 450nm

Καθώς κινούμαστε σε υψηλότερα μήκη κύματος από τα 500nm στα 600nm (μέσα μήκη κύματος, πράσινο και κίτρινο φως) η διαπερατότητα των οπτικών μέσων του οφθαλμού αυξάνεται. Τα μέσα μήκη κύματος αυτά επέτρεψαν τη βέλτιστη απεικόνιση δομών που βρίσκονται μέσα στα επίπεδα του αμφιβληστροειδούς και του μελάγχρου επιθηλίου. Παθολογικές καταστάσεις όπως οίδημα στον αμφιβληστροειδή και αποκολλήσεις του

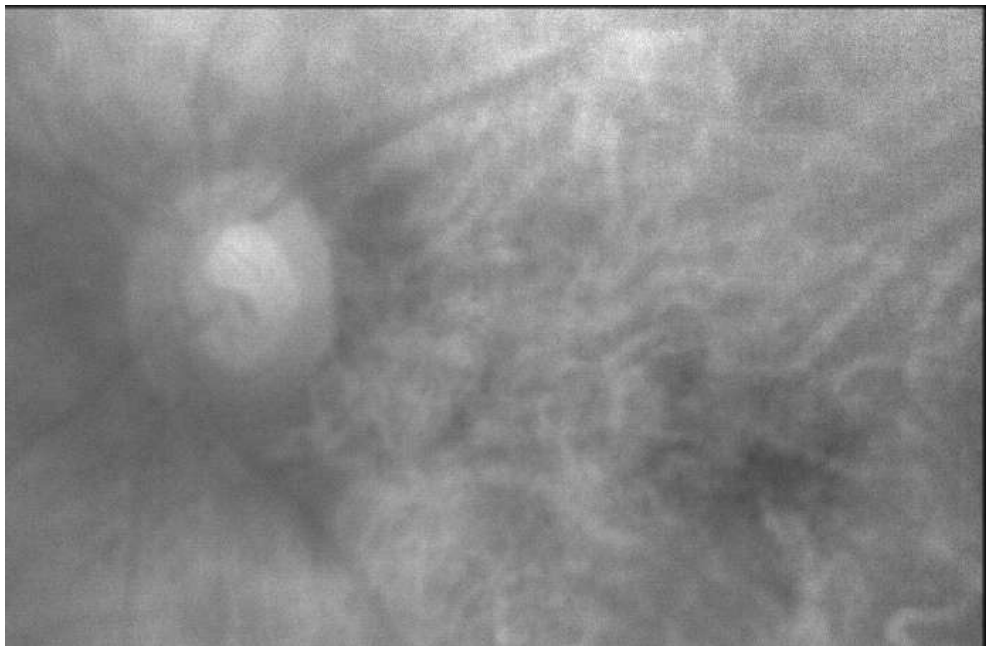
νευροαισθητήριου αμφιβληστροειδούς απεικονίζονται βέλτιστα στα μεσαία μήκη κύματος καθώς επίσης και ανακλαστικές δομές όπως τα αμφιβληστροειδικά λιπίδια (σκληρά εξειδρώματα) και τα drusen. Επιπλέον, τα αγγεία του αμφιβληστροειδούς όπως και όλη η παθολογία του ιστού που σχετίζεται με την αιμοσφαιρίνη απεικονίζεται βέλτιστα στην περιοχή αυτή των 560nm έως και τα 575nm. Τα φυσιολογικά αγγεία του αμφιβληστροειδούς όπως και αλλοιώσεις της αγγειακής δομής του αμφιβληστροειδούς, νεοαγγείωση του αμφιβληστροειδούς (retinal neovascularization) και ενδοαμφιβληστροειδικές αιμορραγίες (intraretinal hemorrhages), απεικονίζονται βέλτιστα με πράσινο ή πρασινο-κίτρινο φως. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα μήκη κύματος απεικόνισης αυτά να είναι εξαιρετικά χρήσιμα για την διάγνωση παθήσεων όπως η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια και άλλες παθήσεις των αγγείων του αμφιβληστροειδούς.



Εικόνα 4. 17: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 550nm

Στα υψηλότερα μήκη κύματος (600nm έως 700nm, κόκκινο φως) η αγγειακή δομή του χοριοειδούς γίνεται βέλτιστα διακριτή. Το ακριβές μήκος κύματος όπου αρχίζουν να φαίνονται τα χοριοειδικά αγγεία όπως και εκεί όπου απεικονίζονται βέλτιστα διαφέρει ανάλογα με την πυκνότητα και την

κατανομή της μελανίνης στο χοριοειδή. Σε γεροντικούς βυθούς τα χοριοειδικά αγγεία απεικονίζονταν βέλτιστα γύρω στα 650nm. Τα μεγαλύτερα αυτά μήκη κύματος διαπιστώθηκε όπως είναι κλινικά σημαντικά για την διάγνωση των παθήσεων του χοριοειδούς, όπως χοριοειδική νεοαγγείωση και πτυχές του χοριοειδούς. Κακοήθειες σχετιζόμενες με χρωμοφόρες, όπως σπίλοι και μελανώματα παρουσίαζαν βέλτιστη απεικόνιση στο κόκκινο φως.



Εικόνα 4. 18: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 650nm

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

5.1 Εισαγωγή

Η κλινική χρήση των δύο συστημάτων που αναπτύχθηκαν στη διάρκεια της διδακτορικής αυτής διατριβής παρείχε σημαντικά αποτελέσματα για τις φυσιολογικές και παθολογικές δομές του βυθού του οφθαλμού αλλά και για τον τρόπο που πρέπει αυτά να μελετώνται. Στο κεφάλαιο αυτό θα συζητηθούν τα αποτελέσματα κάθε συστήματος χωριστά όπως και θα γίνει μια αξιολόγηση των ευρημάτων. Επίσης θα παρουσιαστούν κάποια αρχικά αποτελέσματα από την ανάπτυξη εξειδικευμένων αλγορίθμων που στόχο έχουν την απομόνωση των φασματικών χαρακτηριστικών των δομών του βυθού του οφθαλμού.

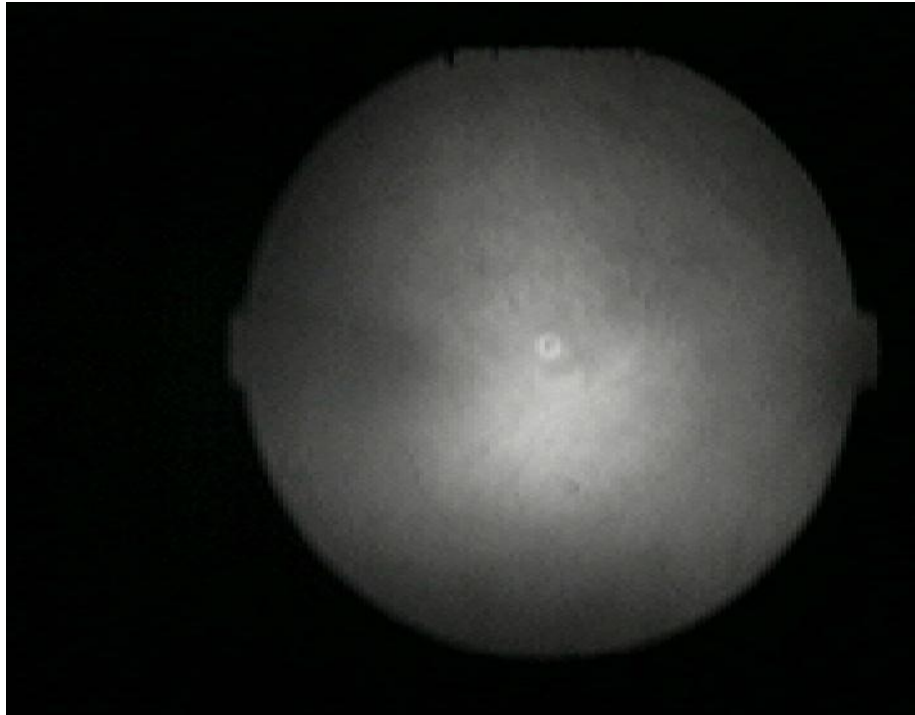
5.2 Αποτελέσματα μετρήσεων πολυ-φασματικής απεικόνισης

Το σύστημα της πολυ-φασματικής απεικόνισης μπόρεσε και κατέγραψε με μεγάλη ανάλυση εικόνες στην ορατή περιοχή του φάσματος όπως και στο εγγύς υπέρυθρο.

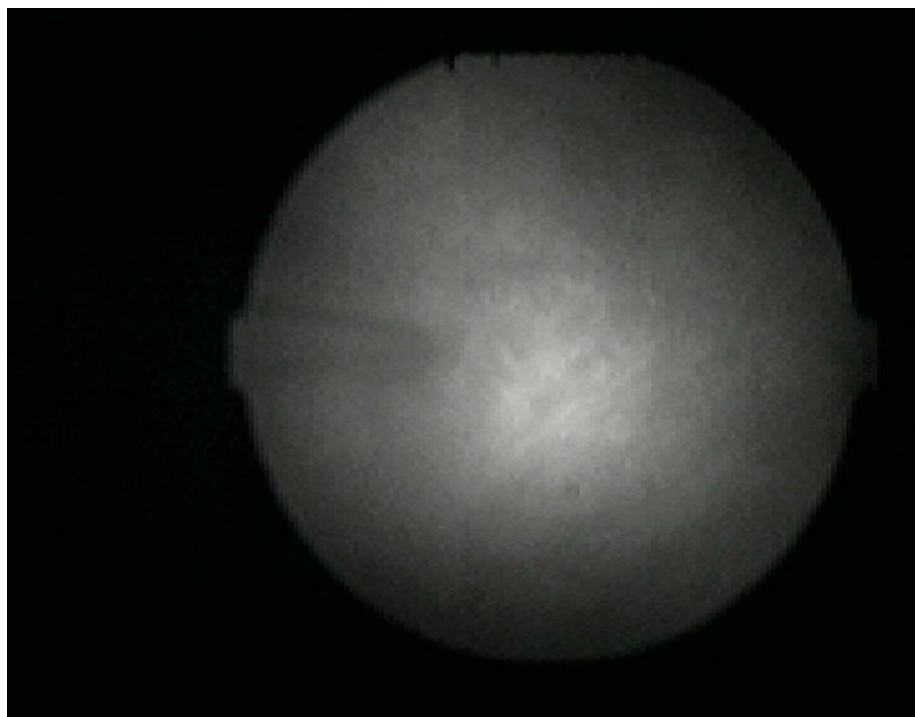
Τα αποτελέσματα στην ορατή περιοχή του φάσματος ήταν ικανοποιητικά και εξαιτίας της διαδικασίας βαθμονόμησης έγινε δυνατή η μέτρηση των χρωματικών παραμέτρων της εικόνας. Στη συνέχεια από τις τιμές των χρωματικών παραμέτρων αυτών αλλά και τη χρήση τεχνικών

μηχανικής όρασης χαρτογραφήθηκαν παθολογικά χαρακτηριστικά όπως τα σκληρά εξιδρώματα του αμφιβληστροειδούς τα οποία έχουν συγκεκριμένα χρωματικά χαρακτηριστικά. Η χαρτογράφηση είχε μια επιτυχία 94% στην ανίχνευση των παθήσεων. Το υπολειπόμενο ποσοστό ανήκει σε περιοχές όπου δεν παρουσίαζαν την πάθηση αλλά ανιχνευόντουσαν από τον αλγόριθμο. Αυτό αποδίδεται στην ύπαρξη περιοχών που εμφανίζουν μεγάλη ανακλαστικότητα και που εντοπίζονται κοντά στο οπτικό νεύρο όπως επίσης και στην ύπαρξη μικρών παθογόνων περιοχών που δεν μπορούσαν να ανιχνευτούν από τον αλγόριθμο.

Στην υπέρυθη περιοχή του φάσματος τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν ήταν χαμηλής ευκρίνειας λόγω της υψηλής ανακλαστικότητας του υπέρυθρου φωτός (700nm – 1000nm) από τα βαθύτερα στρώματα. Για την επίλυση του προβλήματος αυτού χρησιμοποιήθηκαν γραμμικοί πολωτές στην φασματική περιοχή αυτή. Όπως φαίνεται από τις φασματικές εικόνες υπάρχει βελτίωση της ποιότητας της απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού και στην παράλληλη (Εικόνα 5. 1) και στην κάθετη πόλωση (Εικόνα 5. 2) αλλά όχι τόσο σημαντική. Το συγκεκριμένο δείγμα είναι ένας φυσιολογικός οφθαλμός. Όπως φαίνεται στο βυθό με την κάθετη πόλωση αναδεικνύεται κάποιο χαρακτηριστικό στην κεντρική αριστερή περιοχή του βυθού του οφθαλμού το οποίο δεν έχει ακόμα αναγνωριστεί.



Εικόνα 5. 1: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με παράλληλη πόλωση



Εικόνα 5. 2: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με κάθετη πόλωση

Η μελέτη σε παθολογικούς οφθαλμούς δεν συνεχίστηκε. Αποτελεί όμως ένα πεδίο ενδιαφέροντος για μελλοντικές μελέτες.

5.3 Αποτελέσματα μετρήσεων υπερ-φασματικής απεικόνισης

Όπως αναφέρουμε και στην εισαγωγή, η μελέτη του βυθού του οφθαλμού με φως διαφορετικό από το λευκό έχει μελετηθεί από το 1911. Οι μελέτες αυτές έγιναν με στόχο να βρεθούν οι καλύτερες φασματικές περιοχές απεικόνισης όπου τα χαρακτηριστικά του βυθού του οφθαλμού παρουσίαζαν μέγιστη αντίθεση. Παρόλο που αυτές οι τεχνικές μπόρεσαν και βρήκαν τις καλύτερες φασματικές περιοχές απεικόνισης αδυνατούσαν στη μέτρηση των φασματικών χαρακτηριστικών των δομών του βυθού του οφθαλμού.

Τα φάσματα που καταγράφονται από κάθε σημείο της εικόνας του βυθού του οφθαλμού περιέχουν φασματική πληροφορία από όλα τα ανατομικά χαρακτηριστικά που αναφέρονται στο συγκεκριμένο σημείο. Επειδή ο βυθός του οφθαλμού αποτελείται από διάφορα επίπεδα διαφόρων συστατικών, τα φάσματα που παράγονται είναι καμπύλες συνέλιξης που περιέχουν φασματικά χαρακτηριστικά υπερθετημένα μεταξύ τους. Ως παράδειγμα οι φασματικές καμπύλες που καταγράφονται από ένα αρτηριακό ή φλεβικό αγγείο περιέχουν τα φασματικά χαρακτηριστικά της αιμοσφαιρίνης (οξυγονωμένης ή μη) και παρουσιάζουν υψηλή απορρόφηση στη φασματική περιοχή των 530nm έως 570nm. Τα φάσματα που καταγράφονται από την περιοχή της ωχράς κηλίδας περιέχουν την καμπύλη απορρόφησης της ξανθοφύλλης, μιας κίτρινης χρωστικής που είναι ορατή μόνο στην περιοχή της ωχράς και παρουσιάζουν μέγιστο απορρόφησης στην περιοχή των 450nm. Αυτές οι φασματικές καμπύλες περιέχουν υπερθετημένες στα φάσματα απορρόφησης της αιμοσφαιρίνης και της ξανθοφύλλης τα φασματικά χαρακτηριστικά απορρόφησης της μελανίνης, μιας χρωστικής που βρίσκεται σε όλο το βυθό του οφθαλμού μέσα στο μελάγχρουν επιθήλιο και το χοριοειδή. Τα φασματικά χαρακτηριστικά αυτά της μελανίνης κυριαρχούν στα φασματικά χαρακτηριστικά όλων των δομών του αμφιβληστροειδούς, έχοντας ως αποτέλεσμα την ελάττωση των φασματικών διαφορών τους.

Με τη χρήση του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης έγινε δυνατή η βέλτιστη απεικόνιση των χαρακτηριστικών δομών του βυθού του οφθαλμού σε διάφορα μήκη κύματος, επιτυγχάνοντας μέγιστη αντίθεση μεταξύ των χαρακτηριστικών ενδιαφέροντος και των υπολοίπων δομών.

Η εικόνα του βυθού του οφθαλμού, που παράγεται με διάφορα μήκη κύματος ακτινοβολίας, καθορίζεται από τα φασματικά χαρακτηριστικά απορρόφησης και σκέδασης του φωτός από τη μελανίνη, την αιμοσφαιρίνη (οξυγονωμένης και μη) και την ξανθοφύλλη. Η φασματική περιοχή όπου τα χαρακτηριστικά του βυθού του οφθαλμού έχουν βέλτιστη απεικόνιση εξαρτάται από τα οπτικά χαρακτηριστικά της δομής ενδιαφέροντος όπως και όλων των δομών που βρίσκονται πριν και μετά από αυτήν.

Ανακλαστικές δομές που βρίσκονται στα επιφανειακά στρώματα του αμφιβληστροειδούς μπορούν και απεικονίζονται βέλτιστα στα μικρά μήκη κύματος όπως είναι τα (μπλε, μπλε-πράσινα) ειδικά όταν τα οπτικά μέσα είναι καθαρά. Αυτό οφείλεται στη σκέδαση του φωτός από τις δομές αυτές και στην υψηλή απορρόφηση του μπλε φωτός από τα βαθύτερα στρώματα (όπως το μελάγχρουν επιθήλιο και τα αγγεία του χοριοειδούς), επιτυγχάνοντας βέλτιστη απεικόνιση. Ακόμα η ωχρά κηλίδα απεικονίζεται βέλτιστα στο μπλε φως λόγω της υψηλής απορρόφησης της ξανθοφύλλης στη φασματική περιοχή των 440nm έως τα 470nm.

Φυσιολογικές και παθολογικές δομές που εντοπίζονται μέσα στα επίπεδα του αμφιβληστροειδούς και μέχρι το επίπεδο του μελάγχρουν επιθηλίου απεικονίζονται βέλτιστα στα μεσαία μήκη κύματος από τα 500nm έως τα 600nm, λόγω του συνδυασμού της μειωμένης σκέδασης στα επιφανειακά στρώματα και της ομοιόμορφης ανάκλασης του υποβάθρου από το μελάγχρουν επιθήλιο. Επιπλέον εξαιτίας της υψηλής απορρόφησης της αιμοσφαιρίνης στα 530nm έως και τα 570nm, τα αγγεία του αμφιβληστροειδούς όπως και όλη η φυσιολογία σχετική με την αιμοσφαιρίνη απεικονίζεται βέλτιστα με το πράσινο φως.

Το αγγειακό δίκτυο του χοριοειδούς όπως και η παθολογία του (νεοαγγειακές μεμβράνες) απεικονίζεται πολύ καλά στην φασματική περιοχή των 600nm-700nm. Αυτό συμβαίνει γιατί το κόκκινο φως ανακλάται από τον χοριοειδή και το σκληρό χιτώνα, ειδικότερα όσο το μήκος κύματος αυξάνεται, όπως ελαττώνεται και η απορρόφηση του φωτός από την αιμοσφαιρίνη σε

σχέση με αυτή της μελανίνης μέσα στο χοριοειδή. Χρωμοφόροι όγκοι του χοριοειδούς όπως οι σπίλοι του χοριοειδούς απεικονίζονται βέλτιστα με το κόκκινο φως η μελανίνη του χοριοειδούς είναι ο βασικός παράγοντας απορρόφησης σε αυτά τα μήκη κύματος.

Με το σύστημα της υπερ-φασματικής απεικόνισης οι φασματικές εικόνες υψηλής ανάλυσης του βυθού του οφθαλμού παράγονται με βήμα ακτινοβολίας 7nm, επιτρέποντας έτσι την απεικόνιση διαφόρων φυσιολογικών και παθολογικών δομών με μεγάλη ευκρίνεια και λεπτομέρεια. Επιπλέον η διαφοροποίηση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών γίνεται δυνατή με τη σύγκριση φασματικών εικόνων σε διάφορα μήκη κύματος. Επίσης λόγω της διαφορετικής διείσδυσης του φωτός των διαφορετικών μηκών κύματος μέσα στα επίπεδα του βυθού του οφθαλμού, έγινε δυνατή η απεικόνιση του βάθους των διαφόρων δομών του βυθού του οφθαλμού. Όλα τα παραπάνω πλεονεκτήματα του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης εξακριβώνονται και από προηγούμενες μελέτες της μονοχρωματικής φωτογράφισης του βυθού του οφθαλμού. Οι φασματικές περιοχές απεικόνισης στις οποίες βρέθηκαν ότι συγκεκριμένες δομές είχαν βέλτιστη απεικόνιση ταιριάζουν με αυτές τις οποίες περιγράφουν προηγούμενες μελέτες. Η απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού με το νέο αυτό σύστημα έχει τα σημαντικά πλεονεκτήματα της μεγάλης διαφοροποίησης των δομών του βυθού του οφθαλμού όπως απεικονίζονται σε μικρότερα φασματικά διαστήματα, και σε στενότερες φασματικές περιοχές. Αυτά τα χαρακτηριστικά μπορεί να έχουν μεγάλη κλινική σημασία για τη διάγνωση των παθήσεων του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς αλλά και μεγάλη ερευνητική σημασία για τη δυνατότητα της φασματικής μελέτης των παθήσεων αυτών. Επίσης η ταχύτητα και η ευκολία λήψης των μετρήσεων αυτών έχει σημαντικά πλεονεκτήματα για την κλινική χρήση. Επιπλέον κλινικές μελέτες θα βοηθήσουν να αξιολογηθεί η κλινική αλλά και η ερευνητική σημασία του νέου αυτού συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης.

Τα αποτελέσματα αυτά φαίνονται να είναι εξαιρετικά εντυπωσιακά και πρέπει να μελετηθούν και να αξιολογηθούν τόσο σε ερευνητική όπως και σε κλινική χρήση. Αποτελούν το ξεκίνημα μιας καινούριας πολύχρονης

μελέτης η οποία θα μπορούσε να αποτελέσει μια δεύτερη διδακτορική διατριβή ή αντικείμενο μεταδιδακτορικής έρευνας.

5.4 Τεχνική αξιολόγηση πρότυπου συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού

Το μεγαλύτερο μέρος της εργασίας αυτής εστιάστηκε στην ανάπτυξη του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης και την κλινική χρήση του σε ένα μεγάλο σύνολο ασθενών. Ο σχεδιασμός του συστήματος της υπερ-φασματικής απεικόνισης βασίστηκε σε υπάρχοντα εξοπλισμό των εργαστηρίων όπως είναι η κάμερα βυθού και η πηγή φωτισμού αλλά και σε ανάπτυξη καινούριων υποσυστημάτων όπως αυτό της μονοχρωματικής ακτινοβολίας και αυτό της απεικόνισης. Το τελικό σύστημα υπερ-φασματικής απεικόνισης του βυθού του οφθαλμού ικανοποίησε τις ανάγκες της μελέτης για την οποία σχεδιάστηκε. Δηλαδή με τη χρήση του έγινε δυνατή η καταγραφή ενός μεγάλου αριθμού μονοχρωματικών εικόνων στην περιοχή του ορατού φάσματος. Με τη χρήση του συστήματος αυτού όμως δεν έγινε δυνατή η μελέτη του βυθού του οφθαλμού στην περιοχή του κοντινού υπέρυθρου μια και η κάμερα βυθού που χρησιμοποιήθηκε δεν λειτουργούσε σε αυτήν την φασματική περιοχή. Η ύπαρξη αντιανακλαστικών επιστρώσεων στον οπτικό δρόμο όπως και η χρήση θερμικών φίλτρων σε αυτόν περιόρισε την απεικόνιση στην φασματική περιοχή του ορατού. Από την μελέτη των αποτελεσμάτων των μετρήσεων διαπιστώθηκε ότι για την καλύτερη αξιολόγηση των δομικών συστατικών του βυθού θα πρέπει η μελέτη να επεκταθεί και στην φασματική περιοχή του κοντινού υπέρυθρου.

Οι επιμέρους μονοχρωματικές εικόνες που καταγράφηκαν σε κάθε μια μέτρηση επεξεργάστηκαν με τη χρήση των αλγορίθμων κανονικοποίησης, «κεντραρίσματος» και μέτρησης φάσματος από σημείο. Διαπιστώθηκε ότι τα λαμβανόμενα φάσματα είναι σε συμφωνία με αυτά που βρίσκονται στη βιβλιογραφία. Ανάλογα με τις απαιτήσεις των μετρήσεων η φασματική ανάλυση του συστήματος μπορεί να διαφέρει αλλά δεν μπορεί να ξεπεράσει τα 7nm μια και το μικρότερο φασματικό εύρος των μονοχρωματικών εικόνων είναι τα 15nm. Έτσι σε περίπτωση που απαιτούνται μετρήσεις φασμάτων

όπως αυτή του φάσματος της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης, που περιέχει φασματικά χαρακτηριστικά μέσα σε ένα εύρος 10nm, η φασματική ανάλυση του συστήματος δεν είναι επαρκείς για να τα καταγράψει. Για την βελτίωση του συστήματος θα πρέπει να αναπτυχθούν ειδικά συστήματα μονοχρωματικής ακτινοβολήσης τα οποία θα προσφέρουν την απαιτούμενη ανάλυση όπως είναι τα συστήματα με πλακίδια περίθλασης ή ακόμα και αυτά που βασίζονται σε πρίσματα.

Η ανάλυση του απεικονιστικού συστήματος που χρησιμοποιήθηκε ήταν από τις μεγαλύτερες που υπάρχουν διαθέσιμες αυτή τη στιγμή για συστήματα με συνεχή παροχή εικόνων με ρυθμό μεγαλύτερο από 15 εικόνες το δευτερόλεπτο. Αυτό περιόρισε την ταχύτητα καταγραφής του συνόλου των μονοχρωματικών εικόνων και έτσι ο συνολικός χρόνος καταγραφής για την καταγραφή των 33 μονοχρωματικών εικόνων ήταν 2.2 δευτερόλεπτα. Για την μεταφορά των δεδομένων στον ηλεκτρονικό υπολογιστή χρησιμοποιήθηκε το πρωτόκολλο IEEE 1394 ή αλλιώς αποκαλούμενο Firewire με το οποίο μπορούν να μεταφερθούν μέχρι και 400Mbit δεδομένων κάθε δευτερόλεπτο. Ο ρυθμός αυτός είναι αρκετός για να μεταφέρει μέχρι και 50 εικόνες ανάλυσης 1 εκατομμυρίου εικονοστοιχείων και βάθους χρώματος 8bit κάθε δευτερόλεπτο οπότε δεν υπήρχε καμία καθυστέρηση από αυτό. Έτσι η χρήση απεικονιστικών συστημάτων με μεγαλύτερους ρυθμούς καταγραφής εικόνων από αυτόν θα βελτιώσει το συνολικό χρόνο καταγραφής ελαττώνοντας τις μικροκινήσεις του οφθαλμού και θα επιτρέψει και την καταγραφή μεγαλύτερου αριθμού μονοχρωματικών εικόνων επιτρέποντας την καλύτερη φασματική ανάλυση των μετρήσεων.

Επίσης για την βελτίωση της ανάλυσης του συστήματος σε τιμές μεγαλύτερες του ενός εκατομμυρίου εικονοστοιχείων απαιτούνται καλύτερα οπτικά απεικόνιση από αυτά που χρησιμοποιούνται στις συμβατικές κάμερες βυθού. Έτσι για την απεικόνιση δομών μεγέθους της τάξεως των κωνίων και για την φασματική μελέτη αυτών απαιτούνται οπτικά συστήματα με ικανότητα προσαρμογής στις ιδιαιτερότητες του οπτικού συστήματος των αντίστοιχων μετρούμενων ασθενών.

Ο συνολικός χρόνος καταγραφής όπως έχει προαναφερθεί ήταν 2.2 δευτερόλεπτα. Μέσα σε αυτό το χρόνο ο οφθαλμός προλαβαίνει να κάνει αρκετές μικροκινήσεις οι οποίες δημιουργούν προβλήματα στο

«κεντράρισμα» των εικόνων για την μετέπειτα επεξεργασία τους. Για την επίλυση του προβλήματος αυτού αναπτύχθηκε λογισμικό το οποίο αξιοποίησε αλγορίθμους αναγνώρισης προτύπων οι οποίοι παρέχονται από την γλώσσα προγραμματισμού. Η χρήση αυτών των γενικής χρήσης αλγορίθμων βελτίωσε σημαντικά την απόκλιση των εικόνων και επέτρεψε την δημιουργία του φασματικού κύβου. Η ποιότητα όμως του κεντραρίσματος σε περιπτώσεις όπου απαιτείται ακόμα μεγαλύτερη χωρική ανάλυση δεν είναι αρκετά ικανοποιητική μια και γίνεται χρήση γενικών αλγορίθμων αναγνώρισης προτύπων. Έτσι για την βελτίωση των φασματικών μετρήσεων θα πρέπει να αναπτυχθούν και να ενσωματωθούν αλγόριθμοι αναγνώρισης προτύπων βασισμένοι στον βυθό του οφθαλμού.

Παράρτημα

Αναφορές

1. Kornerup, "An investigation in successively variable monochromatic light", *Acta Ophthalmol*, 28, 1-120, 1947
2. Potts, "Monochromatic Ophthalmoscopy", *Tr. Am. Ophth. Soc*, 63, 276-293, 1965
3. T. Behrendt, L. Whilson, "Spectral reflectance photography of the retina", *Am. J. Ophthalmol*, 59, 1079-1088, 1965
4. F. Delori, E. Gragoudas, "Examination of ocular fundus with monochromatic light", *Ann Ophthalmol*, 8, 703-709, 1976
5. F. Delori, E. Gragoudas, "Monochromatic ophthalmoscopy and fundus photography: the normal fundus", *Arch. Ophthalmol*, 95, 861-868, 1977
6. N. Ducrey, F. Delori, "Monochromatic ophthalmoscopy and fundus photography: the pathological fundus", *Arch Ophthalmol*, 97, 288-293, 1979
7. P. Kilbridge, K. Alexander, "Human macular pigment assessed by imaging fundus reflectometry", *Vision Res.*, 29, 663-674, 1989
8. F. Delori, K. Pflibsen, "Spectral reflectance of human ocular fundus", *Applied Optics*, 28, 1061-1077, 1989
9. Qu jia, Lu Fan, "A study of normal fundus monochromatic photography and assessment of optic nerve", *Elsevier Science*, 203-206, 1994
10. D. Schweitzer, M. Hammer, "Imaging spectrometry in ophthalmology-principle and applications in microcirculation and in investigation of pigments", *Ophthalmic Res.*, 28, 37-44, 1996
11. M. Hammer, D. Schweitzer, "Local resolved spectroscopy at the human ocular fundus in vivo – technique and clinical examples", *SPIE*, 2632, 79-90, 1996
12. L. Tingsgaard, B. Sander, "Enhanced visualization of acute macular neuroretinopathy by spectral imaging", *Acta Ophthalmol Scand*, 77, 592-593, 1999
13. D. Schweitzer, M. Hammer, "In vivo measurement of the oxygen saturation of retinal vessels in healthy volunteers", *IEEE Trans Biomed Eng*, 46, 1454-1464, 1999
14. J. Beach, J. Tiedeman, "Multi-spectral fundus imaging for early detection of diabetic retinopathy", *SPIE*, 3603, 114-121, 1999

15. J. Beach, J. Schwenzer, "Oximetry of retinal vessels by dual-wavelength imaging: calibration and influence of pigmentation", *Am. Physiol Soc*, 748-758, 1999
16. T. Gill, "Spectral bioimaging of the eye", US 6276798, 2001
17. F. Delori, C. K. Dorey, "In vivo Fluorescence of the Ocular Fundus Exhibits Retinal pigment Epithelium Lipofuscin Characteristics", *Inv Ophthalmol and Vis Sci*, Vol 36, No 3, 718-728, 1995
18. Duke-Elder WS, Abrams D, "System of Ophthalmology", *Ophthalmic Optics and Refraction*, vol V, 841-851, 1970
19. U. Solbach, C. Keilnauer, "Imaging of retinal autofluorescence in patients with age-related macular degeneration", *Retina*, 17, 385-389, 1997
20. F. C. Delori, M. R. Fleckner, "Autofluorescence distribution associated with druzens in age-related macular degeneration", *Inv Ophthalmol and Vis Sci*, Vol 41, No2, 496-504, 2000
21. Roorda, D. R. Williams, "New Directions in imaging the retina", *Optics and Photonics News*, Feb, 23-29, 1997
22. F. C. Delori, S. A. Burns, "Fundus reflectance and the measurement of crystalline lens density", *Opt Soc America*, Vol 13, No 2, 215-226, 1996
23. M. Hammer, A. Roggan, "Optical properties of ocular fundus tissues – an in vitro study using the double – integrating – sphere technique and inverse Monte Carlo simulation", *Phys Med Biol*, 40, 963-978, 1995
24. D. M. Snodderly, P. K. Brown, "The macular pigment. I. Absorbance spectra, localization, and discrimination from other yellow pigments in primate retinas", *Inv Ophthalmol and Vis Sci*, 25, 660-672, 1983
25. D. S. Shin, J. W. Berger, "Digital Fundus Imaging and Analysis", 207-218
26. R. P. Phillips, T. Spencer, "Quantification of Diabetic Maculopathy by Digital Imaging of the Fundus", *Eye*, 5, 130-137, 1991
27. T. J. Berendschot, R. A. Goldbobm, "Influence of lutein supplementation on macular pigment, assessed with two objective techniques", *Inv Ophthalmol and Vis Sci*, vol 41, no 11, 3322-3326, 2000
28. U. Klingbeil, J. Canter, "Laser-Based fundus camera for infrared angiography", *Optical Eng*, vol 34, no3, 737-745, 1995
29. M. E. Hartnett, A. E. Elsner, "Characteristics of exudative age-related macular degeneration determined in vivo with confocal and indirect infrared imaging", 103, 58-71, 1996
30. E. Elsner, S. A. Burns, "Infrared Imaging of Sub-retinal Structures in the Human Ocular Fundus", *Vision Res*, Vol 36, No 1, 191-205, 1996
31. S. L. Alvarez, P. E. King-Smith, "Spectral threshold: measurement and clinical applications", *British J Ophthalmol*, 67, 504-507, 1983
32. J. Dillon, "The photophysics and photobiology of the eye", *J Photochem Photobiol, Biology*, 10, 23-40, 1991
33. Toru Yoshizawa, "Vision in Photobiology", Elsevier Sci Publishers, *Frontiers of photobiology*, 159-170, 1993

34. J. Kraats, T. J. M. Berendschot, "The Pathways of Light Measured in Fundus Reflectometry", *Vision Res*, Vol 36, No 15, 2229-2247, 1996
35. R. Gerharz, "Peripheral response of the retina to polarized light", *Ophthalmologica*, 185, 26-31, 1982
36. G. J. Blokland, "Ellipsometry of the human retina in vivo: preservation of polarization", *J Opt Soc Am A*, Vol 2, No 1, 72-75, 1985
37. Sommer, H. A. Kueg, "Cross-Polarization Photography of the Nerve Fiber Layer", *Arch Ophthalmol*, 102, 864-869, 1984
38. E. Fariza, T. O'Day, "Use of cross-polarized Light in Anterior Segment Photography", *Arch Ophthalmol*, 107, 608-610, 1989
39. R. A. Weale, "Polarized Light and the Human Fundus Oculi", *J Physiol*, 186, 175-186, 1966
40. S. G. Demos, "Optical Polarization Imaging", *Applied Optics*, Vol 36, No 1, 150-155, 1997
41. S. L. Merbs, J. Nathans, "Absorption spectra of human cone pigments", *Nature*, 356, 433-435, 1992
42. Neeraj Magotra, Eric Wu, "Hyperspectral Biomedical Imager"
43. Warren S. Grundfest, "Imaging Spectroscopy, A New Non-Destructive Method for Materials Analysis (SpectraCube 1000)", presentation at Shroud meeting in Dalas, September 6, 1998
44. Lompado, M. H. Smith, "Multi-spectral confocal scanning laser ophthalmoscope for retinal vessel oximetry", *Proc SPIE*, Vol 3920, 2000
45. H. Imai, T. Hirano, "Difference in molecular structure of rod and cone visual pigments studied by fourier transform infrared spectroscopy", *Biochemistry*, 40, 2879-2886, 2001
46. J. I. Lim, L. LaBree, "A comparison of Digital nonmydriatic fundus camera with Standard 35-millimeter slides for diabetic retinopathy", *Ophthalmology*, 107, 866-870, 2000
47. Andieszka Sujak, Witold Okulski, "Organisation of xanthophyll pigments lutein and zeaxanthin in lipid membranes formed with dipalmitoylphosphatidylcholine", *Biochimica et al, Biophysica*, 1509, 255-263, 2000
48. P. J. DeLint, T. J. M. Berendschot, "Slow Optical changes in Human photoreceptors induced by light", *IOVS*, 41, 282-289, 2000
49. S. D. Schwartz, S. A. Harrison, "Telemedical evaluation and management of retinopathy of prematurity using a fiberoptic digital fundus camera", *Ophthalmology*, 107, 25-28, 2000
50. Lijun Zhu, P-C Sun, "Adaptive Fundus Imaging using a micromachined membrane deformable mirror", *SPIE*, 3591, 137-144, 1999
51. David G. Hunter, Saurabh N. Patel, "Automated detection of foveal fixation by use of retinal birefringence scanning", *Applied Optics*, 38, 1273-1279, 1999
52. Habib Hamam, "Design of array illuminators operating under spherical illumination", *Applied Optics*, 37, 1393-1400, 1998

53. T. Ikeda, K. Sato, "Examination of patients with cystoid macular edema using a scanning laser ophthalmoscope with infrared light", *American Journal of Ophthalmology*, 125, 710-712, 1998
54. Nathan J. O'Connor, Dirk-Uwe Bartsch, "Fluorescent infrared scanning-laser ophthalmoscope for three-dimensional visualization: automatic random-eye-motion correction and deconvolution", *Applied Optics*, 37, 2021-2033, 1998
55. Jannick P. Rolland, Akitoshi Yoshida, "High-resolution inset head-mounted display", *Applied Optics*, 37, 4183-4193, 1998
56. Chang, L. Morse, "Histology localization of indocyanine green dye in aging primate and human ocular tissues with clinical angiographic correlation", *Ophthalmology*, 105, 1060-1068, 1998
57. Remky, O. Arend, "Infrared imaging of central serous chorioretinopathy: a follow-up study", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 76, 339-342, 1998
58. Barb. K. Pierscionek, Robert A. Weale, "Investigation of the polarization optics of the living human cornea and lens with Purkinje images", *Applied Optics*, 37, 6845-6851, 1998
59. Regine Augsten, Ekkehart Konigsdorff, "Nonproliferative Diabetic Retinopathy - Reflection Spectra of the Macula before and after Laser Photocoagulation", *Ophthalmologica*, 212, 105-111, 1998
60. R. Zeimer, S. Asrani, "Quantitative Detection of Glaucomatous Damage at the Posterior Pole by Retinal Thickness Mapping", *Ophthalmology*, 105, 224-231, 1998
61. B Lindblom, L Bond-Taylor, "Scanning Laser Ophthalmoscopy as a tool for detecting atrophy of the central retinal nerve fiber layer in Leber's hereditary optic neuropathy", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 76, 356-359, 1998
62. Richard E. Hackel, M. Madison Slusher, "The fundus map: an advanced method of recording wide-field retinal pathology", *RETINA*, 18, 187-188, 1998
63. Junzhong Liang, David Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, 14, 2873-2883, 1997
64. N. Lopez-Gil, P. Artal, "Comparison of double-pass estimates of the retinal-image quality obtained with green and near-infrared light", *J. Opt. Soc. Am. A*, 14, 961-971, 1997
65. B. Kboobehi, B. Sboelson, "Fluorescent microsphere imaging: A particle - tracking approach to the hemodynamic assessment of the retina and choroids", *Ophthalmic Surg*, 28, 937-947, 1997
66. U. Scheider, A. Wagner, "Indocyanine green videoangiography of hemorrhagic retinal arterial macroaneurysms", *Ophthalmologica*, 211, 115-118, 1997
67. M. Kondo, Y. Miyake, "Recording multifocal electroretinograms with fundus monitoring", *Investigative Ophthalmol & Visual*, 38, 1049-1052, 1997
68. C. J. Wilson, R. A. Copeland, "Spectroscopic characterization of arrestin interactions with competitive ligands: study of heparin and phytic acid binding", *J. of Protein Chemistry*, 16, 755-763, 1997

69. Junzhong Liang, David R. Williams, "Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics", *Optical Society of America*, 14, 2884-2892, 1997
70. Michael Firbank, Simon R. Arridge, "An investigation of light transport through scattering bodies with non-scattering regions", *Phys. Med. Biol.*, 41, 767-783, 1996
71. L. Marshall, "Eye doctors look to diode-pumped lasers", *Laser Focus World*, 143-152, 1996
72. C. Beckman, L. Bond-Taylor, "Confocal fundus imaging with a scanning laser ophthalmoscope in eyes with cataract", *British Journal of Ophthalmology*, 79, 900-904, 1995
73. S. Burns, S. Wu, "Direct measurement of human - cone-photoreceptor alignment", *J. Opt. Soc. Am. A*, 12, 2329-2338, 1995
74. K. Kobayashi, T. Asakura, "Imaging Techniques and applications of the scanning laser ophthalmoscope", *Optical Engineering*, 34, 717-725, 1995
75. R. Hee, J. Izatt, "Optical Coherence Tomography for Ophthalmic Imaging", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 67-76, 1995
76. K. Uchikawa, M. Sato, "Saccadic suppression of achromatic and chromatic responses-threshold spectral sensitivity", *Optical Society of America*, 12, 661-666, 1995
77. G. Longobardi, C. Ciamberlini, "A high sensitivity optoelectronic system for videoangiography", *SPIE*, 2084, 157-162, 1994
78. A. Manivannan, P. Sharp, "Performance measurement of an infrared digital scanning laser ophthalmoscope", *Physiol. Meas.*, 15, 317-324, 1994
79. H. Fujii, "Visualization of retinal blood flow by laser speckle flowgraphy", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32, 302-304, 1994
80. M. H. Goldbaum, V. Kouznetsova, "Automated registration of digital ocular fundus images for comparison of lesions", *SPIE*, 1877, 94-99, 1993
81. Manivannan, P. Sharp, "Digital fundus imaging using a scanning laser ophthalmoscope", *Physiol. Meas.*, 14, 43-56, 1993
82. j. Cunha-Vaz, "Ocular fluorometry: Standardization and instrumentation development", *Advances in Biomedical Engineering*, 121-131, 1993
83. F. Heller, U. M. Mayer, "Ophthalmoscope with microchannel Image Intensifier Tube", *SPIE*, 2629, 246-254, 1993
84. M. Markow, G. Rylander III, "Real - time algorithm for retinal tracking", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40, 1269-1281, 1993
85. Shannath L. Merbs, Jeremy Nathans, "Absorption spectra of human cone pigments", *Nature*, 356, 433-435, 1992
86. Schneider, A. Kaboth, "Detection of subretinal neovascular membranes with indocyanine green and infrared scanning laser ophthalmoscope", *Am. J. of Ophthalmology*, 113, 45-51, 1992
87. D. Bihan, R. Turner, "Diffusion MR Imaging: Clinical Applications", *AJR*, 159, 591-599, 1992

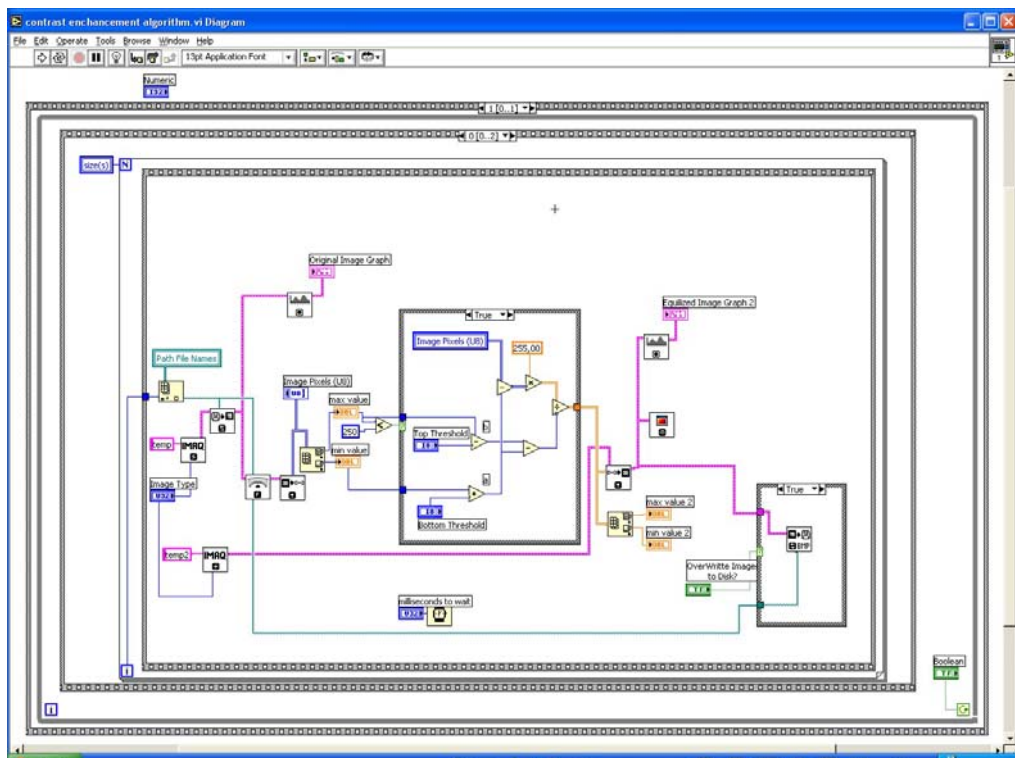
88. O. Katsumi, F. Velde, "Topographical analysis of peripheral vs central retina pattern reversal visual evoked response and the scanning ophthalmoscope", *Acta Ophthalmologica*, 69, 596-602, 1991
89. F. Docchio, "Ocular fluorometry: Principles, fluorophores, instrumentation and clinical applications", *Lasers in Surgery and Medicine*, 9, 515-532, 1989
90. K. Gunduz, G. Arden, "Color vision defects in ocular hypertension and glaucoma", *Arch. Ophthalmology*, 106, 829-935, 1988
91. Francois C. Delori, Karlotta A. Fitch, "Evaluation of micrometric and microdensitometric methods for measuring the width of retinal vessel images on fundus photographs", *Graefes Archive Ophthalmology*, 226, 393-399, 1988
92. Rohit Varma, George L. Spaeth, "The PARIS 2000: A New System for Retinal Digital Image Analysis", *Ophthalmic Surgery*, 19, 183-191, 1988
93. H. Tonami, T. Nakagawa, "MR imaging of morning glory syndrome", *Journal of Computer Assisted Tomography*, 11, 529-530, 1987
94. E. Pelli, M. Lahav, "Druzen measurement from fundus photographs using computer image analysis", *Ophthalmology*, 93, 1575-1580, 1986
95. F. Bettelheim, L. Chylack, "Light Scattering of whole excised human cataractous lenses. Relationship between different light scattering parameters", *Exp. Eye Res.*, 41, 19-30, 1986
96. M. Mainster, G. Timberlake, "Scanning Laser Ophthalmoscopy", *Ophthalmology*, 89, 852-857, 1982
97. R. S. Manor, N. Schlein, "Narrow-Band (540nm) green-light stereoscopic photography of the surface details of the peripapillary retina", *Am. J. of Ophthalmology*, 91, 774-780, 1981
98. Arno Nover, "Ο βυθός του ματιού – μέθοδοι εξέτασεως και τυπικά ευρήματα", ver 4, ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, 1980
99. Pantazis Mouroulis, "Visual Instrumentation – Optical design and engineering principles", Mc Graw Hill, 1999
100. Steve Webb, "The physics of Medical Imaging", IOP, 2000
101. G. Smith, D. Atchison, "The eye and visual optical instruments", Cambridge, 1997
102. J. M. Hollas, "Modern Spectroscopy", 3rd Edition, Wiley, 1999
103. Craig Scott, "Introduction to Optics and Optical Imaging", IEEE Press, 1998
104. Eugene Hecht, "Optics", 4th Edition, Addison Wesley, 2002
105. B. Alberts, D. Bray, "Molecular Biology of the cell", 3rd Edition, Garland Publishing, 1994
106. Roitt, Brostoff, Male, "Immunology", 6th Edition, Mosby, 2001
107. Serway, "Physics for scientists and engineers with modern physics", 3rd Edition, Saunders college publishing, 1992
108. Arthur Vassiliadis, "Laser technology and clinical application"
109. Andersson, Engels, "Bioimaging and Two-Dimensional Spectroscopy", *Proceedings of SPIE*, 1205, 179-189, 1990

110. Maymon, Neeck, "Recent Advances in Sensors, Radiometry and Data Processing for Remote Sensing", Proceedings of SPIE, 924, 10-22, 1988
111. Dozier, "Recent Advances in Sensors, Radiometry and Data Processing for Remote Sensing", Proceedings of SPIE, 924, 23-30, 1988
112. Chamberlain, "The principles of interferometric spectroscopy", John Wiley and Sons, pp. 16-18 and p. 263, 1979
113. Wells W. A., Rainer R. O., Memoli V. A., "Equipment, standardization, and applications of image processing", Am J Clin Pathol, 99, 48-56, 1993
114. J. Skinner, Y. Zhao, B. Coventry, J. Bradley, "Video image analysis in Pathology," Disease Markers, vol. 11, 53-70, 1993
115. M. Oberholzer, M. Ostreicher, H. Christen, M. Bruhlmann, "Methods in quantitative image analysis," Histochem Cell Biol., vol. 105, 333-355, 1996
116. J. Olson, R. Jungquist, Z. Ninkov, "Tunable multi-spectral imaging system technology for airborne applications," SPIE, 2480, 268-279, 1995
117. Washman, D. Farkas, W. Niu, "Light microscope having acousto-optic tunable filters," U.S. Patent 5 841 577, Nov. 24, 1998
118. Cabib, Z. Friedman, S. Lipson, R. Buckwald, "Method for simultaneously measuring the spectral intensity as a function of wavelength of all the pixels of a two dimensional scene," U.S. Patent 5 539 517, Jul. 23, 1996
119. Farkas, C. Du, G. Fisher, C. Lau, W. Niu, E. Wachman, R. Levenson, "Non-invasive image acquisition and advanced processing in optical bioimaging," Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 22, 89-102, 1998
120. C. Balas, "A novel optical imaging method for the early detection, quantitative grading and mapping of cancerous and precancerous lesions of cervix," IEEE Trans. Bio-Med. Eng., vol. 48, 96-104, 2001
121. S. Halaby, "Computer-controlled spectral measurements of blood cells," IEEE Trans. Bio-Med. Eng., vol. BME-26, 34-43, 1979
122. J. C. Russ, "The image processing handbook", 2nd edition, CRC press, 1995

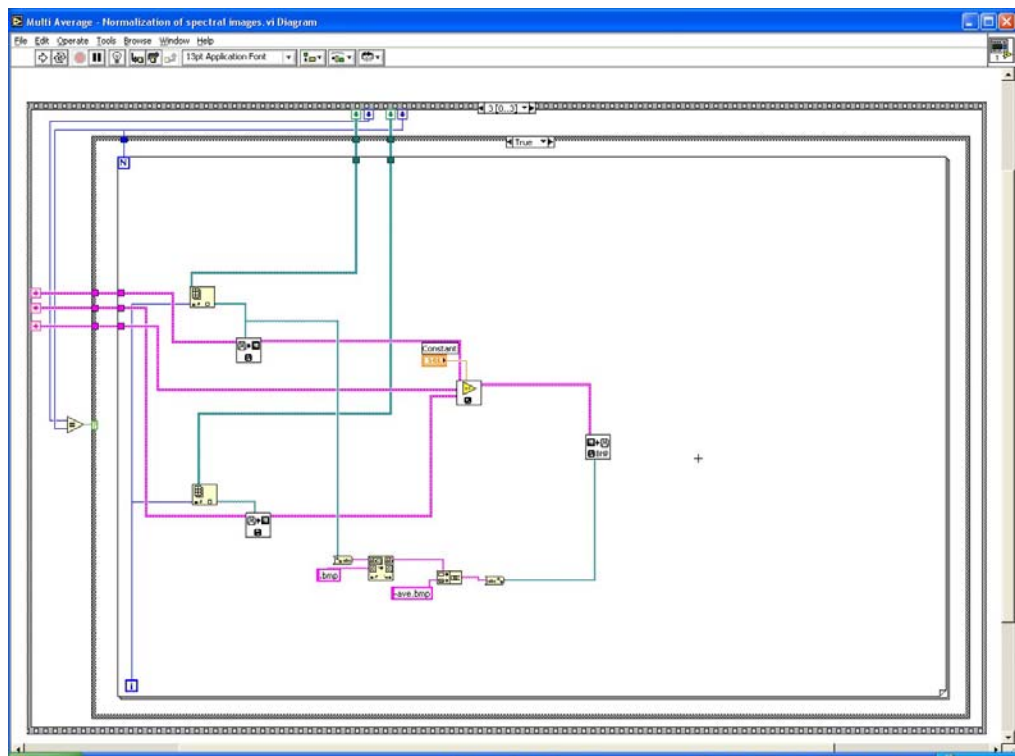
Κώδικας λογισμικού σε γλώσσα LabView – IMAQ

Στο παράρτημα αυτό παραθέτονται τα βασικά κομμάτια του κώδικα που αναπτύχθηκε χωρίς να αναφέρονται λεπτομέρειες. Υπάρχουν και μέρη όπως το φόρτωμα, η διαχείριση και το σώσιμο εικόνων ή άλλα τμήματα απλής θεωρίας αλγορίθμων που ξεφεύγουν από το αντικείμενο της διατριβής αυτής. Έτσι στις παρακάτω εικόνες φαίνονται τα τμήματα του κώδικα που περιέχουν όλους τους αλγόριθμους υλοποίησης του λογισμικού που χρησιμοποιήθηκε για την ολοκλήρωση της διατριβής αυτής.

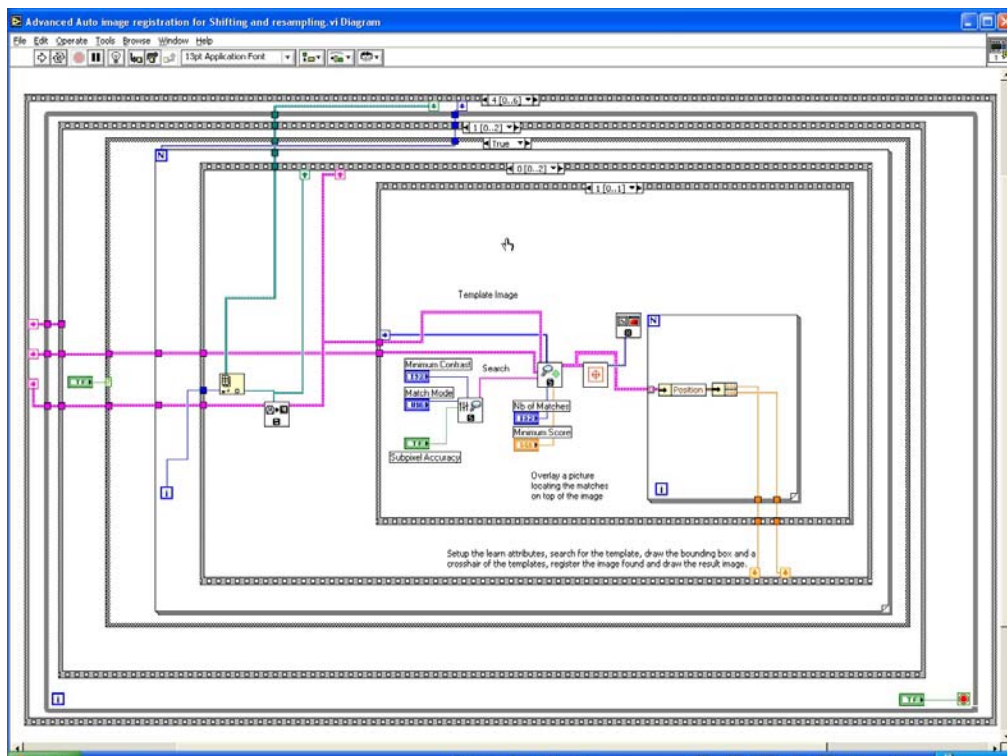
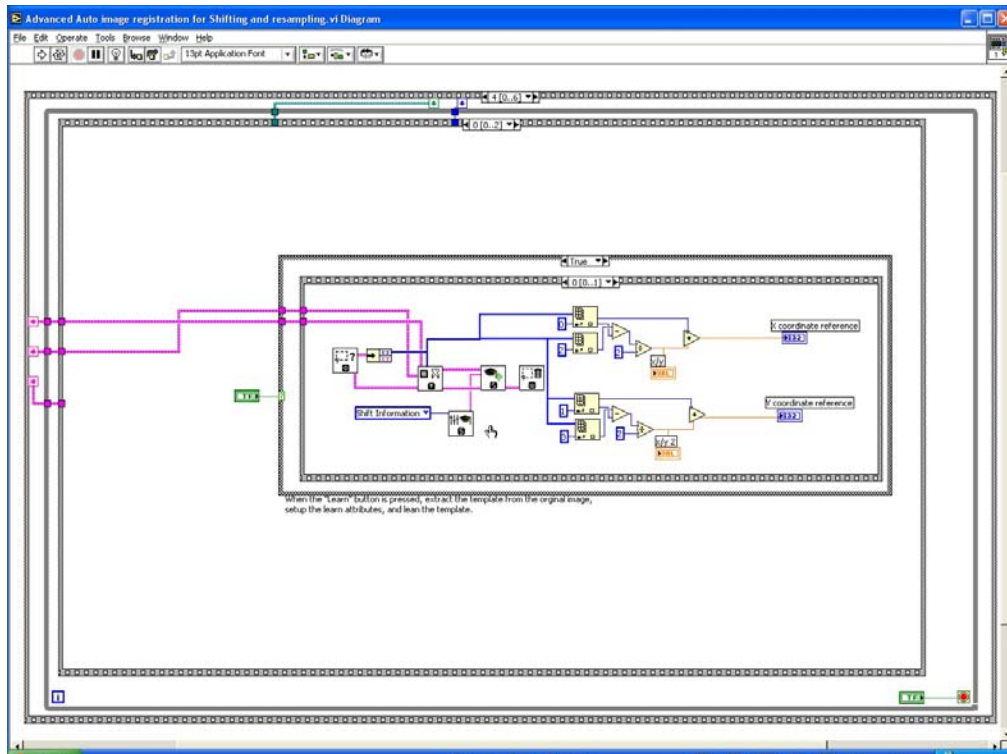
Ενίσχυση αντίθεσης

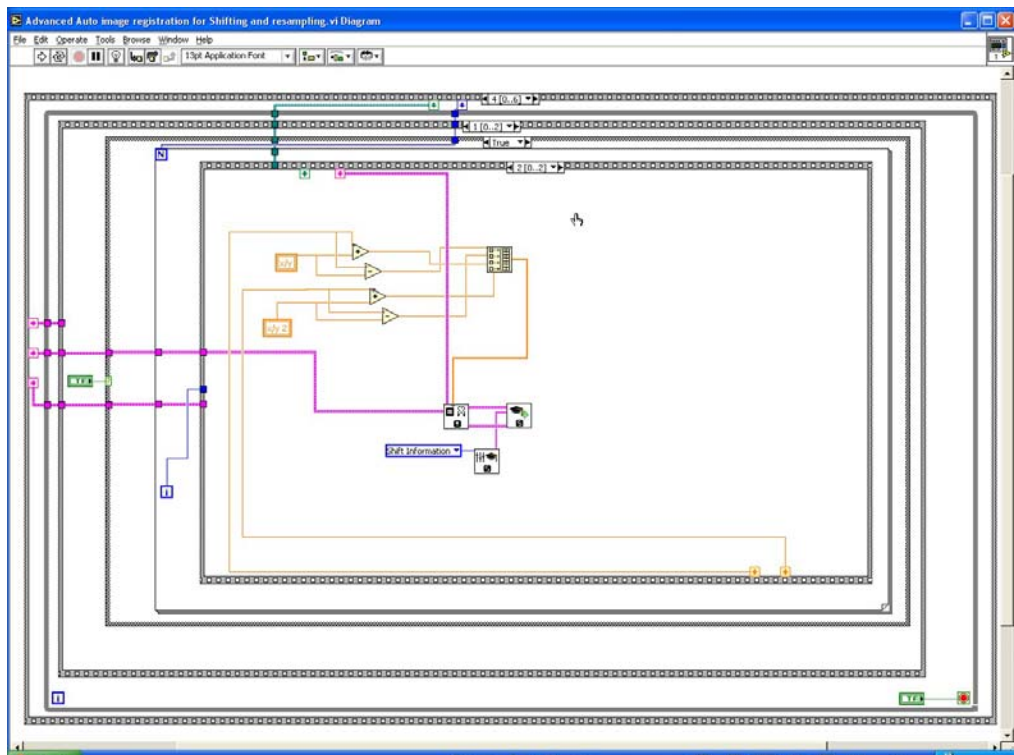
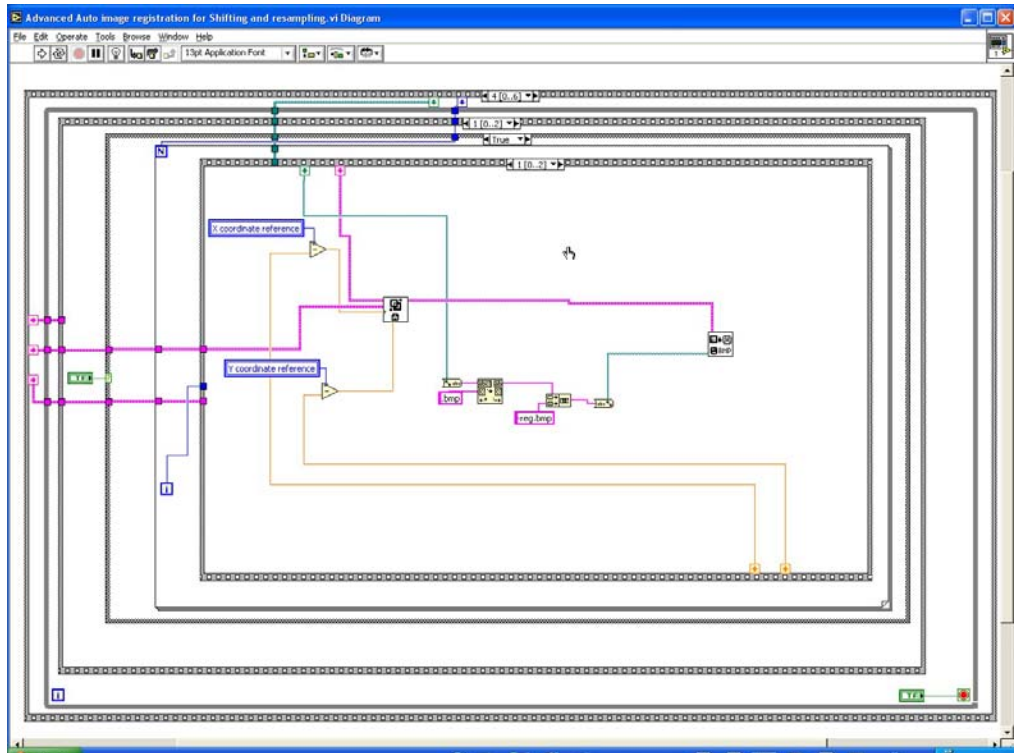


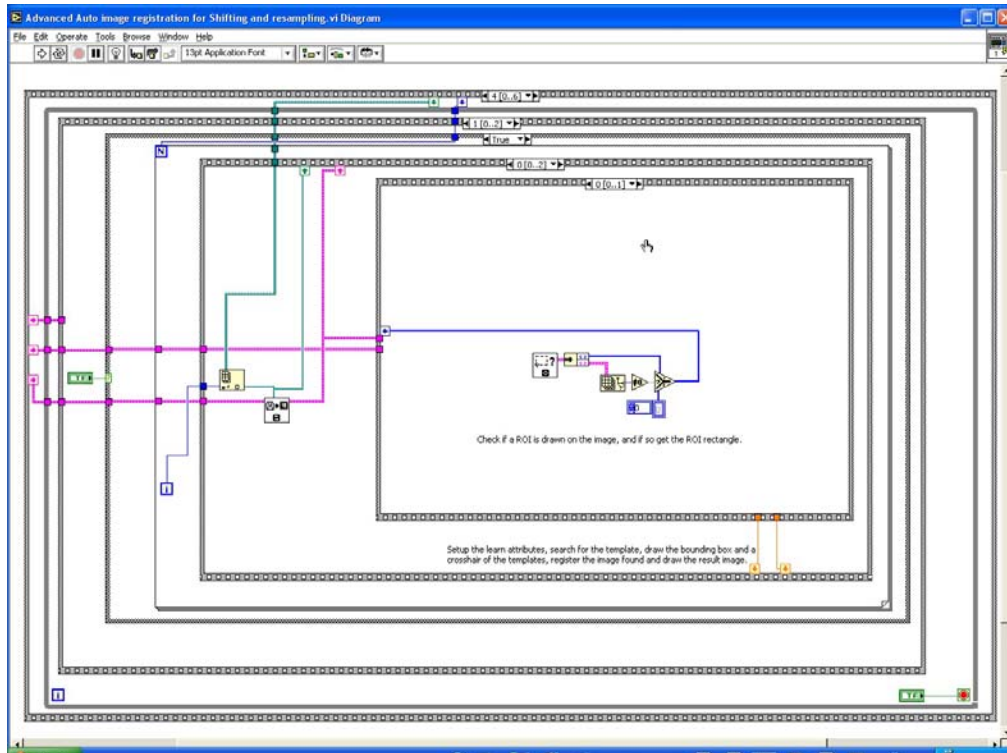
Κανονικοποίηση συνόλου εικόνων



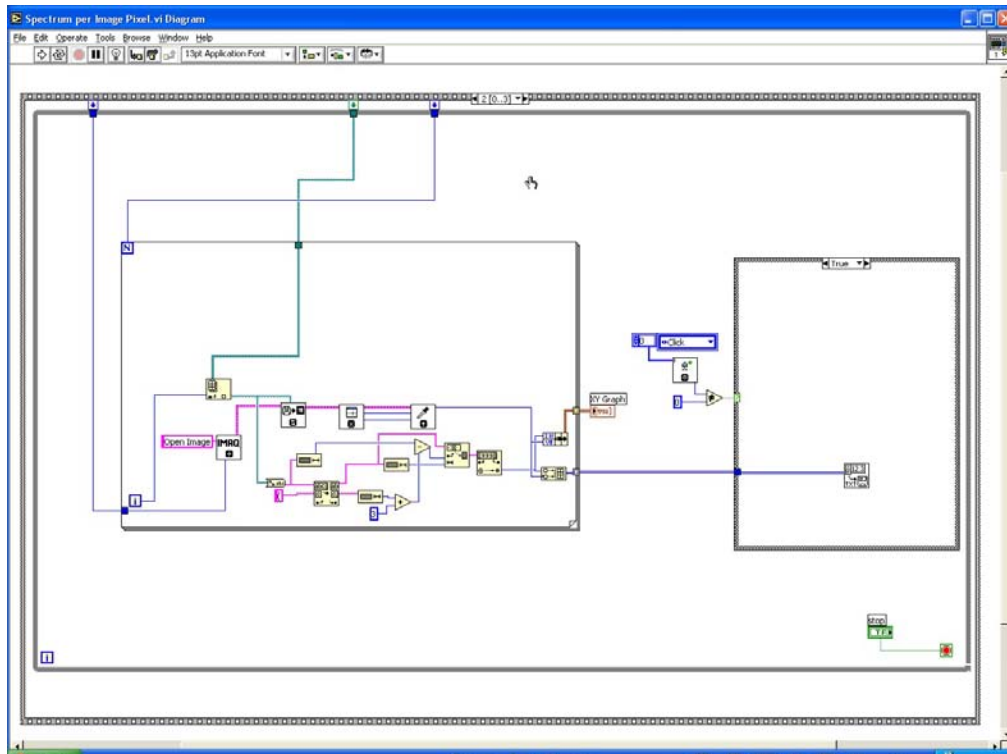
Κεντράρισμα εικόνων με χρήση αλγορίθμων αναγνώρισης προτύπων







Φάσμα από σημείο



Index Εικόνων

Εικόνα 2. 1: Ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού	18
Εικόνα 2. 2: Δομή του αμφιβληστροειδούς	19
Εικόνα 2. 3: η κλίμακα των τιμών των εντάσεων λειτουργίας του οπτικού συστήματος	20
Εικόνα 2. 4: δομικές διαφορές μεταξύ ραβδίων και κωνίων.	21
Εικόνα 2. 5: τα φάσματα απορρόφησης των τεσσάρων φωτο-χρωστικών του ανθρώπινου οφθαλμού.	22
Εικόνα 2. 6: διαγραμματική εγκάρσια τομή της ανθρώπινης ωχράς κηλίδας	23
Εικόνα 2. 7: ένα παράδειγμα ενός ραβδίου - the second-messenger cascade of phototransduction.....	25
Εικόνα 2. 8: Σχηματικό διάγραμμα άμεσης οφθαλμοσκόπησης. Οι περιφερειακές ακτίνες δεν βρίσκονται μέσα στο πεδίο όρασης του παρατηρητή.	32
Εικόνα 2. 9: Εκτεταμένο πεδίο παρατήρησης. Ο φακός συλλέγει περισσότερο φως από την περιφέρεια του ασθενούς προς τον παρατηρητή.....	33
Εικόνα 2. 10: Σχηματικό διάγραμμα της έμμεσης μεθόδου. Ο οπτικός δρόμος της εικόνας φαίνεται σαν γραμμο-σκιασμένος. Μια ενδιάμεση εικόνα του αμφιβληστροειδούς του ασθενούς δημιουργείται στο εστιακό επίπεδο του φακού. Ο παρατηρητής βλέπει την ενδιάμεση εικόνα αυτή με τη βοήθεια των φακών +2.00 ή +2.50 που χρησιμοποιούνται στο οφθαλμοσκόπιο.....	34
Εικόνα 2. 11: σχηματικό διάγραμμα μιας κάμερας βυθού.	35
Εικόνα 2. 12: Γραμμική αναπαράσταση του ηλεκτρικού πεδίου όπως αυτό διαδίδεται.	37
Εικόνα 2. 13: Γραμμική αναπαράσταση της παράλληλης και της κάθετης πόλωσης του ηλεκτρικού πεδίου όπως αυτό διαδίδεται μέσα από δύο γραμμικούς πολωτές	38
Εικόνα 2. 14: Σχηματικό διάγραμμα ανάκλασης του φωτός πάνω σε μη-μεταλλικές επιφάνειες. Όπως φαίνεται υπάρχει ανάκλαση της πόλωσης του φωτός που είναι παράλληλη στην επιφάνεια.....	39
Εικόνα 2. 15: Γραφική παράσταση της απορρόφησης της ξανθοφύλλης στη φασματική περιοχή των 400nm – 1400nm.....	39
Εικόνα 2. 16: Γραφική παράσταση της απορρόφησης των δύο μορφών της αιμοσφαιρίνης (οξυγονωμένης και μη) στην φασματική περιοχή απεικόνισης των 400nm – 1100nm	40
Εικόνα 2. 17: Γραφική παράσταση της σχετικής απορρόφησης των βασικών χρωστικών του αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 400nm – 1200nm	41
Εικόνα 2. 18: Η αρχή του φασματικού κύβου. Οι x, y διαστάσεις του κύβου αποτελούν την πληροφορία της χωρικής ανάλυσης ενώ η τρίτη z διάσταση παρέχει τη φασματική πληροφορία κάθε ενός εικονοστοιχείου.....	42

Εικόνα 2. 19: σχηματικό διάγραμμα ενός τυπικού συστήματος απεικονιστικής φασματοσκοπίας. Το σημαντικότερο κομμάτι του συστήματος είναι ο απεικονιστικός μονοχρωμάτορας.....	43
Εικόνα 2. 20: σύστημα υπερ-φασματικής απεικόνισης μιας γραμμής	44
Εικόνα 2. 21: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας των ακουστο-οπτικών φίλτρων	46
Εικόνα 2. 22: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας των ακουστο-οπτικών φίλτρων	46
Εικόνα 2. 23: διαπερατότητα των AOTF, LCTF όπως και των απεικονιστικών μονοχρωματόρων βασισμένα σε πρίσμα ή φράγμα περίθλασης.....	47
Εικόνα 2. 24: σχηματικό διάγραμμα της αρχής λειτουργίας του συστήματος απεικονιστικής φασματοσκοπίας βασισμένο στο συμβολόμετρο Φουριέρ.	49
Εικόνα 2. 25: Φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς μετά από την εφαρμογή του αλγορίθμου της εξισορρόπησης ιστογράμματος.....	52
Εικόνα 2. 26: Γραφική παράσταση του αριθμού των εικονοστοιχείων της φασματικής εικόνας προς την τιμή των εντάσεων αυτών, πριν και μετά την εξισορρόπηση του ιστογράμματος.....	53
Εικόνα 2. 27: Σχηματικό διάγραμμα της διαδικασίας του συσχετισμού	55
Εικόνα 3. 1: Τροχός φίλτρων. Όπως απεικονίζεται το πρώτο φίλτρο χρησιμοποιείται για την απεικόνιση στο ορατό (400nm - 700nm) το δεύτερο για την απεικόνιση στην φασματική περιοχή των 700nm – 900nm και το τρίτο για την απεικόνιση των μηκών κύματος που είναι μεγαλύτερα από 900nm.....	59
Εικόνα 3. 2: σχηματικό διάγραμμα συστήματος πολυ-φασματικής απεικόνισης για τη μελέτη του βυθού του οφθαλμού.....	60
Εικόνα 3. 3: Απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς στο ορατό (400nm – 700nm)	61
Εικόνα 3. 4: Κατανομή των τριών μεταβλητών του χρωματικού χώρου (HSI).....	62
Εικόνα 3. 5: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στην φασματική περιοχή 700nm-1000nm	63
Εικόνα 3. 6: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με παράλληλη πόλωση	64
Εικόνα 3. 7: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με κάθετη πόλωση.....	65
Εικόνα 4. 1: Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος υπερ-φασματικής απεικόνισης.....	67

Εικόνα 4. 2: το μεταβλητό φίλτρο διέλευσης (VIF).....	68
Εικόνα 4. 3: Σχηματικό διάγραμμα συστήματος μονοχρωματικής ακτινοβολίας.....	69
Εικόνα 4. 4: Φωτογραφία από το διαμορφωμένο μοντέλο οφθαλμού όπου απεικονίζονται οι ρυθμίσεις της διαμέτρου της ίριδας όπως και της διόρθωσης της μυωπίας ή υπερμετροπίας αντίστοιχα.....	73
Εικόνα 4. 5: Φωτογραφία του εσωτερικού του μοντέλου του οφθαλμού όπου απεικονίζεται το τοίχωμα του τεχνητού αμφιβληστροειδή και το οπτικό σύστημα	74
Εικόνα 4. 6: Φωτογραφία του εσωτερικού του μοντέλου του οφθαλμού μετά την επίστροφή του στρώματος του άσπρου υλικού MgO όπως και το οπτικό σύστημα	75
Εικόνα 4. 7: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος ενίσχυσης της αντίθεσης... 78	
Εικόνα 4. 8: Η φόρμα ταυτόχρονης επιλογής πολλών εικόνων.....	79
Εικόνα 4. 9: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος κεντραρίσματος των εικόνων	82
Εικόνα 4. 10: Παράδειγμα επιλογής του πρότυπου προς ανίχνευση.....	83
Εικόνα 4. 11: Το περιβάλλον λειτουργίας του προγράμματος υπολογισμού των φασμάτων από σημείο.....	85
Εικόνα 4. 12: Παράδειγμα μέτρησης του φάσματος ανάκλασης από ένα αγγείο	86
Εικόνα 4. 13: έγχρωμη απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς όπως και τα σημεία επιλογής των περιοχών ενδιαφέροντος για τον υπολογισμό των φασμάτων.....	87
Εικόνα 4. 14: Χαρακτηριστικές φασματικές εικόνες του αμφιβληστροειδούς σε διαφορετικά μήκη κύματος.....	88
Εικόνα 4. 15: Χαρακτηριστικά φάσματα απορρόφησης από επιλεγμένες περιοχές του αμφιβληστροειδούς	90
Εικόνα 4. 16: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 450nm	91
Εικόνα 4. 17: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 550nm	92
Εικόνα 4. 18: φασματική εικόνα του αμφιβληστροειδούς στα 650nm	93
Εικόνα 5. 1: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με παράλληλη πόλωση	96
Εικόνα 5. 2: Απεικόνιση φυσιολογικού αμφιβληστροειδούς στη φασματική περιοχή των 700nm – 1000nm με κάθετη πόλωση.....	96