



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ &
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ**

**«ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ
ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ
ΠΛΑΤΦΟΡΜΑΣ ΜΑΤΛΑΒ[®]»**



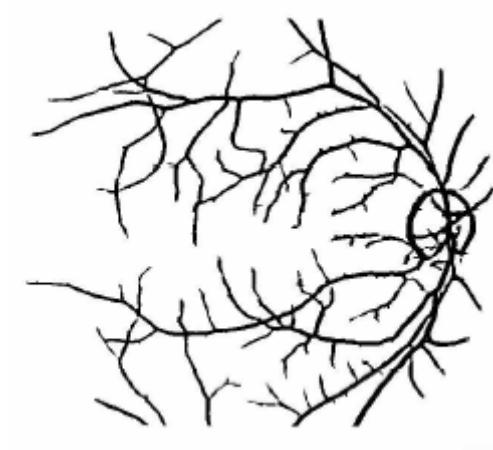
Διπλωματική εργασία των

Μαγκανιώτη Αργυρώ

Νικητοπούλου Σοφία

ΑΘΗΝΑ, Ιανουάριος 2005

**«ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ
ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ
ΠΛΑΤΦΟΡΜΑΣ ΜΑΤΛΑΒ®»**



Διπλωματική εργασία των

Μαγκανιώτη Αργυρώ

Νικητοπούλου Σοφία

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ, Καθηγητής Ε.Μ.Π. - Επιβλέπων

ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΤΣΑΝΑΚΑΣ, Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΑ ΣΠ. ΝΙΚΗΤΑ, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	3
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	3
1.1 Ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού	3
1.2 Ο μηχανισμός της όρασης	9
1.3 Παθήσεις του ανθρώπινου οφθαλμού	11
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	13
ΜΕΘΟΔΟΙ ΟΦΘΑΛΜΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	13
2.1 Κάμερα πυθμένα	15
2.2 Φλουροαγγειογραφία	16
2.3 Χοριοαγγειογραφία	18
2.4 Πληροφορίες για τις εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν	19
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	20
ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΙ ΤΕΛΕΣΤΕΣ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΑΚΜΩΝ – ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	20
3.1 Γενικά για τις ακμές	20
3.1.1 Τελεστής κλίσης – <i>Gradient</i>	21
3.1.2 Τελεστής <i>Compass</i>	24
3.1.3 Τελεστής <i>Laplace</i> και <i>Zero-Crossing</i>	25
3.1.4 Στοχαστικοί Τελεστές	27
3.1.5 <i>Matched Filter</i>	29
3.1.6 Παρουσίαση τελεστών ανίχνευσης ακμών	29
3.1.7 Ανίχνευση γραμμής και σημείου	30
3.2 Ανίχνευση περιγράμματος αγγείων	31
3.3 Αποτελέσματα	32
3.4 Συμπεράσματα	55
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	57
ACTIVE CONTOURS	57
4.1 Ανασκόπηση μεθόδων εντοπισμού του οπτικού δίσκου	59

4.2 Γενικά για τα ενεργά περιγράμματα	60
4.2.1 Μαθηματικό υπόβαθρο των “snakes”	60
4.2.2 Αριθμητικές λύσεις για τα ενεργά περιγράμματα	63
4.2.3 Το πρότυπο κλίσης του διανύσματος ροής (<i>Gradient Vector Flow – GVF</i>)	65
4.2.4 Προ-επεξεργασία εικόνας	67
4.2.5 Συμπεράσματα	70
4.3 Ανίχνευση οπτικού δίσκου	72
4.4 Αποτελέσματα	73
4.5 Συμπεράσματα	79
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α	81
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β	85
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ	89
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	92

Πρόλογος

Για περισσότερο από 150 χρόνια οι επιστήμονες χρησιμοποιούν την φωτογραφική απεικόνιση για να καταγράψουν και να κατανοήσουν τα διάφορα φυσικά φαινόμενα. Στις μέρες μας η ψηφιακή φωτογραφία και η ανάπτυξη λογισμικών πακέτων κατάλληλων για ψηφιακή επεξεργασία εικόνας επέτρεψαν στους ερευνητές να ανακαλύψουν και να παρατηρήσουν άγνωστες μέχρι σήμερα δομές και λεπτομέρειες στις εικόνες τους, χρησιμοποιώντας τεχνικές που δεν μπορούσαν έως τώρα να εφαρμοστούν. Αυτή η "σε βάθος" πλέον παρατήρηση, η οποία σήμερα είναι σε θέση να αποκαλύψει εκπληκτικές λεπτομέρειες, παρέχει ανεκτίμητης αξίας γνώση στους ερευνητές της Ιατρικής.

Η Ιατρική Απεικόνιση αποτελεί ζωτικό συστατικό ενός μεγάλου αριθμού κλινικών εφαρμογών. Τέτοιες εφαρμογές λαμβάνουν χώρα σε όλα τα στάδια αντιμετώπισης των κλινικών γεγονότων, από τη διάγνωση έως τους τομείς της σχεδίασης, εκτέλεσης και εκτίμησης της αποτελεσματικότητας της θεραπευτικής αγωγής.

Οι διάφορες απεικονιστικές τεχνικές διακρίνονται από το είδος της πληροφορίας που προσφέρουν. Η απλή ακτινογραφία, η υπολογιστική τομογραφία (CT), η μαγνητική τομογραφία (MRI), οι υπέρηχοι και οι εικόνες από τις τεχνικές ενδοσκόπησης περιέχουν ανατομική πληροφορία του εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος. Αντίθετα, πληροφορία για τη λειτουργία και τον μεταβολισμό των διάφορων ανατομικών δομών προσφέρουν οι τεχνικές της πυρηνικής ιατρικής (SPECT, PET) και η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI).

Στην παρούσα εργασία μελετήσαμε συγκεκριμένες τεχνικές επεξεργασίας και ανάλυσης ψηφιακών εικόνων αμφιβληστροειδούς που προέρχονται από διάφορες απεικονιστικές εξετάσεις.

Στα κεφάλαια 1 και 2 γίνεται μια σύντομη αναφορά στην ανατομία και τη λειτουργία του ανθρώπινου οφθαλμού, καθώς και στις διάφορες απεικονιστικές τεχνικές του.

Στο κεφάλαιο 3, αναπτύσσονται οι μορφολογικοί τελεστές ανίχνευσης ακμών και στη συνέχεια χρησιμοποιούνται δυο τεχνικές για την ανίχνευση των αιμοφόρων

αγγείων σε εικόνες οπτικού βυθού υπολογίζοντας δυο φίλτρα το *tophat filter* και το *adaptive filter* .

Στο κεφάλαιο 4, παρουσιάζεται μια μέθοδος ανίχνευσης του περιγράμματος του οπτικού δίσκου. Η τεχνική προσαρμόζει μια αρχική καμπύλη στο περίγραμμα του δίσκου, χρησιμοποιώντας το μοντέλο των “snakes”.

Τελειώνοντας αυτή τη σύντομη εισαγωγή θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε μέσα από την καρδιά μας όλους όσους μας βοήθησαν να ολοκληρώσουμε την παρούσα μελέτη. Πρώτα από όλους τον επιβλέποντα μας, τον Καθηγητή κο Δ. Κουτσούρη για την καίρια συμβολή του στην επιλογή και ανάπτυξη των τεχνικών που παρουσιάζονται στην συγκεκριμένη μελέτη και κυρίως για την αμέριστη υποστήριξη και διαρκή μεριμνά του κατά τη γενική επίβλεψη της εκπόνησης. Τον υποψήφιο διδάκτορα κο Ν. Αποστόλου για τις πολύτιμες συμβουλές του και για την ουσιαστική προσφορά του στην υλοποίησή του μεγαλύτερου μέρους αυτής της εργασίας. Τέλος, τα αγαπημένα μας πρόσωπα που στάθηκαν στο πλευρό μας και μας βοήθησαν με τον τρόπο τους να φέρουμε σε πέρας αυτή τη δύσκολη και όμορφη προσπάθεια.

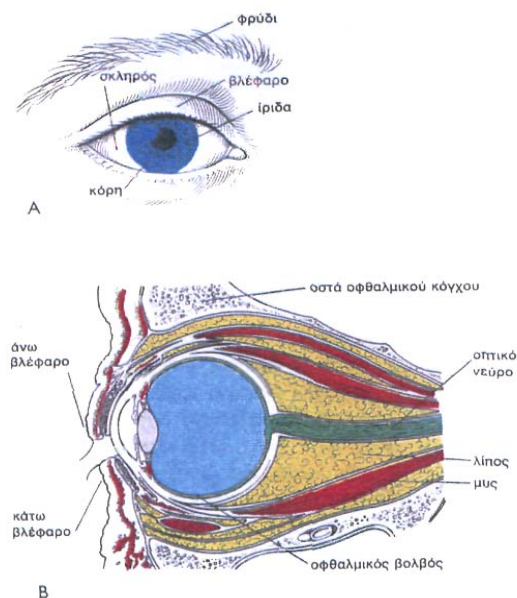
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο ανθρώπινος οφθαλμός, σε συνεργασία με τα διάφορα στάδια επεξεργασίας στο ανθρώπινο σύστημα όρασης, αποτελεί ακόμα και σήμερα τον τελειότερο μηχανισμό συλλογής και ανακατασκευής των εικόνων. Το μάτι είναι το όργανο το οποίο ανιχνεύει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, με μήκη κύματος που ανήκουν στην ορατή περιοχή του φάσματος του φωτός. Στη συνέχεια το συλλεγόμενο φως μετατρέπεται σε ηλεκτρικά σήματα τα οποία μεταδίδονται στον εγκέφαλο, ο οποίος κατόπιν τα μεταφράζει σε οπτικές εικόνες.

Η διαδικασία της λήψης των εικόνων απαιτεί την συνεργασία πολλών δομών και συστατικών μέσα και γύρω από τον οφθαλμικό βολβό. Πιθανή δυσλειτουργία κάποιου από τα όργανα που συμμετέχουν μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση ή ακόμα και την απώλεια της αίσθησης της όρασης.

1.1 Ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού

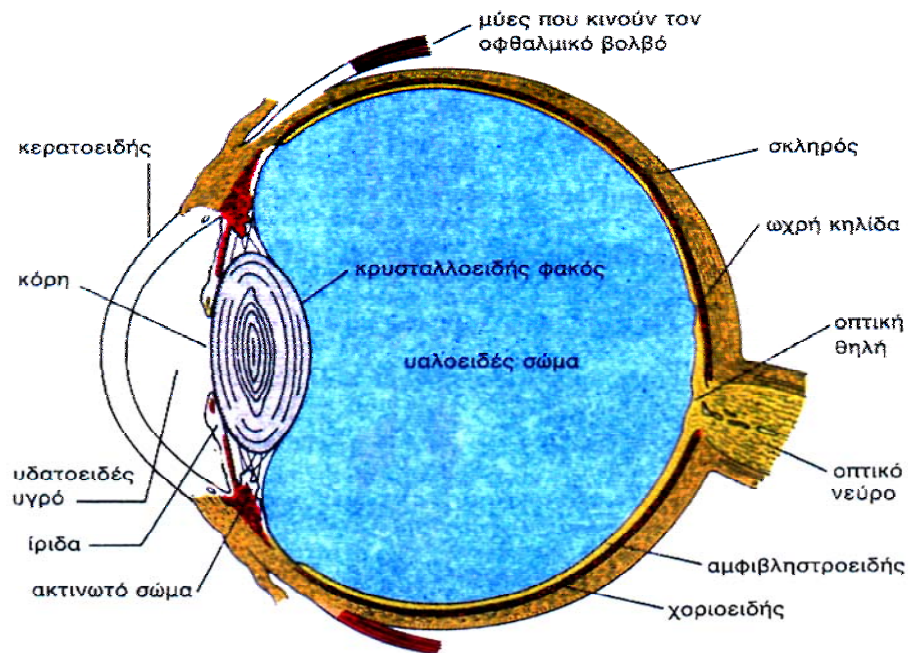


Σχ. 1.1 : Ο ανθρώπινος οφθαλμός: *A. Εξωτερική όψη του ματιού.*

B. Προσθιοπίσθια διατομή του ματιού.

Κάθε μάτι αποτελείται από τον οφθαλμικό βολβό, που είναι το κυρίως όργανο της όρασης και από τα επικουρικά όργανα. Τα επικουρικά όργανα (φρύδια, βλέφαρα, μύες, κτλ) είναι απαραίτητα για την προστασία και την λειτουργία του οφθαλμικού βολβού (.Σχ. 1.1).

Ο **οφθαλμικός βολβός** βρίσκεται μέσα στον οφθαλμικό κόγχο, έχει περίπου σφαιρικό σχήμα και αποτελείται από **τοίχωμα** (περίβλημα) και **περιεχόμενο** (Σχ. 2). Ο κόγχος αποτελεί οστέινη κοίλη τετράπλευρη πυραμίδα της οποίας το τοίχωμα καλύπτεται από περίοστεο και εμφανίζει το υπερκόγχιο και υποκόγχιο σχίσμα, καθώς και το οπτικό τρήμα. Μέσα στον κόγχο εκτός από τον βολβό υπάρχουν ακόμα ορισμένα επικουρικά μέρη, όπως ο δακρυϊκός αδένας, οι οφθαλμοκινητικοί μύες, το λίπος του κόγχου, αγγεία και νεύρα.



Σχ. 2. Ο οφθαλμικός βολβός σε διατομή

α. Το τοίχωμα

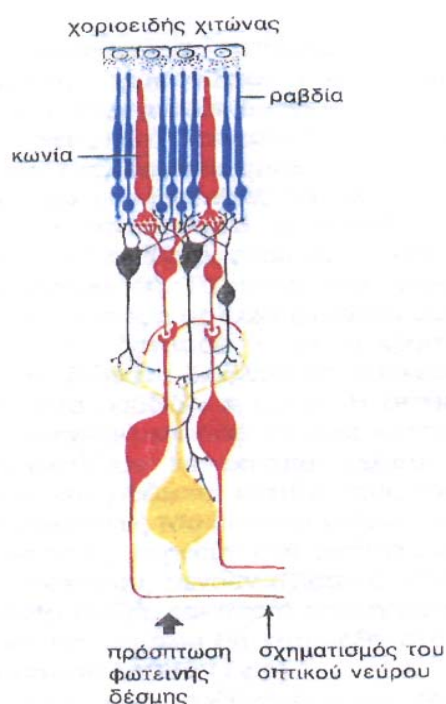
Το τοίχωμα αποτελείται από τρεις χιτώνες: τον **ινώδη**, τον **αγγειώδη** και τον **αμφιβληστροειδή**.

Ο ινώδης χιτώνας αποτελείται από τον κερατοειδή χιτώνα και τον σκληρό χιτώνα (άσπρο του ματιού). Ο κερατοειδής είναι διαφανής για να επιτρέψει την είσοδο του

φωτός στο βολβό. Ο σκληρός είναι αρκετά ισχυρός, ώστε να διατηρεί το σχήμα και να προστατεύει το εσωτερικό του οφθαλμικού βολβού.

Ο αγγειώδης χιτώνας αποτελείται από την ίριδα, το ακτινωτό σώμα και τον χοριοειδή χιτώνα. Η ίριδα είναι ένας έγχρωμος δίσκος μπροστά από τον φακό του ματιού, σαν διάφραγμα, με μια στρογγυλή οπή στο κέντρο, την κόρη του οφθαλμού. Η ίριδα έχει μύες με την βοήθεια των οποίων μεταβάλλεται το εύρος της κόρης ανάλογα με την ένταση του φωτός. Στο πολύ φως η κόρη συστέλλεται και σε λίγο φως διαστέλλεται. Οι μεταβολές αυτές γίνονται αυτόματα (αντανακλαστικό της κόρης). Το χρώμα των ματιών (καστανό, πράσινο, γαλάζιο) οφείλεται στις αντίστοιχες χρωστικές που περιέχουν τα κύτταρα της ίριδας. Το ακτινωτό σώμα συνδέει το χοριοειδή με την ίριδα και περιέχει τον ακτινωτό μυ, ο οποίος συγκρατεί το φακό στη θέση του, αλλά και μεταβάλλει την καμπυλότητα ανάλογα με την απόσταση των αντικειμένων. Ο χοριοειδής χιτώνας καλύπτει εσωτερικά το σκληρό και περιέχει πολλά αγγεία.

Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας είναι ο ευαίσθητος νευρικός χιτώνας, ο οποίος καλύπτει εσωτερικά το χοριοειδή. Είναι ένα πολύπλοκο σύστημα από νευρικά κύτταρα και νευρικές ίνες, αλλά το κυριότερο περιέχει τα οπτικά κύτταρα, των οποίων οι αποφυάδες τους καλούνται ραβδία και κωνία (Σχ. 1.3). Τα ραβδία και κωνία είναι ευαίσθητα στο φως και αποτελούν το υποδεκτικό όργανο του αισθητηρίου της όρασης.



Σχ. 1.3 : Σχηματική παράσταση των κυττάρων του αμφιβληστροειδή. Διακρίνονται τα κωνία και τα ραβδία τα οποία συνδέονται με άλλα νευρικά κύτταρα, οι οπτικές ίνες των οποίων θα σχηματίσουν το οπτικό νεύρο.

β. Το περιεχόμενο

Το περιεχόμενο του οφθαλμικού βολβού αποτελείται από το **υδατοειδές υγρό**, τον **κρυσταλλικό φακό** και το **υαλώδες σώμα**. Το υδατοειδές υγρό βρίσκεται στο χώρο μεταξύ του κερατοειδή και του φακού. Ο κρυσταλοειδής φακός είναι αμφίκυρτος, διαφανής, ελαστικός φακός ο οποίος με τη βοήθεια του ακτινωτού μυ μεταβάλλει την κυρτότητα του, ώστε φως να εστιάζεται πάντοτε στον αμφιβληστροειδή. Το υαλώδες σώμα είναι ημίρευστη διαφανής ουσία και γεμίζει όλο το χώρο του βολβού πίσω από το φακό. Συντελεί στη διατήρηση του σχήματος του οφθαλμικού βολβού και στη συγκράτηση του αμφιβληστροειδή στη θέση του.

Η αγγείωση του ματιού γίνεται από την οφθαλμική αρτηρία που είναι κλάδος της έσω καρωτίδας, Το αίμα απάγεται από το μάτι κυρίως με την οφθαλμική φλέβα. Στο βολβό υπάρχουν τρία πλέγματα αγγείων :

- τα αγγεία του επιπεφυκότα
- το αγγειακό πλέγμα του ραγοειδή χιτώνα
- τα αγγεία του αμφιβληστροειδή

Το αγγειακό πλέγμα του ραγοειδή αποτελείται από τα ακτινωτά αγγεία, που διακρίνονται στις πρόσθιες ακτινοειδείς αρτηρίες και φλέβες, που τροφοδοτούν κυρίως την ίριδα και το ακτινωτό σώμα, και τις οπίσθιες (μακρές και βραχείες) αρτηρίες. Μεταξύ των πρόσθιων και των οπίσθιων ακτινοειδών αρτηριών υπάρχουν πολλαπλές αναστομώσεις.

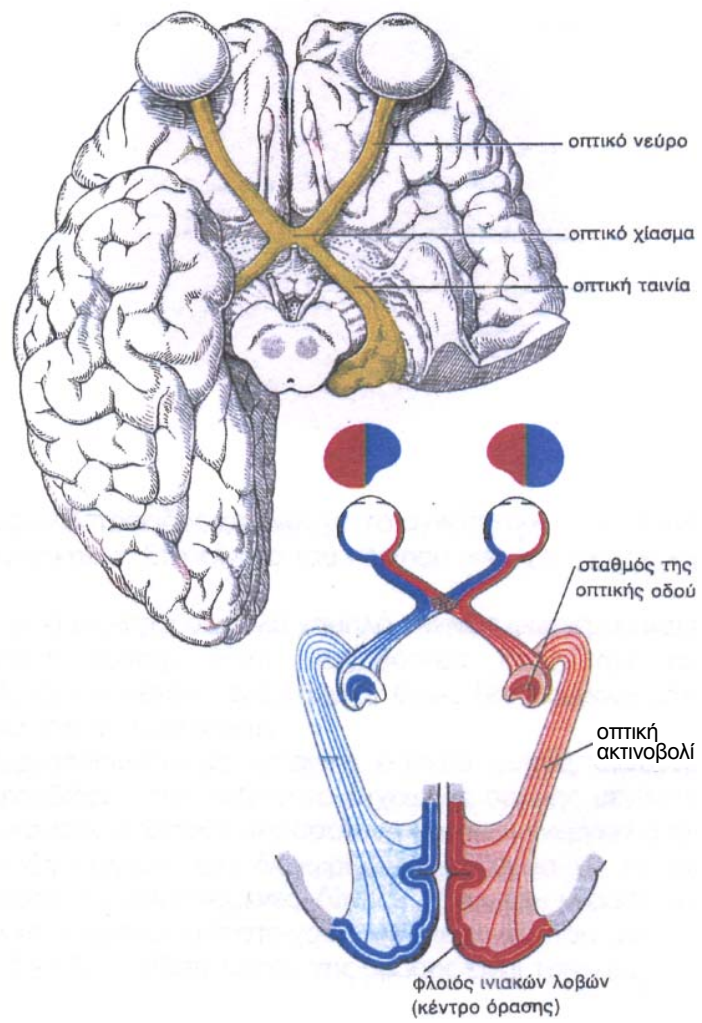
Οι οπίσθιες βραχείες ακτινοειδείς αρτηρίες είναι πολύ σημαντικές γιατί συμμετέχουν στην αιματική τροφοδοσία των εξωτερικών στιβάδων του αμφιβληστροειδή. Το αίμα από το χοριοειδή απάγεται με τις περιδίνητες φλέβες.

Ο αμφιβληστροειδής έχει μικτή τροφοδοσία. Οι εσωτερικές του στιβάδες τροφοδοτούνται από κλάδους της κεντρικής αρτηρίας του αμφιβληστροειδή (νευρικές ίνες, γαγγλιακά κύτταρα), ενώ οι εξωτερικές του στιβάδες από το χοριοειδή. Η κεντρική αρτηρία εισχωρεί στο οπτικό νεύρο, σε απόσταση περίπου 6mm πίσω από το βολβό, αναδύεται από τον οπτικό δίσκο, όπου και διακλαδίζεται σε όλη σχεδόν την έκταση του οπτικού αμφιβληστροειδή. Τα αγγεία του αμφιβληστροειδή είναι τελικά και δεν αναστομώνονται μεταξύ τους ή με άλλα

αγγειακά συστήματα.

Ο κερατοειδής χιτώννας, το υδατοειδές υγρό, ο κρυσταλοειδής φακός και το υαλώδες σώμα αποτελούν τη διάφανη διαθλαστική συσκευή του ματιού, διαμέσου της οποίας το φως φτάνει στα ραβδία και κωνία. Η **οπτική οδός** αρχίζει από τα ραβδία και τα κωνία και συνεχίζει με ειδικά νευρικά κύτταρα, οι νευρικές ίνες των οποίων συνενούμενες σχηματίζουν το **οπτικό νεύρο**. Τα δύο οπτικά νεύρα εισέρχονται στον εγκέφαλο και χιάζονται μεταξύ τους (**οπτικό χίασμα**) κατά το ήμισυ. Δηλαδή οι μισές νευρικές ίνες του οπτικού νεύρου, αυτές που βρίσκονται από την μεριά της ρινικής κοιλότητας, περνούν στο αντίθετο ημισφαίριο, ενώ οι άλλες μισές, προς τη μεριά του κροτάφου, μένουν αχίαστες. Έτσι μετά το οπτικό χίασμα σχηματίζεται η **οπτική ταινία** (δεξιά, αριστερή) από αχίαστες και χιασμένες νευρικές ίνες, η οποία με την οπτική ακτινοβολία θα καταλήξει στο κέντρο της όρασης που βρίσκεται στο φλοιό του **ινιακού λοβού** (Σχ. 1.4).

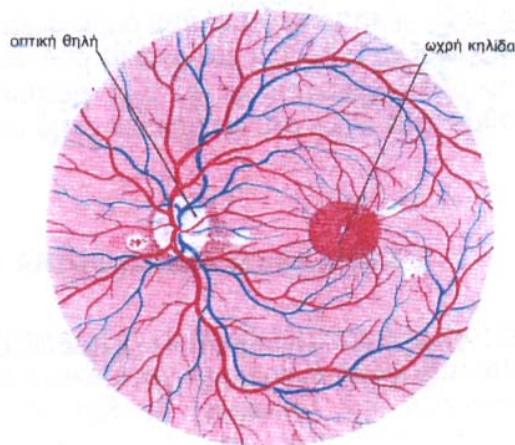
Το μάτι από άποψη οπτικής, είναι ισοδύναμο με μια φωτογραφική μηχανή, γιατί έχει σύστημα φακών, σύστημα μεταβλητού διαφράγματος, και τον αμφιβληστροειδή, ο οποίος αντιστοιχεί στο φιλμ. Το σύστημα των φακών του ματιού αποτελείται από (1) την επιφάνεια επαφής του αέρα με την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, (2) την επιφάνεια επαφής της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς με το υδατοειδές υγρό, (3) την επιφάνεια επαφής του υδατοειδές υγρού με την πρόσθια επιφάνεια του κρυσταλοειδούς φακού και (4) την επιφάνεια επαφής μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας του φακού και του υαλοειδούς υγρού. Ένας από τους παράγοντες που καθορίζουν την ισχύ εστίασης κάθε επιφάνειας είναι η διαφορά του δείκτη διάθλασης από τις δυο πλευρές της. Ένας άλλος παράγοντας είναι η κυρτότητα της επιφάνειας. Ο δείκτης διάθλασης του αέρα είναι 1, του κερατοειδούς 1.38, του υδατοειδούς υγρού 1.33, του φακού 1.40 και του υαλοειδούς υγρού 1.34. Η εικόνα είναι ανεστραμμένη σε σχέση με το αντικείμενο, όμως ο εγκέφαλος αντιλαμβάνεται τα αντικείμενα στη σωστή τους (όρθια) θέση.



Σχ. 1.4 : Η οπτική οδός.

1.2 Ο μηχανισμός της όρασης

Για να σχηματιστεί οπτική εικόνα, πρέπει οι προσπίπτουσες φωτεινές ακτίνες να διέρθουν από το διάφραγμα της ίριδας, να εστιαστούν από το φακό στον αμφιβληστροειδή, όπου βρίσκονται τα φωτοευαίσθητα ραβδία και κωνία, και να σχηματίσουν το είδωλο του αντικειμένου πάνω του. Η κατανομή των φωτοαισθητήρων στον αμφιβληστροειδή είναι ανομοιόμορφη (Σχ. 1.6(α)). Η μέγιστη πυκνότητα τους φθάνει τους 400×400 ανιχνευτές φωτός/ mm^2 . Περίπου στο κέντρο του αμφιβληστροειδή υπάρχει μια περιοχή μεγέθους 0.4mm , η λεγόμενη ωχρή κηλίδα (Σχ. 1.5), στην οποία υπάρχουν μόνο κωνία. Στην ωχρή κηλίδα η σύνδεση των κωνίων με τις ίνες του οπτικού νεύρου είναι 1-1, και επομένως η όραση είναι μεγάλης ακρίβειας. Αντίθετα, καθώς αυξάνεται η απόσταση από την ωχρή κηλίδα, αυξάνει και ο αριθμός των αισθητήρων που συνδέονται με μια ίνα και φθάνει τον λόγο 140:1 στην περιφέρεια του αμφιβληστροειδή. Στον οπτικό δίσκο, στο σημείο δηλαδή που εισέρχεται το οπτικό νεύρο δεν απαντώνται φωτοαισθητήρες. Σε κάθε οφθαλμό υπάρχουν περίπου $5-7 \times 10^6$ κωνία και $75-150 \times 10^6$ ραβδία.

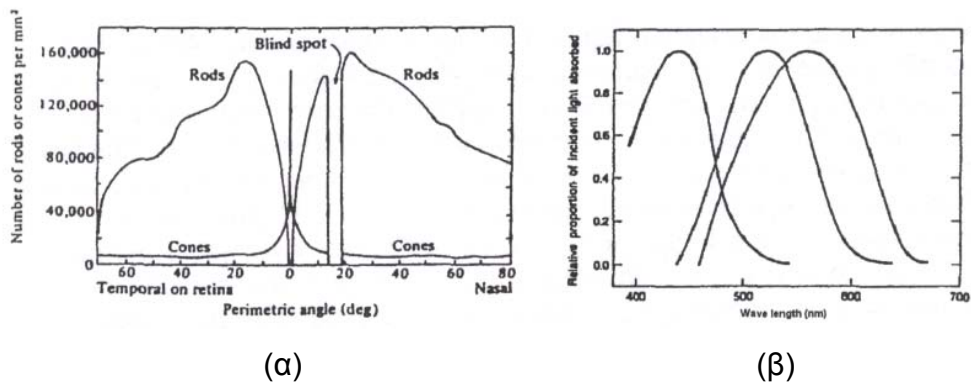


Σχ. 1.5 : Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας με τα αγγεία του, όπως φαίνεται με το οφθαλμοσκόπιο. Στο κέντρο του περίπου υπάρχει η ωχρή κηλίδα.

Τα ραβδία είναι ευαίσθητα σε πολύ χαμηλά επίπεδα φωτισμού και είναι υπεύθυνα για τη σκοτοπική όραση. Είναι περισσότερα προς την περιφέρεια του αμφιβληστροειδή, έχουν μεγάλη ευαισθησία, όμως δεν βοηθούν στη διάκριση

των ορίων και των χρωμάτων των εικόνων.

Τα κωνία ενεργοποιούνται σε κανονικά επίπεδα φωτός, δηλαδή σε φωτοπικές συνθήκες, και προσδίδουν την ικανότητα έγχρωμης όρασης μεγάλης ακριβείας. Τα κωνία για να διεγερθούν απαιτούν περισσότερη φωτεινή ενέργεια από ότι τα ραβδία. Υπάρχουν τρία είδη κωνίων που διαχωρίζονται ανάλογα με τη φασματική τους ευαισθησία σε τρεις επικαλυπτόμενες ζώνες : βραχέα, μεσαία και μακρά μήκη κύματος, τα οποία περίπου αντιστοιχούν σε περιοχές του μπλε, πράσινου και κόκκινου φωτός (Σχ. 1.6(β)). Η βάση λοιπόν της όρασης είναι τριχρωμική.



Σχ. 1.6 : (α) Πυκνότητα ραβδίων και κωνίων σε διάφορες αποστάσεις από το κέντρο της ωχρής κηλίδας, (β) Φάσματα απορρόφησης των τριών χρωστικών ουσιών των κωνίων στον ανθρώπινο οφθαλμό.

Η διέγερση των φωτοϋποδοχέων έχει βιοχημική βάση. Συγκεκριμένα στις άκρες των ραβδίων και των κωνίων υπάρχουν φωτοευαίσθητες ουσίες, που αποτελούνται από μια πρωτεΐνη, την οψίνη και ένα παράγωγο της βιταμίνης Α, τη ρετίνη. Η φωτοευαίσθητη ουσία των ραβδίων είναι η ροδοψίνη. Για τα κωνία υπάρχουν τρεις διαφορετικές φωτοευαίσθητες ουσίες ανάλογα με το είδος τους. Το φως λοιπόν, περνώντας από τη διαθλαστική συσκευή απορροφάται από τις φωτοευαίσθητες ουσίες του αμφιβληστροειδή, οι οποίες παθαίνουν δομικές μεταβολές. Αποτέλεσμα αυτών των μεταβολών είναι η δημιουργία νευρικής ώσης. Το δημιουργούμενο ηλεκτρικό σήμα φτάνει μέσω οπτικής οδού στο οπτικό κέντρο, όπου γίνεται η συνένωση των δυο εικόνων σε μια και η ανόρθωση τους. Η ανόρθωση των οπτικών εικόνων, η ταύτιση τους με το αντικείμενο στο οποίο

αντιστοιχούν και η προβολή τους στη θέση όπου βρίσκονται στο χώρο είναι καθαρά σύνθετο εγκεφαλικό φαινόμενο.

1.3 Παθήσεις του ανθρώπινου οφθαλμού

ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΕΣ ΑΝΩΜΑΛΙΕΣ: Οι ανωμαλίες της όρασης μπορεί να οφείλονται είτε στην ελάττωση της ελαστικότητας του φακού (**πρεσβυωπία**), είτε στην ελάττωση (**υπερμετρωπία**) ή την αύξηση (**μυωπία**) της προσθιοπίσθιας διαμέτρου του βολβού, είτε τέλος σε ομοιόμορφη κυρτότητα του κερατοειδούς χιτώνα (**αστιγματισμός**).

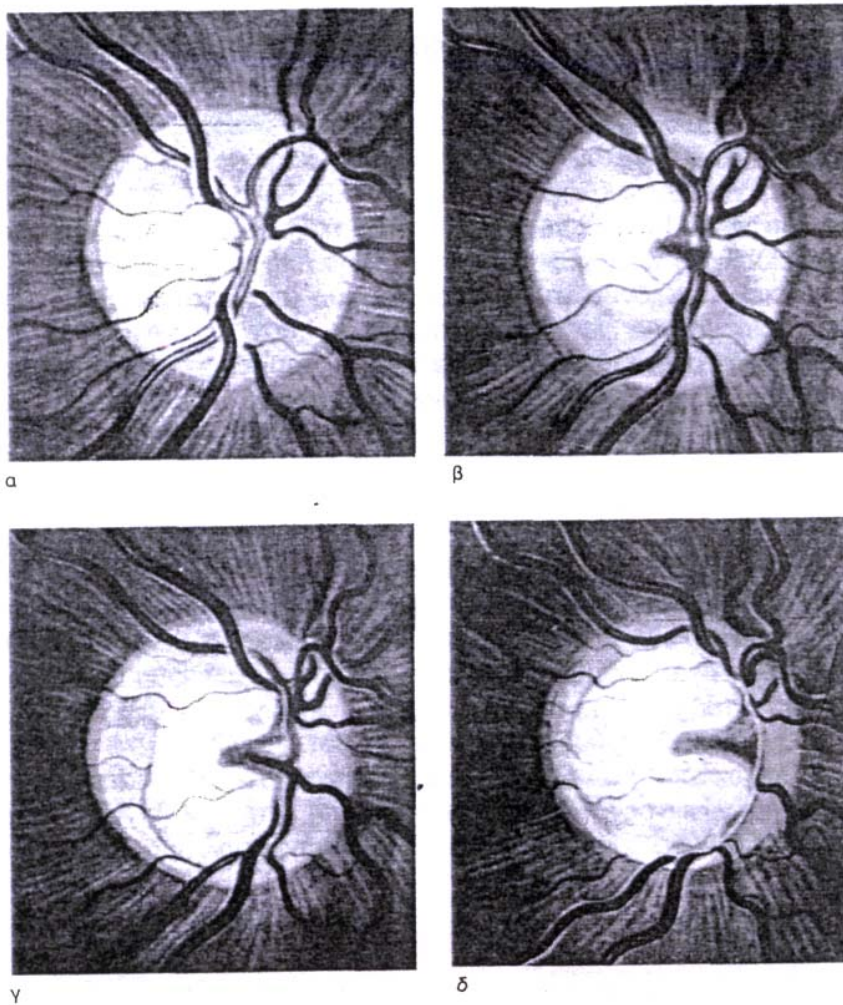
Από τις παθήσεις των ματιών, οι πιο συνηθισμένες είναι η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, το γλαύκωμα και ο καταρράκτης.

ΔΙΑΒΗΤΙΚΗ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΟΠΑΘΕΙΑ: Διαβητικοί άρρωστοι, στους οποίους ο διαβήτης χρονολογείται πάνω από 10 χρόνια έχουν πιθανότητα 75% να αναπτύξουν διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια. Η πάθηση είναι εξελικτική. Αρχικά προσβάλλει τα αγγεία του αμφιβληστροειδή, προκαλώντας μικροανευρίσματα. Αργότερα δημιουργεί εκτεταμένες αλλοιώσεις στον αμφιβληστροειδή και ιδιαίτερα στην ωχρή κηλίδα (αιμορραγίες και εξιδρώματα) που καταλήγουν σε μείωση της όρασης και τύφλωση. Διακρίνεται σε παραγωγική και μη παραγωγική διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια.

ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗΣ: Η σταδιακή και ανώδυνη απώλεια της διαφάνειας του φακού του ματιού καλείται καταρράκτης. Αιτία της ασθένειας είναι συνήθως η γήρανση, όμως το φαινόμενο μπορεί να επιταχυνθεί λόγω διαβήτη η τραυματισμού του οφθαλμού. Διακρίνεται σε συγγενή και επίκτητο καταρράκτη.

ΓΛΑΥΚΩΜΑ: Το γλαύκωμα είναι μια σοβαρή ασθένεια και μια από τις κυριότερες αιτίες τύφλωσης, η οποία καταπολεμείται αποτελεσματικά αν διαγνωσθεί έγκαιρα. Με τον όρο γλαύκωμα καλούνται διάφορες παθήσεις του ματιού, οι οποίες έχουν σαν κύριο χαρακτηριστικό γνώρισμα την αύξηση της ενδοφθάλμιας πίεσης,

συνέπεια της οποίας είναι η δευτεροπαθώς ατροφική κοιλίανση του οπτικού δίσκου και αλλοιώσεις από το οπτικό πεδίο (Σχ. 1.7). Το οπτικό νεύρο, το οποίο εισέρχεται στον οφθαλμό από την οπτική θηλή, είναι ευαίσθητο στην αύξηση της πίεσης του υδατοειδούς υγρού. Αν η συγκεκριμένη πίεση αυξηθεί, τα νευρικά κύτταρα του οπτικού νεύρου πεθαίνουν και ο ασθενής αντιλαμβάνεται τελικά απώλεια στην όραση. Η διάγνωση λοιπόν της ασθένειας βασίζεται σε μετρήσεις της ενδοοφθάλμιας πίεσης και στην ανίχνευση πιθανών αλλαγών στο σχήμα, τον όγκο και το βάθος της κεφαλής του οπτικού νεύρου και του οπτικού δίσκου.



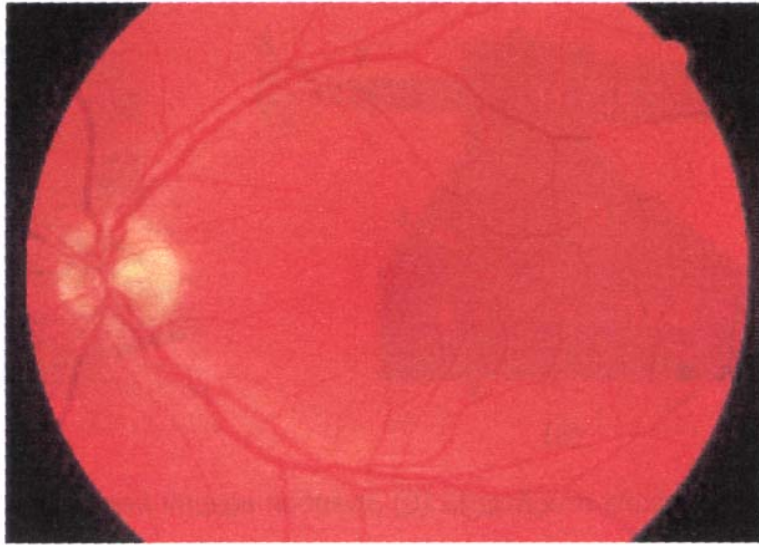
Σχ. 1.7 : (α) Φυσιολογική οπτική θηλή, (β) Γλαυκωματική οπτική θηλή (αρχικό στάδιο), (γ) Γλαυκωματική οπτική θηλή (προχωρημένο στάδιο), (δ) Γλαυκωματική οπτική θηλή (τελικό στάδιο).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΜΕΘΟΔΟΙ ΟΦΘΑΛΜΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Η οφθαλμική φωτογραφία αποτελεί μια αυστηρά εξειδικευμένη μορφή ιατρικής απεικόνισης, η οποία είναι αφοσιωμένη στη μελέτη και την θεραπεία των παθήσεων των ματιών. Καλύπτει ένα ευρύ φάσμα απεικονιστικών υπηρεσιών ενσωματώνοντας πολλούς τομείς της εμπορικής και της ιατρικής φωτογραφίας. Πολλές συχνές παθήσεις του οφθαλμού, όπως η διαβητική αμφιβληστοειδοπάθεια και το γλαύκωμα καθώς και άλλες πιο σπάνιες λειτουργικές ανωμαλίες όπως το σύνδρομο Harada προκαλούν αλλοιώσεις των αγγείων του αμφιβληστροειδή, οι οποίες ανιχνεύονται στις οφθαλμικές φωτογραφίες. Επίσης, πολλές επεμβατικές θεραπευτικές μέθοδοι όπως η χρήση Laser σχεδιάζονται και πραγματοποιούνται με βάση την διάταξη των αγγείων του οφθαλμού, όπως αυτή παρατηρείται στην απεικόνιση του εσωτερικού του ματιού.

Η πρώτη προσπάθεια απεικόνισης της ανατομίας του οφθαλμού πραγματοποιήθηκε στις αρχές του 20ου αιώνα. Πρόκειται για τη λεγόμενη μονοχρωματική φωτογράφιση του πυθμένα (fundus) του ματιού. Με τη συγκεκριμένη μέθοδο λαμβάνονται κοινές φωτογραφίες του οφθαλμού με χρήση κατάλληλων φίλτρων αποκοπής συχνοτήτων, ώστε να αποτυπώνονται στο φωτογραφικό φιλμ οι περιοχές ενδιαφέροντος του πυθμένα με μεγαλύτερη ευκρίνεια. Εξειδικευμένη μορφή της τεχνικής αυτής αποτελεί η μονοχρωματική απεικόνιση του υποστρώματος των νευρώνων του αμφιβληστροειδούς, η οποία χρησιμεύει στην ανίχνευση της σταδιακής καταστροφής του ματιού από γλαύκωμα. Τα τελευταία χρόνια χάρη στην εξέλιξη της τεχνολογίας των φωτογραφικών μηχανών και των λογισμικών απεικόνισης λαμβάνονται πλέον και έγχρωμες εικόνες του πυθμένα του οφθαλμού (Σχ. 2.1).



Σχ. 2.1 : *Τυπική έγχρωμη εικόνα εξόδου κάμερας πυθμένα.*

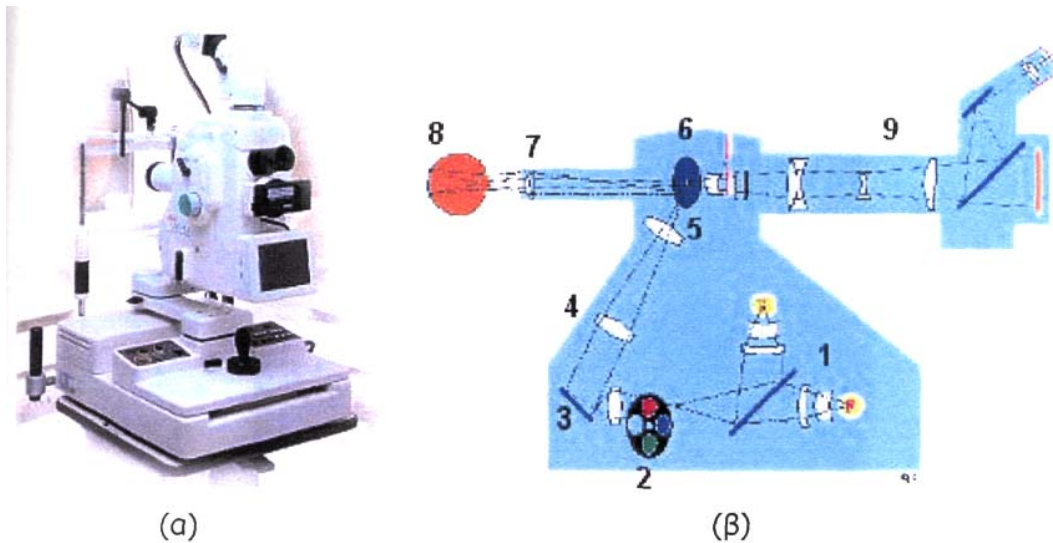
Μια άλλη τεχνική, η οποία χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των εσωτερικών κυρίως στρωμάτων του οφθαλμού είναι η βιομικρογραφία λυχνίας οπής (slit-lamp biomicrography). Κατά τη διάρκεια της συγκεκριμένης εξέτασης, πραγματοποιείται σειρά φωτογραφήσεων του οφθαλμού με χρήση οπής κατάλληλου εύρους και ακτινοβολίας κατάλληλου μήκους κύματος, ώστε να τονίζονται η υφή και τα χαρακτηριστικά συγκεκριμένων δομών του ματιού.

Τα τελευταία χρόνια εφαρμόζονται δύο ακόμη τεχνικές οφθαλμικής απεικόνισης. Η μία είναι η λεγόμενη οφθαλμοσκόπια laser σάρωσης (scanning laser ophthalmoscopy), η οποία παρέχει λεπτομερή πληροφορία για την επιφανειακή τοπογραφία του αμφιβληστροειδή. Η δεύτερη είναι η εφαρμογή της υπερηχοτομογραφίας Doppler για την καταγραφή της ταχύτητας του αίματος στην οφθαλμική αρτηρία.

Τέλος, εξειδικευμένα όργανα για την απεικόνιση της κόρης του οφθαλμού αποτελούν τα μικροσκόπιο διάχυσης, τα οποία επιτρέπουν στον οφθαλμίατρο να παρατηρεί τα κύτταρα της.

2.1 Κάμερα πυθμένα

Ο αμφιβληστροειδής είναι στην ουσία το "φωτογραφικό φιλμ" του οφθαλμού. Οι εικόνες περνάνε μέσα από τον κερατοειδή χιτώνα και το φακό και εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, ο οποίος τις μετατρέπει σε ηλεκτρικά ερεθίσματα, τα οποία οδηγούνται στον εγκέφαλο, ενεργοποιούν το κέντρο όρασης και προσφέρουν στον άνθρωπο τη δυνατότητα τρισδιάστατης αντίληψης του κόσμου. Η απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς καθώς και των αγγείων και διαφόρων άλλων δομών (οπτικός δίσκος, ωχρή κηλίδα) που περιέχει, με σκοπό την έγκαιρη διάγνωση τυχόν αλλοιώσεων, πραγματοποιείται με ειδικευμένα όργανα τις λεγόμενες κάμερες πυθμένα (fundus cameras) (Σχ. 2.2(α)). Με τις κάμερες πυθμένα πραγματοποιείται άμεση καταγραφή της κατάστασης του αμφιβληστροειδή, γιατί με την συγκεκριμένη εξέταση η κόρη του ματιού χρησιμοποιείται σαν είσοδος αλλά και σαν έξοδος των φωτεινών ακτινών.



Σχ. 2.2 : (α) Τυπική κάμερα πυθμένα, (β) Εξαρτήματα κάμερας πυθμένα.

Η κάμερα πυθμένα είναι ένα μικροσκόπιο χαμηλής ισχύος, στο άνω άκρο του οποίου προσαρμόζεται μια κάμερα. Παλαιότερα η κάμερα ήταν μια κοινή φωτογραφική μηχανή και οι εικόνες αποτυπώνονταν στο φωτογραφικό φιλμ. Σήμερα με την εξέλιξη της ψηφιακής τεχνολογίας χρησιμοποιούνται CCD-κάμερες, οι οποίες επικοινωνούν με ηλεκτρονικό υπολογιστή στον οποίο στέλνουν τα δεδομένα για απεικόνιση και περαιτέρω επεξεργασία, με χρήση

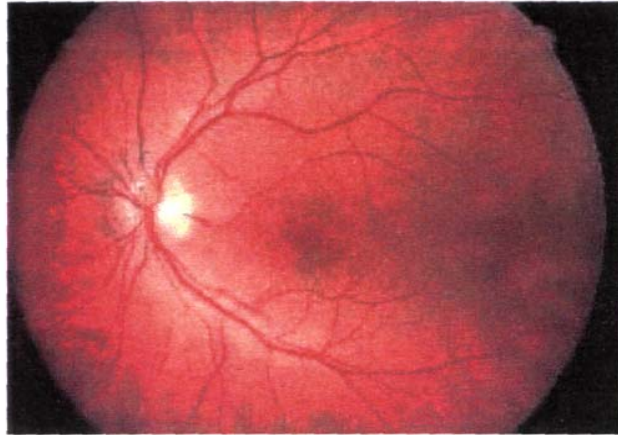
κατάλληλου λογισμικού. Η συσκευή χαρακτηρίζεται από τη γωνία σάρωσης, η οποία καθορίζει τη μεγέθυνση που μπορεί να επιτευχθεί. Γωνία σάρωσης 30° δημιουργεί εικόνες με μεγέθυνση της τάξης του 2.5, αντίθετα γωνίες 45° -140° προκαλούν σμίκρυνση των απεικονιζόμενων δομών.

Στο Σχ. 2.2(β) παρουσιάζονται τα εσωτερικά εξαρτήματα μιας κάμερας πυθμένα. Μια λυχνία (1) ακτινοβολεί φως το οποίο κατευθύνεται σε ένα σύνολο οπτικών φίλτρων (2) και στη συνέχεια σε ένα κυκλικό κάτοπτρο (3). Το κάτοπτρο αντανακλά τις φωτεινές ακτίνες σε μια σειρά φακών (4), οι οποίοι εστιάζουν την ακτινοβολία σε μια ειδική μάσκα (5). Η μάσκα αποκόπτει το φως που πέφτει σε έναν κυκλικό δίσκο στην κεντρική της περιοχή και ανακλά το υπόλοιπο σε ένα κυκλικό κάτοπτρο (6) που φέρει μια οπή στο κέντρο του. Το τελευταίο οδηγεί το φως στον αντικειμενικό φακό (7) της κάμερας, από όπου εξέρχεται της συσκευής και εισέρχεται στον οφθαλμό (8) από την κόρη. Υποθέτοντας ότι το σύστημα φωτισμού είναι κατάλληλα εστιασμένο, η εικόνα του αμφιβληστροειδή μεταδίδεται δια μέσου της κόρης στον κεντρικό μη φωτιζόμενο κυκλικό δίσκο της μάσκας από όπου οδηγείται σε μια σειρά διορθωτικών φακών και από εκεί στο φακό της κάμερας (9).

2.2 Φλουροαγγειογραφία

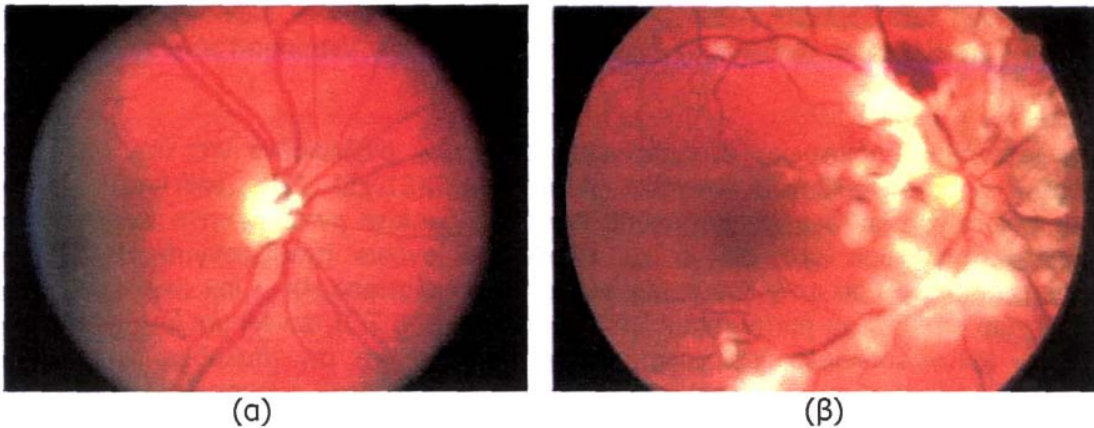
Πρόκειται για εξεταστική μέθοδο του πυθμένα του ματιού. Η φλουροαγγειογραφία (fluorescein angiography, FA) βασίζεται στη φωτογράφιση του φθορισμού που εκπέμπει η φλουροσκεΐνη κατά τη δίοδο της μέσα από τα αγγεία του πυθμένα. Η φλουροσκεΐνη, είναι μια χρωστική ουσία που ακτινοβολεί στην περιοχή του πορτοκαλί χρώματος.

Αρχικά χορηγείται στον εξεταζόμενο ενδοφλεβίως νατριούχο άλας φλουροσκεΐνης 10% και η φωτογράφιση αρχίζει 5-7sec μετά την ένεση, με ρυθμό λήψης μια φωτογραφία/sec για τα επόμενα 20sec. Ο χρόνος κυκλοφορίας της φλουροσκεΐνης από την χορήγηση της μέχρι την εμφάνιση της στον πυθμένα κυμαίνεται από 5 έως 30 sec και εξαρτάται από τον καρδιακό ρυθμό του ασθενούς και από την κατάσταση των αγγείων του.



Σχ. 2.3 : *Εικόνα πυθμένα τύπου FA υγιούς οφθαλμού.*

Με την τόσο λεπτή αυτή εξέταση ελέγχονται τυχόν παθολογίες των αγγείων του αμφιβληστροειδούς όπως επίσης φλεγμονές και εκφυλιστικές αλλοιώσεις. Σε φυσιολογικές καταστάσεις (Σχ. 2.3) η χρωστική κυκλοφορεί μόνο μέσα στα αγγεία. Σε παθολογικές καταστάσεις εξαγγειώνεται (Σχ. 2.4). Τα κύρια στάδια της τεχνικής είναι η προαρτηριακή, η αρτηριακή, η τριχοειδής και η πρώιμη και τελική φάση.



Σχ. 2.4 : *Παθολογικές εικόνες τύπου FA : (α) Γλαυκωματική οπτική θηλή
(β) Τραυματισμένος αμφιβληστροειδής*

2.3 Χοριοαγγειογραφία Ινδοκυανίνης (ICG)

Η χοριοαγγειογραφία ινδοκυανίνης (indocyanine green angiography, ICG), είναι μια εξέταση παρόμοια με την φλουροαγγειογραφία. Είναι γνωστή ως μέθοδος μελέτης της κυκλοφορίας του χοριοειδούς, ο οποίος βρίσκεται ένα επίπεδο βαθύτερα από τον αμφιβληστροειδή (Σχ. 2.5). Χρησιμοποιεί σαν χρωστική μια πράσινη ουσία την ινδοκυανίνη, η οποία φθορίζει στην περιοχή του υπέρυθρου. Οι υπέρυθρες ακτίνες έχουν την ικανότητα να διαπερνάνε τα στρώματα του αμφιβληστροειδούς και να καθιστούν ορατά στον οφθαλμίατρο τα αγγεία του χοριοειδούς. Η λήψη των εικόνων γίνεται με χρήση CCD κάμερας ευαίσθητης στην υπέρυθη ακτινοβολία.



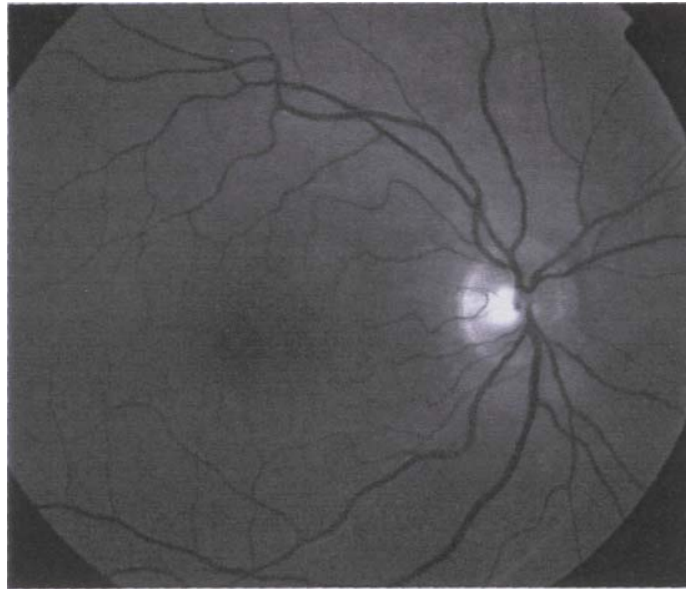
Σχ. 2.5 : Τυπική εικόνα τύπου ICG.

Η χρωστική εγχύεται ενδοφλεβίως και οδηγείται με την κυκλοφορία του αίματος στα αγγεία του χοριοειδούς. Ο οφθαλμίατρος μπορεί να παρατηρήσει το χοριοειδή όσο διαρκεί ο χρωματισμός των υγρών ή του αίματος που υπάρχουν σε αυτόν. Οι κύριες φάσεις της εξέτασης ICG είναι ίδιες με της FA.

Η αγγειογραφία με ινδοκυανίνη αποκαλύπτει τη χοριοειδική νεοαγγείωση σε ποσοστό πάνω από 90% των ασθενών που παρουσιάζουν με την απλή φλουροαγγειογραφία εικόνα κρύφιας χοριοειδικής νεοαγγείωσης, ενώ περίπου το 40% από αυτούς παρουσιάζεται να έχουν κλασική χοριοειδική νεοαγγείωση.

Πριν από την ενδοφλέβια χορήγηση οποιασδήποτε χρωστικής λαμβάνεται

μια εικόνα (red free, RF) (Σχ. 2.6), με χρήση φίλτρου ζωνοδιαβατού, με εύρος συχνοτήτων στην πράσινη περιοχή, το οποίο αποκόπτει την ερυθρή συνιστώσα του φωτός. Η συγκεκριμένη εικόνα απεικονίζει τα αγγεία του αμφιβληστροειδούς σκουρόχρωμα, και η πληροφορία που περιέχει χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τα δεδομένα από τις FA και ICG απεικονίσεις για τη συστηματική μελέτη της αιματικής ροής στον οφθαλμό, για την αξιολόγηση των αγγειακών αλλοιώσεων και για τη σχεδίαση και εφαρμογή θεραπείας με χρήση ακτινών laser.



Σχ. 2.6 : *Τυπική ασπρόμαυρη εικόνα RF.*

2.4 Πληροφορίες για τις εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν

Οι εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη ελήφθησαν με τη μέθοδο της φλουροαγγειογραφίας, με χρήση μιας Topcon TRC 501A Retinal Camera Kodak Megaplug, model 1.4i. Οι εικόνες ελήφθησαν από την οφθαλμολογική κλινική του νοσοκομείου Υγεία Αθηνών, υπό τον ιατρό-οφθαλμίατρο κ.Νέο.

Οι ασθενείς στους οποίους ανήκουν οι εικόνες έπασχαν από :

- Απόφραξη φλεβικού κλάδου αμφιβληστροειδούς
- Αναστομωτική αγγείωση σε υπερτασικό άτομο με απόφραξη φλέβας
- Διαβητικό άτομο (αιμοραγίες)

Μετά από τη λήψη τους μετατράπηκαν σε ασπρόμαυρες και αποθηκεύτηκαν ως .tif εικόνες, μεγέθους 1024x1024.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΙ ΤΕΛΕΣΤΕΣ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΑΚΜΩΝ – ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

3.1 Γενικά για τις ακμές [7]

Οι ακμές είναι βασικά χαρακτηριστικά της εικόνας. Φέρουν χρήσιμες πληροφορίες για τα όρια των αντικειμένων, οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ανάλυση εικόνας, προσδιορισμό αντικειμένων, καθώς επίσης και για εφαρμογές φιλτραρίσματος εικόνας. Παρά τη θεμελιώδη σημασία τους στην ψηφιακή επεξεργασία και ανάλυση εικόνας, δεν υπάρχει ακόμα ακριβής και ευρέως αποδεκτός μαθηματικός ορισμός της ακμής. Αυτό το γεγονός εξηγείται από την πολυπλοκότητα του περιεχομένου της εικόνας και από την παρεμβολή μηχανισμών όρασης υψηλού επιπέδου στην ανθρώπινη αντίληψη του ορίου ενός αντικειμένου. Στα επόμενα, θα θεωρήσουμε σαν ακμή (ή περίγραμμα) το σύνορο μεταξύ δύο ομογενών περιοχών μιας εικόνας που έχουν διαφορετικές εντάσεις φωτεινότητας. Αυτός ο ορισμός σημαίνει ότι η ακμή είναι μια τοπική μεταβολή της φωτεινότητας (αλλά όχι αναγκαστικά και το αντίστροφο).

Για παράδειγμα σε δυαδικές εικόνες ορίζονται ως σημεία ακμών τα μαύρα pixels που γειτνιάζουν τουλάχιστον με ένα λευκό pixel, δηλαδή το pixel με συντεταγμένες (m, n) , τέτοιο ώστε $u(m, n) = 0$ και $g(m, n) = 1$, επομένως:

$$g(m, n) = [u(m, n) \oplus u(m \pm 1, n)] \text{OR} [u(m, n) \oplus u(m, n \pm 1)] \quad (1)$$

όπου το \oplus δηλώνει την λογική πράξη exclusive-OR. Σε μια συνεχή εικόνα $f(x, y)$ οι ακμές βρίσκονται εκεί που η συνάρτηση παρουσιάζει μέγιστο. Γι' αυτό το λόγο μια τεχνική ανίχνευσης ακμών είναι να υπολογίσουμε την κλίση (gradient) της f ως προς r , στην κατεύθυνση του θ :

$$\frac{\partial f}{\partial r} = \frac{\partial f}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial r} + \frac{\partial f}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial r} = f_x \cos \theta + f_y \sin \theta \quad (2)$$

Η μέγιστη τιμή του $\frac{\partial f}{\partial r}$ επιτυγχάνεται όταν $(\partial/\partial \theta)(\partial f/\partial r) = 0$.

$$-f_x \sin \theta_x + f_y \cos \theta_y = 0 \Rightarrow \theta_x = \tan^{-1} \left(\frac{f_y}{f_x} \right) \quad (3a)$$

Αυτό δίνει :

$$\left(\frac{\partial f}{\partial r} \right)_{\max} = \sqrt{f_x^2 + f_y^2} \quad (3b)$$

Όπου θ_g είναι η κατεύθυνση της ακμής.

Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί διάφορες τεχνικές ανίχνευσης ακμών, αυτές είναι οι τελεστές gradient και compass. Για ψηφιακές εικόνες αυτοί οι τελεστές καλούνται μάσκες και αντιπροσωπεύουν ακριβείς προσεγγίσεις είτε των ορθογωνικών gradients τελεστών f_x, f_y ή του τελεστή διεύθυνσης $\frac{\partial f}{\partial r}$. Έστω ότι το H δηλώνει μια μάσκα $\rho \times \rho$ και έστω ότι για μια αυθαίρετη εικόνα u , ορίζεται η συνέλιξη στη θέση (m, n) , μεταξύ της μάσκας και της εικόνας ως εξής :

$$\langle U, H \rangle_{m,n} \triangleq \sum_i \sum_j h(i, j) u(i + m, j + n) = u(m, n) \bullet h(-m, -n) \quad (4)$$

3.1.1 Τελεστής κλίσης - Gradient

Αυτοί αντιπροσωπεύονται από ένα ζευγάρι μαस्कών H_1, H_2 οι οποίοι μετρούν την κλίση της εικόνας $u(m, n)$ σε δύο ορθογωνικές κατευθύνσεις. Καθορίζοντας τις διδιάστατες κλίσεις :

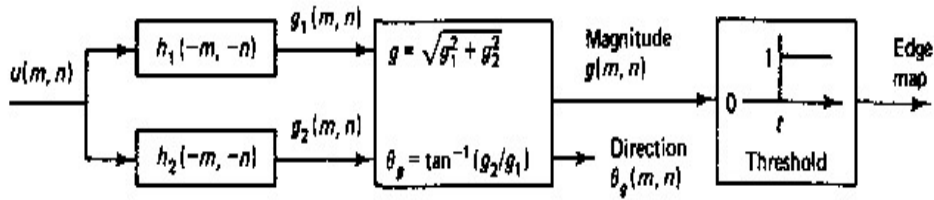
$$g_1(m, n) \triangleq \langle U, H_1 \rangle_{m,n} \quad (5)$$

$$g_2(m, n) \triangleq \langle U, H_2 \rangle_{m,n}$$

το μέτρο του διανύσματος της κλίσης και τη γωνία της που δίνονται από :

$$g(m, n) = \sqrt{g_1^2(m, n) + g_2^2(m, n)} \quad (6)$$

$$\theta_g(m, n) = \tan^{-1} \frac{g_2(m, n)}{g_1(m, n)}$$



Σχ. 3.1 : Ανίχνευση ακμών μέσω τελεστών κλίσης.

Συχνά το μέτρο της κλίσης υπολογίζεται ως εξής:

$$g(m,n) \stackrel{\Delta}{=} |g_1(m,n)| + |g_2(m,n)| \quad (7)$$

αντί του τύπου (5). Αυτός ο υπολογισμός είναι ευκολότερος στην παρουσίαση και προτιμάται ειδικά όταν χρησιμοποιείται σε ψηφιακό hardware. Ο πίνακας 3.1 έχει μια λίστα από τους πιο γνωστούς τελεστές κλίσης. Οι τελεστές Prewitt, Sobel και Isotropic υπολογίζουν οριζόντιες και κάθετες διαφορές των τοπικών αθροισμάτων. Αυτό μειώνει την επίδραση του θορύβου στα δεδομένα. Σημειώστε ότι αυτοί οι τελεστές έχουν την επιθυμητή ιδιότητα να παράγουν μηδενικά για όμοιες περιοχές.

Το pixel στο σημείο (m,n) δηλώνεται ως σημείο ακμής αν η $g(m,n)$ υπερβαίνει κάποιο κατώφλι t . Οι τοποθεσίες των σημείων ακμής αποτελούν ένα χάρτη ακμών $\varepsilon(m,n)$, ο οποίος καθορίζεται ως :

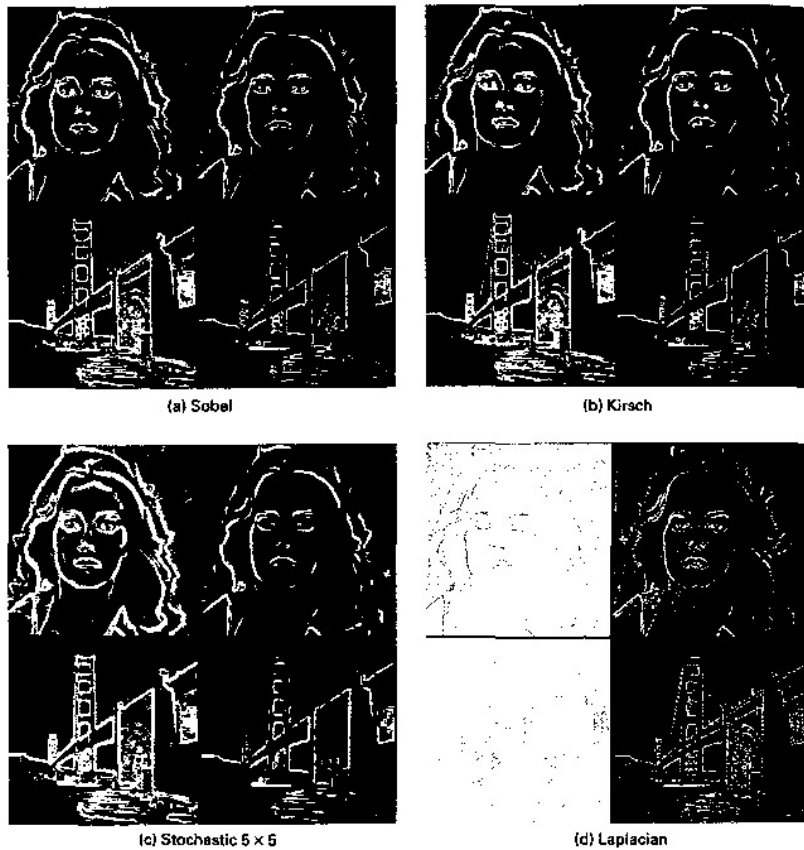
$$\varepsilon(m,n) = \begin{cases} 1, & (m,n) \in I_g \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (8)$$

όπου
$$I_g \stackrel{\Delta}{=} \{(m,n); g(m,n) > t\} \quad (9)$$

Ο χάρτης ακμών δίνει τα απαραίτητα δεδομένα για ιχνογράφηση των ορίων ενός αντικειμένου σε μια εικόνα. Τυπικά το t μπορεί να επιλεγεί, χρησιμοποιώντας το ιστόγραμμα της $g(m,n)$, έτσι ώστε το 5 με 10% των pixels με την μέγιστη κλίση να δηλώνονται σαν ακμές. Το σχήμα 3.2(α) δείχνει τις κλίσεις και τους χάρτες ακμών, χρησιμοποιώντας τον τελεστή Sobel σε δύο διαφορετικές εικόνες.

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1

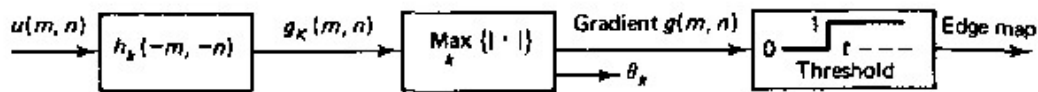
	H_1	H_2
Roberts [9]	$\begin{bmatrix} \boxed{0} & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \boxed{1} & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}$
Smoothed (Prewitt [6])	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & \boxed{0} & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & \boxed{0} & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$
Sobel [7]	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & \boxed{0} & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & \boxed{0} & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$
Isotropic	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -\sqrt{2} & \boxed{0} & \sqrt{2} \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -\sqrt{2} & -1 \\ 0 & \boxed{0} & 0 \\ 1 & \sqrt{2} & 1 \end{bmatrix}$



Σχ. 3.2 : Παραδείγματα ανίχνευσης ακμών. Σε κάθε περίπτωση, εικόνα κλίσης (αριστερά), χάρτης ακμών (δεξιά) - (α) Sobel (β) Kirsch (γ) 5x5 Στοχαστική μάσκα (δ) Laplace.

3.1.2 Τελεστής Compass

Ο τελεστής compass μετρά κλίσεις σε έναν επιλεγμένο αριθμό κατευθύνσεων (Σχ. 3.3). Ο πίνακας 3.2 δείχνει τέσσερις διαφορετικούς compass gradients για ακμές βόρειας κλίσης. Μια ανθρωπολογική κυκλική μετατόπιση των οκτώ στοιχείων (πλην του στοιχείου που βρίσκεται στη θέση (2,2)) της μάσκας (του πίνακα) στρέφει κατά 45^0 την κατεύθυνση της κλίσης. Για παράδειγμα οι οκτώ compass gradients που αντιστοιχούν στον τρίτο τελεστή του πίνακα 3.2, είναι



Σχ. 3.3 : Ανίχνευση ακμών μέσω τελεστών compass.

Έστω ότι $g_k(m, n)$ δηλώνει την κλίση compass στην κατεύθυνση :

$$\theta_k = \pi/2 + k\pi/4$$

Η κλίση στη θέση (m,n) ορίζεται ως :

$$g(m, n) \stackrel{\Delta}{=} \max_k \{ |g_k(m, n)| \} \quad (10)$$

στην οποία εάν θέσουμε ένα ανώτατο όριο το οποίο δε θα υπερβαίνει, τότε παραμένει ο χάρτης ακμών όπως πριν. Το σχήμα 3.2(β) δείχνει τα αποτελέσματα για τον τελεστή Kirsch. Πρέπει στο σημείο αυτό να σημειωθεί ότι μόνο τέσσερις από τους προηγούμενους οκτώ compass gradients είναι γραμμικά ανεξάρτητοι. Επιπλέον είναι πιθανό να καθορίσουμε τέσσερις 3x3 πίνακες οι οποίοι είναι αμοιβαία ορθογωνικοί και καλύπτουν το χώρο των compass gradients. Αυτοί οι πίνακες ονομάζονται ορθογωνικές κλίσεις και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην θέση των compass gradients. Οι compass gradients με την υψηλότερη γωνιακή ανάλυση μπορούν να σχεδιαστούν αν αυξηθεί το μέγεθος της μάσκας.

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.2

1) $\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & \boxed{-2} & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$	3) $\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & \boxed{0} & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$
2) $\begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & \boxed{0} & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$ (Kirsch)	4) $\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & \boxed{0} & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$

3.1.3 Τελεστής Laplace και Zero-Crossing

Οι προηγούμενες μέθοδοι υπολογισμού των κλίσεων, δουλεύουν τέλεια όταν η μετάβαση της φωτεινότητας είναι αρκετά απότομη, σαν μια βηματική συνάρτηση. Καθώς η περιοχή μετάβασης γίνεται μεγαλύτερη (Σχ. 3.4), πλεονεκτεί η εφαρμογή της δεύτερης παραγώγου. Ένας τελεστής που συναντάμε συχνά είναι ο Laplace, που ορίζεται ως :

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (11)$$

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.3

1) $\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & \boxed{4} & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$	2) $\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & \boxed{8} & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$	3) $\begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \\ -2 & \boxed{4} & -2 \\ 1 & -2 & 1 \end{bmatrix}$
--	--	--

Ο πίνακας 3.3 δίνει τρεις διαφορετικές ανεξάρτητες προσεγγίσεις αυτού του τελεστή. Το σχήμα 3.2(δ) δείχνει τα αποτελέσματα από τη χρήση της μάσκας (2) του Laplace. Εξαιτίας της δεύτερης παραγώγου αυτός ο τελεστής είναι πολύ πιο ευαίσθητος στο θόρυβο από τους προηγούμενα ορισμένους τελεστές. Επίσης το κατωφλιωμένο της $\nabla^2 f$ παράγει διπλές ακμές. Για αυτούς τους λόγους, μαζί με την ανικανότητα του να ανιχνεύει την κατεύθυνση των ακμών, ο Laplace δεν είναι καλός τελεστής ανίχνευσης ακμών. Μια καλύτερη χρησιμοποίηση του Laplace είναι να χρησιμοποιήσουμε το δικό του zero-crossing για να ανιχνεύσουμε τις θέσεις ακμών (Σχ. 3.4). Ένας γενικευμένος τελεστής Laplace, ο οποίος προσεγγίζει τις συναρτήσεις

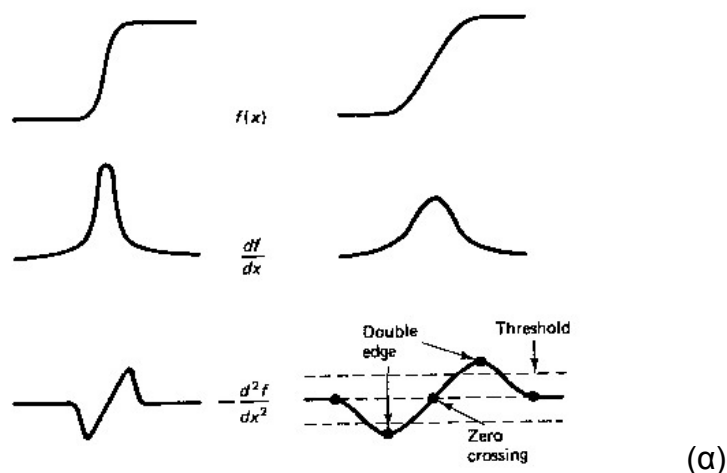
Laplacian of Gaussian είναι ένας ισχυρός ανιχνευτής zero-crossing. Αυτός ορίζεται ως :

$$h(m,n) \triangleq c \left[1 - \frac{(m^2 + n^2)}{\sigma^2} \right] \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma^2} \right) \quad (12)$$

όπου το σ ελέγχει το εύρος του γκαουσιανού πυρήνα και το c κανονικοποιεί ως προς τη μονάδα το άθροισμα των στοιχείων σε μια δοσμένου μεγέθους μάσκα. Το zero-crossing μιας δοσμένης εικόνας σε συνέλιξη με τον $h(m,n)$ δίνει τις θέσεις των ακμών. Σε μια εικόνα δύο διαστάσεων ο zero-crossing λέγεται ότι λαμβάνει χώρα οπουδήποτε υπάρχει ένας zero-crossing σε τουλάχιστον μια κατεύθυνση. Το $h(m,n)$ είναι η κβαντισμένη απόκριση του παλμού ενός αναλογικού ζωνοπερατού φίλτρου, του οποίου η απόκριση συχνότητας είναι ανάλογη του όρου: $(\xi_1^2 + \xi_2^2) \exp[-2\sigma^2(\xi_1^2 + \xi_2^2)]$. Γι' αυτό ο ανιχνευτής zero-crossing είναι ισοδύναμος με ένα βαθυπερατό φίλτρο, το οποίο έχει Gaussian απόκριση ακολουθούμενος από ένα τελεστή Laplace. Το βαθυπερατό φίλτρο βοηθάει στην εξασθένηση της επίδρασης του θορύβου από την Laplacian. Η παράμετρος σ ελέγχει το πλάτος της απόκρισης της εξόδου του φίλτρου, αλλά δεν επηρεάζει την θέση των zero-crossings. Απευθείας πληροφορίες για τις ακμές μπορούν να προκύψουν ψάχνοντας τα zero-crossings της δεύτερης παραγώγου ως προς r , για κάθε κατεύθυνση θ . Από την σχέση (2) εξάγουμε:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial r^2} = \frac{\partial f_x}{\partial r} \cos \theta + \frac{\partial f_y}{\partial r} \sin \theta = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \cos^2 \theta + 2 \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \sin \theta \cos \theta + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \sin^2 \theta \quad (13)$$

Τα zero-crossings υπολογίζονται για διάφορες τιμές της γωνίας θ .



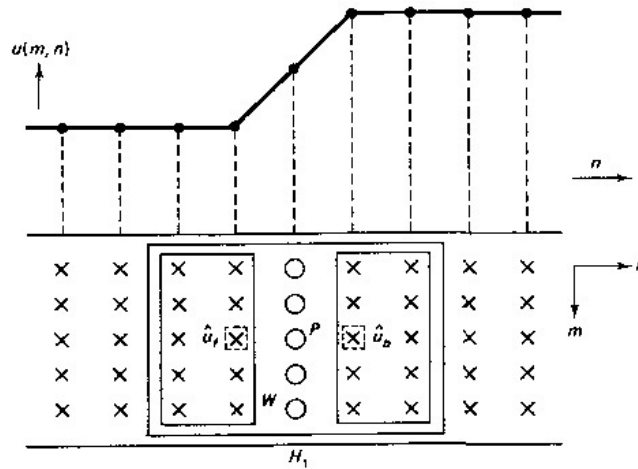


(β)

Σχ. 3.4 : Ανίχνευση ακμών μέσω zero – crossings. (α) Πρώτη και δεύτερη παράγωγος για ανίχνευση ακμών, (β) Μια εικόνα και τα zero – crossings της.

3.1.4 Στοχαστικοί Τελεστές

Οι προηγούμενες μάσκες τελεστών παρουσιάζονται ευαίσθητες στην παρουσία θορύβου. Κατά μέσο όρο, η τεχνική του βαθυπερατού φιλτραρίσματος καθώς και των ελαχίστων τετραγώνων μπορούν να προκαλέσουν μια ελάττωση στις επιδράσεις του θορύβου.



Σχ. 3.5 : Μοντέλο ακμής με περιοχή μετάβασης εύρους ενός pixel.

Μια καλύτερη εναλλακτική είναι οι μάσκες εξαγωγής ακμών, που όμως λαμβάνουν υπόψη την παρουσία του θορύβου ως ένα βαθμό. Θεωρώντας ένα μοντέλο ακμών, του οποίου η περιοχή μετάβασης έχει εύρος ένα pixel. (Εικ. 3.5). Για να ανιχνευθεί μια ακμή στη θέση P, υπολογίζουμε την οριζόντια κλίση, για παράδειγμα :

$$g_1(m, n) = \hat{u}_f(m, n-1) - \hat{u}_b(m, n+1) \quad (14)$$

Εδώ ο $u_f(m,n)$ και ο $u_b(m,n)$ είναι οι βέλτιστοι πρόσθιοι και οπίσθιοι υπολογισμοί του $u(m,n)$, βασισμένοι στις θορυβώδεις παρατηρήσεις που δίνουν κάποιες μετρήσιμες περιοχές W του αριστερού και δεξιού μισού σχεδίου, αντιστοίχως. Για παρατηρήσεις $u(m,n)$ που περιέχουν επιπρόσθετο λευκό θόρυβο, μπορούμε να βρούμε το καλύτερο FIR γραμμικής, τετραγωνικής μέσης τιμής, το οποίο υπολογίζεται από την μορφή :

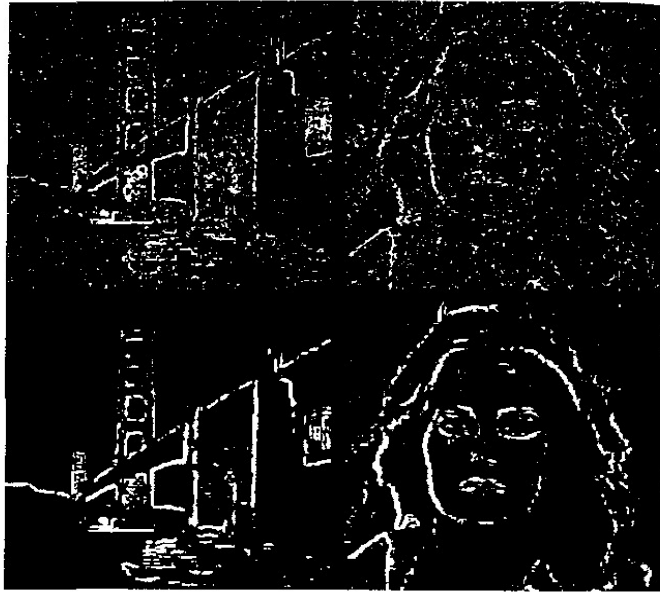
$$\hat{u}_f(m,n) = \sum_{(k,l) \in W} \sum \alpha(k,l) v(m-k, n-l), \quad (15)$$

$$W = \{(k,l) : |k| \leq p, 0 \leq l \leq q\}$$

Χρησιμοποιώντας τον ορισμό στην (14) ο stochastic gradient τελεστής H_1 , εξάγεται όπως φαίνεται στον πίνακα 3.4. Ο τελεστής H_2 είναι η ωρολογιακή στροφή του H_1 κατά 90° , όπου λόγω συμμετρίας, θα είναι απλά H_1^T . Αυτές οι μάσκες έχουν κανονικοποιηθεί, έτσι ώστε ο συντελεστής $\alpha(0,0)$ της σχέσης (15) να είναι μονάδα. Αξίζει να σημειωθεί ότι για υψηλό SNR, τα βάρη του φίλτρου εξασθενούν γρήγορα. Το σχήμα 3.2(γ) δείχνει τις κλίσεις και τους χάρτες ακμών που παράγονται από την εφαρμογή της 5x5 σταχαστικής μάσκας που σχεδιάζεται για SNR=9, αλλά εφαρμόστηκε σε εικόνες χωρίς θόρυβο. Το Σχ. 3.6 συγκρίνει της ακμές που ανιχνεύθηκαν σε θορυβώδεις εικόνες από τους τελεστές κλίσης Sobel και Stochastic.

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.4

	SNR = 1						SNR = 9							
3 × 3	0.97	0	-0.97				0.776	0	-0.776					
	1.00	0	-1.00				1.00	0	-1.00					
	0.97	0	-0.97				0.776	0	-0.776					
5 × 5	0.802	0.836	0	-0.836	-0.802		0.267	0.364	0	-0.364	-0.267			
	0.845	0.897	0	-0.897	-0.845		0.373	0.562	0	-0.562	-0.373			
	0.870	1.00	0	-1.00	-0.870		0.463	1.00	0	-1.00	-0.463			
	0.845	0.897	0	-0.897	-0.845		0.373	0.562	0	-0.562	-0.373			
	0.802	0.836	0	-0.836	-0.802		0.267	0.364	0	-0.364	-0.267			
7 × 7	0.641	0.672	0.719	0	-0.719	-0.672	-0.641	0.073	0.240	0.283	0	-0.283	-0.140	-0.073
	0.656	0.719	0.781	0	-0.781	-0.719	-0.656	0.104	0.213	0.348	0	-0.348	-0.213	-0.104
	0.688	0.781	0.875	0	-0.875	-0.781	-0.688	0.165	0.354	0.579	0	-0.579	-0.354	-0.165
	0.703	0.813	1.00	0	-1.00	-0.813	-0.703	0.195	0.463	1.00	0	-1.00	-0.463	-0.195
	0.688	0.781	0.875	0	-0.875	-0.781	-0.688	0.165	0.354	0.579	0	-0.579	-0.354	-0.165
	0.656	0.719	0.781	0	-0.781	-0.719	-0.656	0.104	0.213	0.348	0	-0.348	-0.213	-0.104
	0.641	0.672	0.719	0	-0.719	-0.672	-0.641	0.073	0.140	0.283	0	-0.283	-0.140	-0.073



Σχ. 3.6 : Ανίχνευση ακμών σε θορυβώδη εικόνες. Οι δυο πάνω, Sobel. Οι δυο κάτω, stochastic.

3.1.5 Matched filter

Σύμφωνα με μια μελέτη που εκπονήθηκε [11] στο τμήμα Electrical & Computer Engineering στο Πανεπιστήμιο της Οκλαχόμα, βρέθηκε μία ακόμα μέθοδος ανίχνευσης αγγείων, η οποία αποτελείται από τέσσερα βήματα :

1. Εφαρμογή σε εικόνα αμφιβληστροειδούς του δισδιάστατου φίλτρου Matched. Το φίλτρου αυτό έχει ως σκοπό την βελτίωση της απεικόνισης των αγγείων στην εικόνα του οπτικού βυθού, δεδομένου ότι τα αγγεία έχουν χαμηλότερη αντανάκλαση σε σύγκριση με τις άλλες επιφάνειες του αμφιβληστροειδούς.
2. Κατωφλίωση βασισμένη στην εντροπία. Με την τεχνική αυτή, ξεχωρίζονται τα αγγεία από το background στην εικόνα που έχει προκύψει από την εφαρμογή του matched filter.
3. Φιλτράρισμα length. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για να απομακρύνει τα pixels που έχουν ταξινομηθεί λανθασμένα.
4. Ανίχνευση των αγγειακών διασταυρώσεων.

3.1.6 Παρουσίαση τελεστών ανίχνευσης ακμών

Οι τελεστές ανίχνευσης ακμών μπορούν να συγκριθούν με έναν αριθμό διαφορετικών μεθόδων. Αρχικά, οι κλίσεις εικόνων ίσως μπορούν να συγκριθούν με τα μάτι, δεδομένου ότι το μάτι από μόνο του, κάνει ένα είδος

ανίχνευσης ακμών. Το Σχ. 3.7 επιδεικνύει διαφορετικές κλίσεις για εικόνες χωρίς θόρυβο, όπως και για θορυβώδεις εικόνες. Στην περίπτωση εικόνων χωρίς θόρυβο όλοι οι τελεστές είναι περίπου ισοδύναμοι. Ο Stochastic gradient υπολογίζεται να είναι αρκετά αποτελεσματικός στην παρουσία θορύβου. Ποσοτικά η απόκριση ενός τελεστή ανίχνευσης ακμών, στο θόρυβο μπορεί να υπολογιστεί ως εξής: έστω n_o είναι ο αριθμός των pixels ακμών και n_1 ο αριθμός των χαμένων ή των καινούργιων pixels ακμών, μετά την προσθήκη θορύβου. Αν το n_o παραμείνει σταθερό, τόσο για τις χωρίς θόρυβο όσο και για τις θορυβώδεις εικόνες, τότε ο λόγος σφάλματος της ανίχνευσης ακμών είναι :

$$P_e = \frac{n_1}{n_o} \quad (16)$$

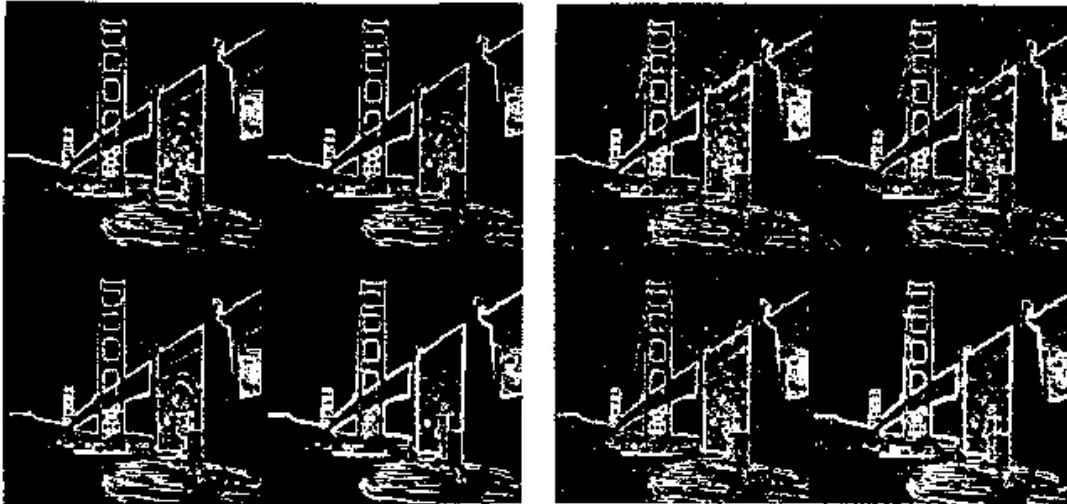
Στο Σχ. 3.6 ο λόγος σφάλματος για τον τελεστή Sobel που χρησιμοποιείται σε θορυβώδεις εικόνες με $SNR \cong 10db$ είναι 24%, ενώ για τον τελεστή Stochastic είναι μόνο 2%. Ένα άλλο μέγεθος που ποσοτικοποιεί την επίδραση του θορύβου στους τελεστές ανίχνευσης ακμών είναι :

$$P = \frac{1}{\max(N_1, N_D)} \sum_{i=1}^{N_D} \frac{1}{1 + \alpha d_i^2} \quad (17)$$

όπου d_i είναι η απόσταση μεταξύ ενός υπάρχοντος pixel ακμής και του κοντινότερου ιδανικού pixel ακμής, α είναι μια βαθμονομημένη σταθερά και N_1 και N_D είναι ο αριθμός των ιδανικών και ανιχνευμένων pixels, αντιστοίχως. Μεταξύ του gradient και των τελεστών compass, των πινάκων 3.1 και 3.2 - χωρίς να περιλαμβάνονται οι μάσκες Stochastic- οι τελεστές Sobel και Prewitt παρουσιάζουν την υψηλότερη απόδοση - όπου η απόδοση είναι ανάλογη της τιμής του P .

3.1.7 Ανίχνευση γραμμής και σημείου

Οι γραμμές είναι εκτεταμένες ακμές. Ο πίνακας 3.5 δείχνει τις κλίσεις compass για ανίχνευση γραμμής. Άλλες μορφές ανίχνευσης γραμμής απαιτούν να ταιριάζει μια γραμμή (ή καμπύλη) πάνω σε ένα σύνολο από σημεία ακμών. Τα spots είναι περισσότερο εύκολο να ανιχνευθούν από την σύγκριση της τιμής ενός pixel με το μέσο όρο ή το ενδιάμεσο των γειτονικών pixels.



(α) Κλίσεις σε εικόνες χωρίς θόρυβο (β) Κλίσεις σε εικόνες με θόρυβο

Σχ. 3.7 : Σύγκριση τελεστών ανίχνευσης ακμών. Σε κάθε περίπτωση οι τελεστές είναι : (1) *gradient*, (2) *sobel*, (3) *isotropic*, (4) *stochastic*.

1	2
3	4

ΠΙΝΑΚΑΣ 3.5

$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 2 & 2 & 2 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -1 & 2 \\ -1 & 2 & -1 \\ 2 & -1 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 2 & -1 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \\ -1 & -1 & 2 \end{bmatrix}$
(a) E-W	(b) NE-SW	(c) N-S	(d) NW-SE

3.2 Ανίχνευση περιγράμματος αγγείων

Στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήσαμε δυο τεχνικές για να ανιχνεύσουμε τα αιμοφόρα αγγεία σε εικόνες οπτικού βυθού υπολογίζοντας δυο φίλτρα το *tophat filter* και το *adaptive filter*. Στη συνέχεια έγινε συνέλιξη της αρχικής εικόνας με κάθε ένα από τα δυο φίλτρα και προέκυψαν δυο φιλτραρισμένες εικόνες, η *tophat* και η *adaptive*, οι οποίες απεικονίζουν το περίγραμμα των αγγείων. Οι εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν έχουν ληφθεί με τη μέθοδο της φλουοαγγειογραφίας. Έτσι κάποιες από αυτές απεικονίζουν λευκά αγγεία, ενώ κάποιες άλλες μαύρα αγγεία. Σε αυτές τις εικόνες με τα μαύρα αγγεία χρειάστηκε να γίνει μια προ-επεξεργασία. Πιο συγκεκριμένα έγινε μια αναστροφή του χρώματος των αγγείων από μαύρα σε λευκά. Έπειτα επαναλήφθηκε η διαδικασία όπως και στις υπόλοιπες εικόνες.

Ο αλγόριθμος που δημιουργήθηκε για την ανίχνευση των αγγείων σε εικόνες οπτικού βυθού, περιλαμβάνει και τις δυο τεχνικές που προαναφέρθηκαν, αναπτύχθηκε σε περιβάλλον MATLAB® και αποτελείται από τα εξής στάδια:

Αλγόριθμος ανίχνευσης αιμοφόρων αγγείων:

ΒΗΜΑ 1^ο : «Φορτώνεται» η εικόνα.

ΒΗΜΑ 2^ο : Συνελίσσεται με ένα γκαουσιανό φίλτρο κατάλληλης τιμής τυπικής απόκλισης.

ΒΗΜΑ 3^ο : Ενισχύονται οι ακμές της εικόνας.

ΒΗΜΑ 4^ο : Πραγματοποιείται μετασχηματισμός *Top-hat* βάσει μορφολογικών τελεστών.

ΒΗΜΑ 5^ο : «Συμπιέζονται οι λανθασμένες ακμές με τη μέθοδο της κατωφλίωσης-υστέρησης.

ΒΗΜΑ 6^ο : Πραγματοποιείται *Adaptive Filtering* με την επιβολή του φίλτρου *Wiener*.

ΒΗΜΑ 7^ο : Επιβάλλεται κατωφλίωση για τη συμπίεση των ανεπιθύμητων ακμών.

ΒΗΜΑ 8^ο : Παρουσιάζονται όλες οι εικόνες που προκύπτουν, ύστερα από κάθε βήμα του αλγόριθμου.

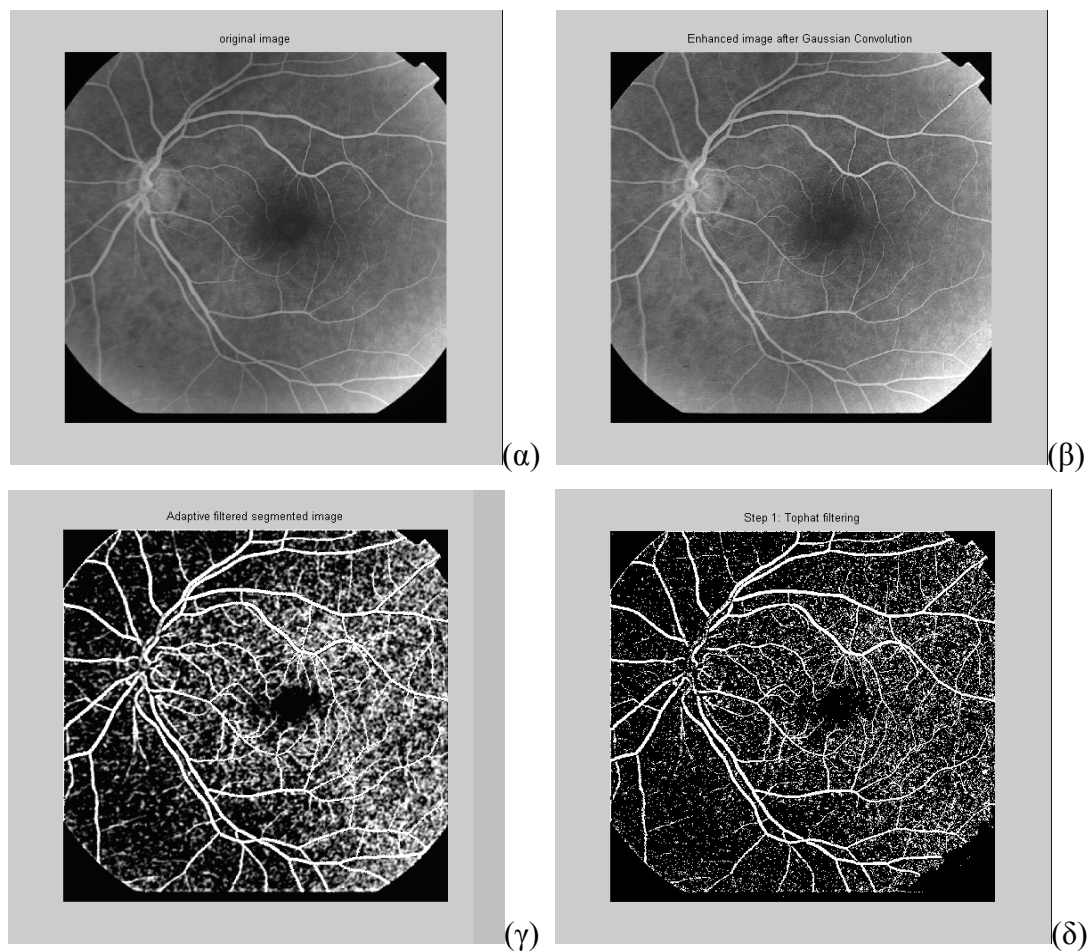
3.3 Αποτελέσματα

Για να ελέγξουμε την αποτελεσματικότητα του συγκεκριμένου αλγόριθμου χρησιμοποιήσαμε 38 εικόνες οπτικού βυθού, οι οποίες ανήκουν σε διαφορετικούς ασθενείς.

Τρέξαμε τον αλγόριθμο για 4 διαφορετικές τιμές της παραμέτρου σ σε κάθε εικόνα, έτσι ώστε να καταλήξουμε σε ακριβή συμπεράσματα όσον αφορά τη βέλτιστη τιμή της παραμέτρου σ για κάθε είδος εικόνας. Συγκεκριμένα στις εικόνες με τα λευκά αγγεία χρησιμοποιήσαμε τιμές για το σ στο διάστημα [3,10], ενώ στις εικόνες με τα μαύρα αγγεία το σ πήρε τιμές στο σύνολο [20,50].

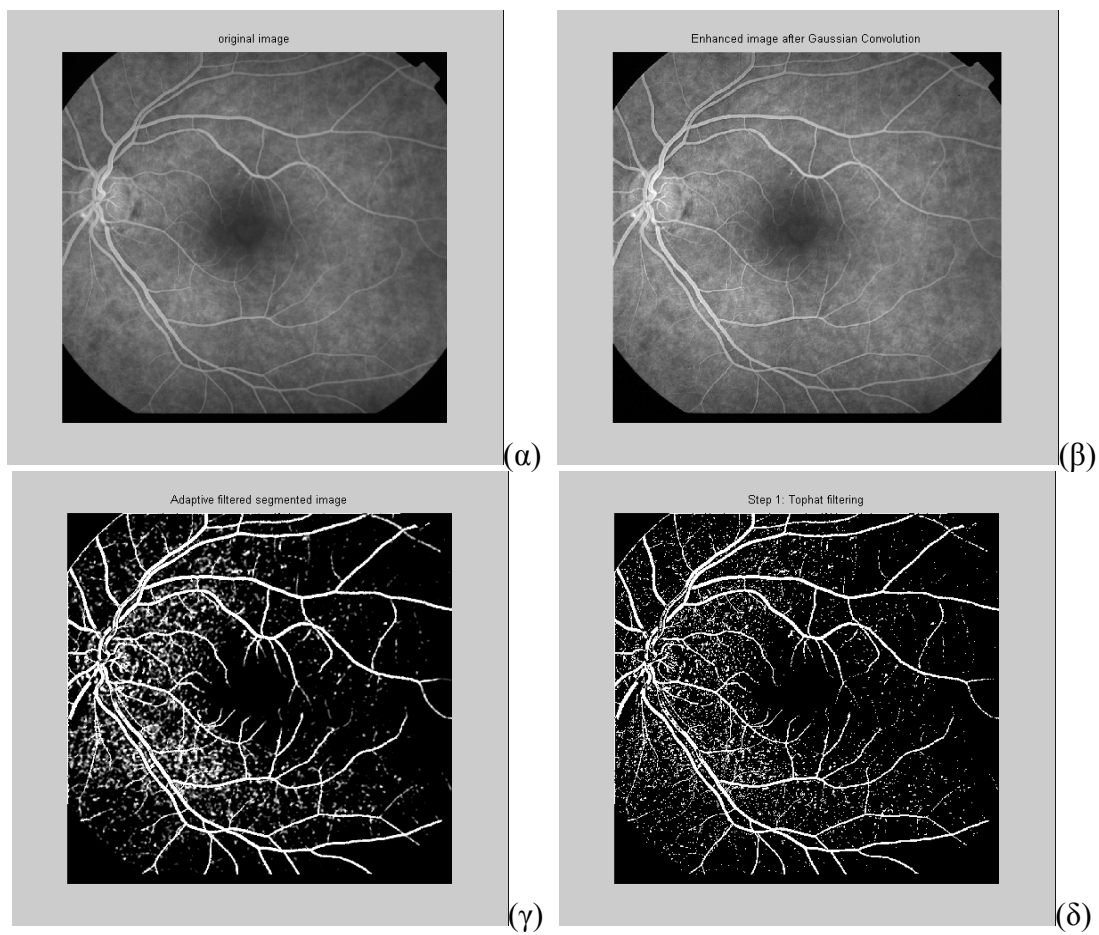
Στα σχήματα που ακολουθούν παρουσιάζονται 3 εικόνες οι οποίες έδωσαν σχεδόν άριστα αποτελέσματα για συγκεκριμένη τιμή του σ . Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειώσουμε ότι η μια από τις εικόνες αυτές απεικόνιζε μαύρα αγγεία.

Image 20, $\sigma=7$



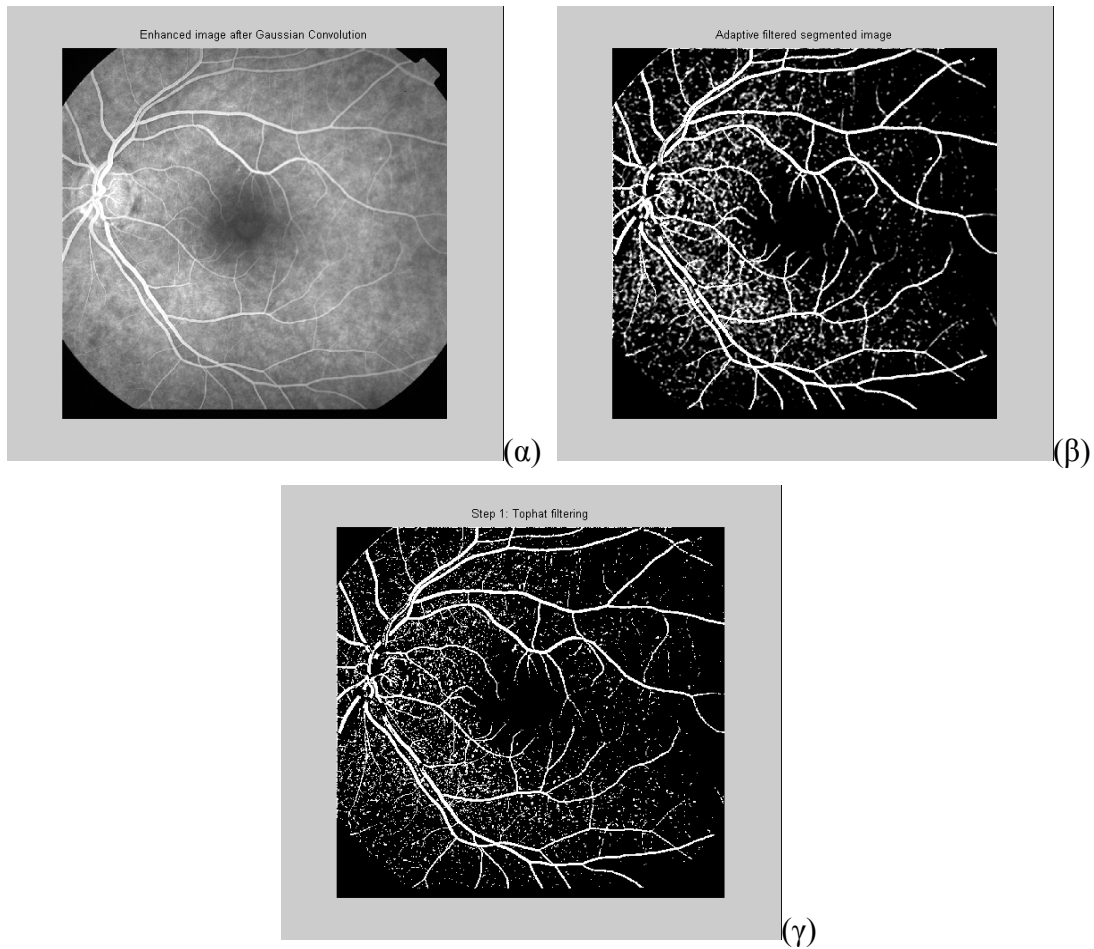
Σχ. 3.8 : Ανίχνευση αγγείων στην Image 20 με $\sigma=7$: (α) αρχική εικόνα, (β) βελτιωμένη εικόνα, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*.

Image 22, $\sigma=7$



Σχ. 3.9 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 22* με $\sigma=7$: (α) αρχική εικόνα, (β) βελτιωμένη εικόνα, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*.

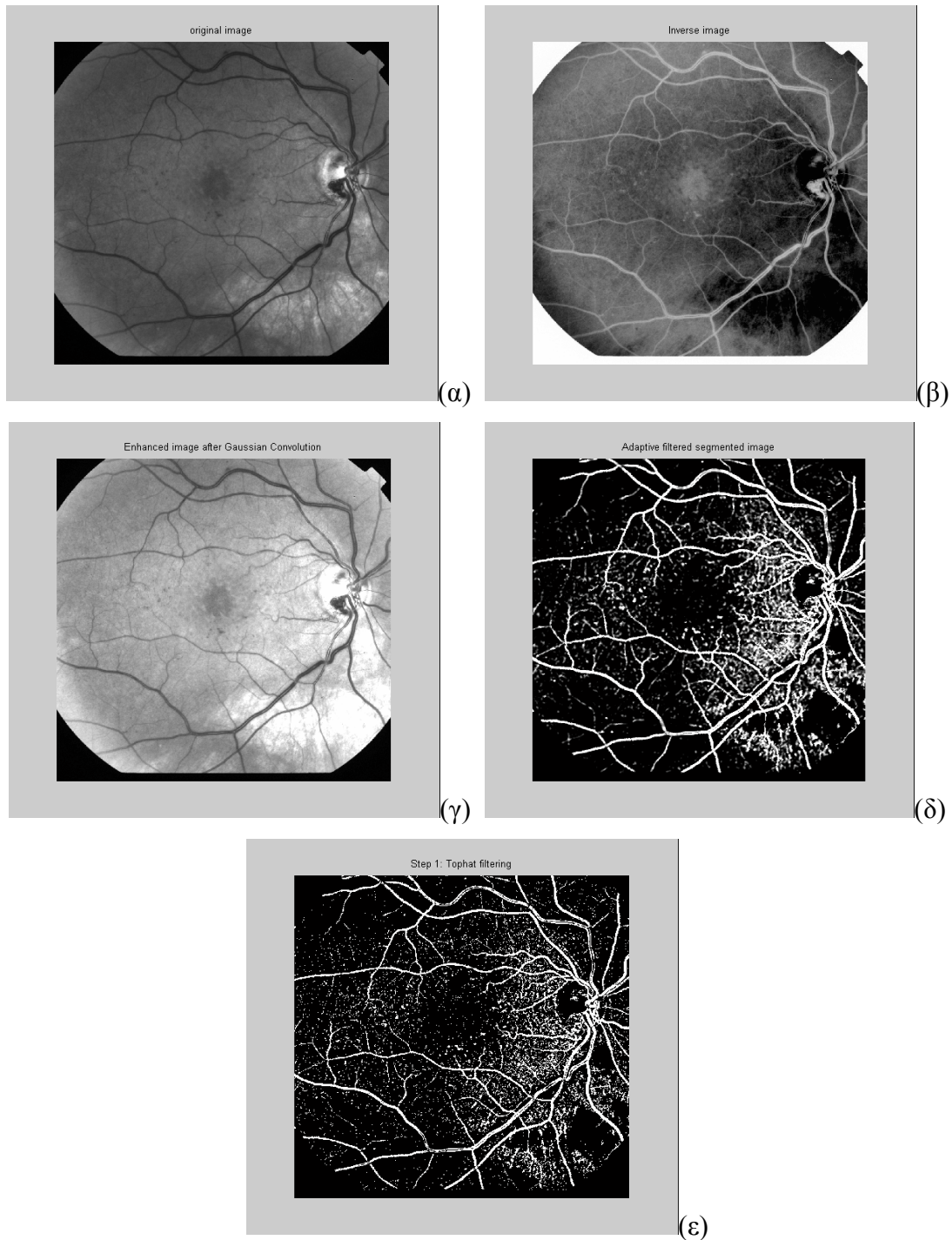
Image 22, $\sigma=10$



Σχ. 3.10 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 20* με $\sigma=7$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*.

Η εικόνα 22 παρουσίασε εξίσου πολύ καλά αποτελέσματα τόσο για $\sigma=7$, όσο και για $\sigma=10$. Συνεπώς, με γραμμική παρεμβολή στις τιμές αυτές καταλήγουμε ότι το βέλτιστο σ για τη συγκεκριμένη εικόνα είναι το $\sigma=8,5$.

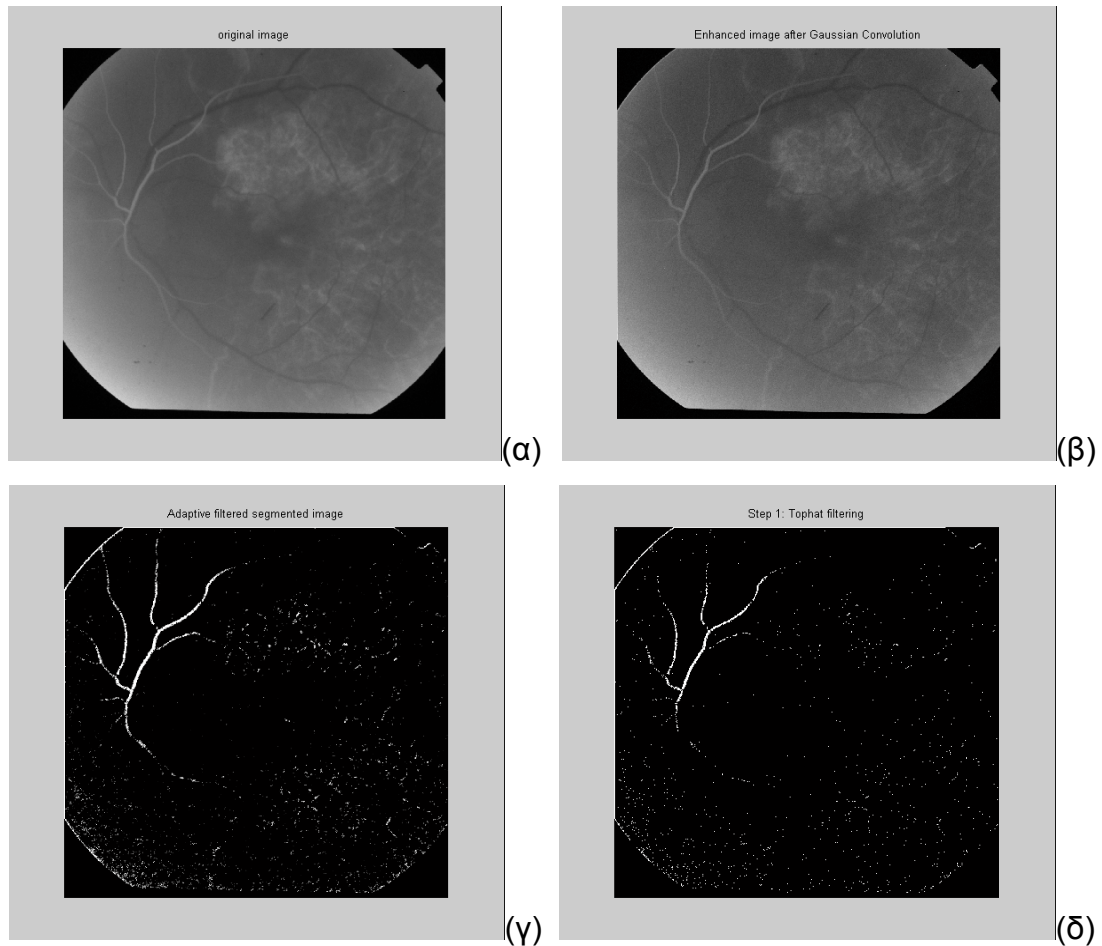
Image 35, $\sigma = 50$



Σχ. 3.11 : Ανίχνευση αγγείων στην Image 35 με $\sigma=50$: (α) αρχική εικόνα, (β) αντεστραμμένη εικόνα, (γ) βελτιωμένη εικόνα, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου adaptive, (ε) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου tophat.

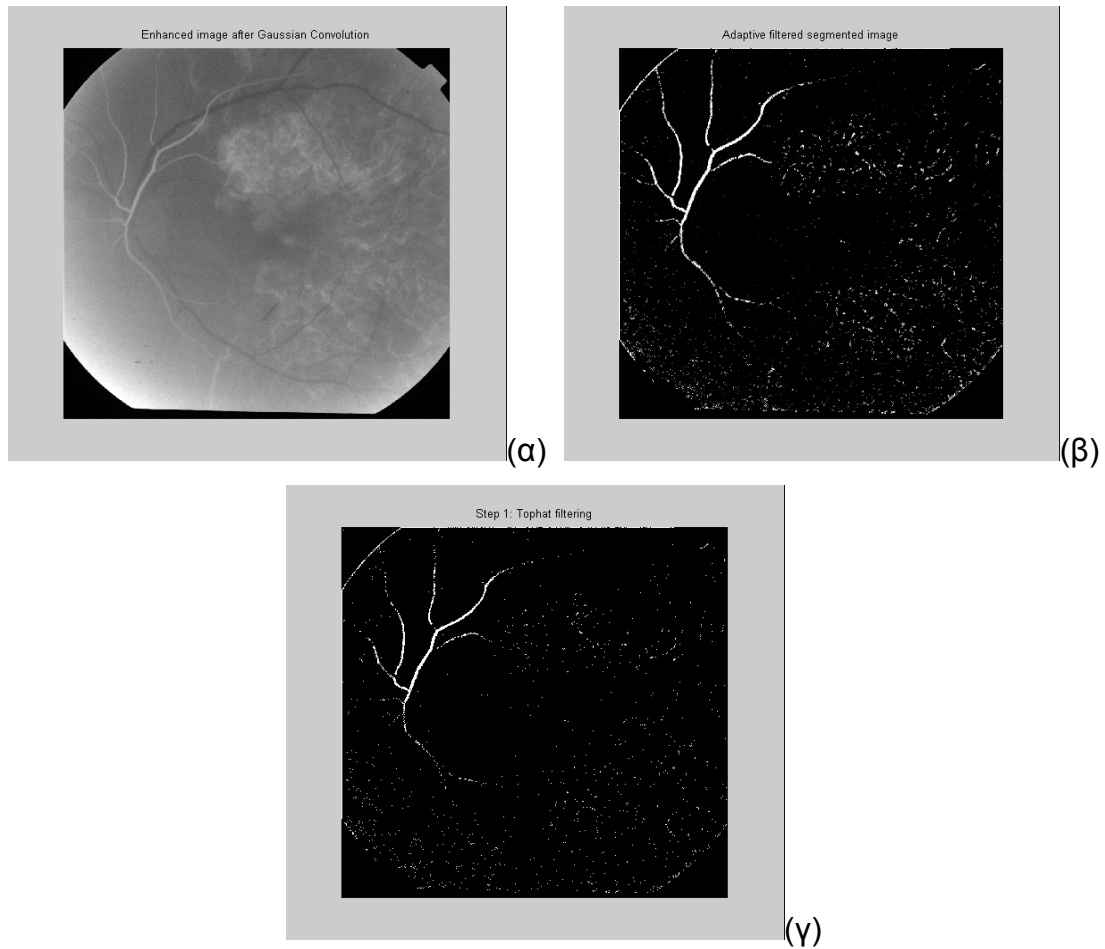
Ωστόσο, από το σύνολο των 38 εικόνων , υπήρξαν εικόνες που έδωσαν πολύ κακής ποιότητας αποτελέσματα. Οι εικόνες αυτές είναι οι 39 ,40 και 41 , οι οποίες παραθέτονται παρακάτω :

Image 39, $\sigma=3$



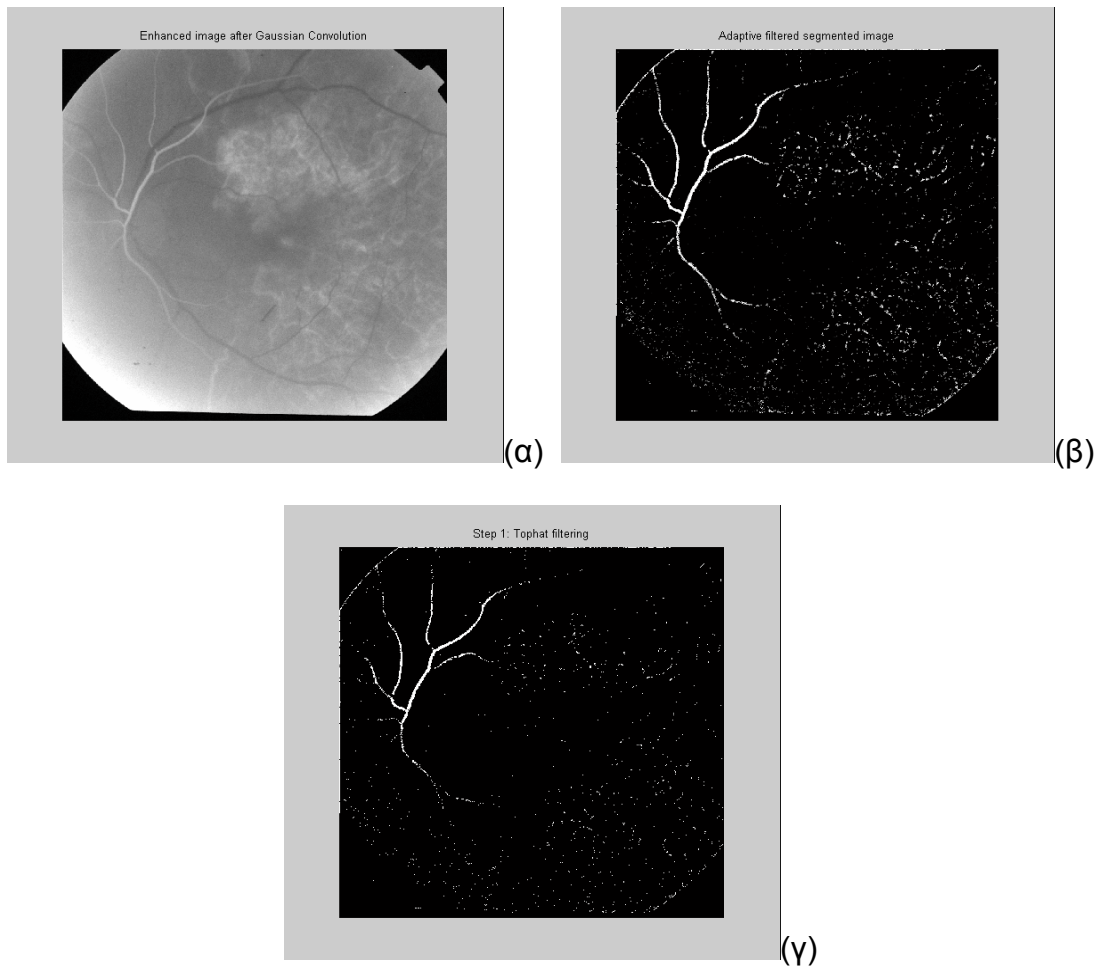
Σχ. 3.12 : Ανίχνευση αγγείων στην Image 39 με $\sigma=3$: (α) αρχική εικόνα, (β) βελτιωμένη εικόνα, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 39, $\sigma=5$



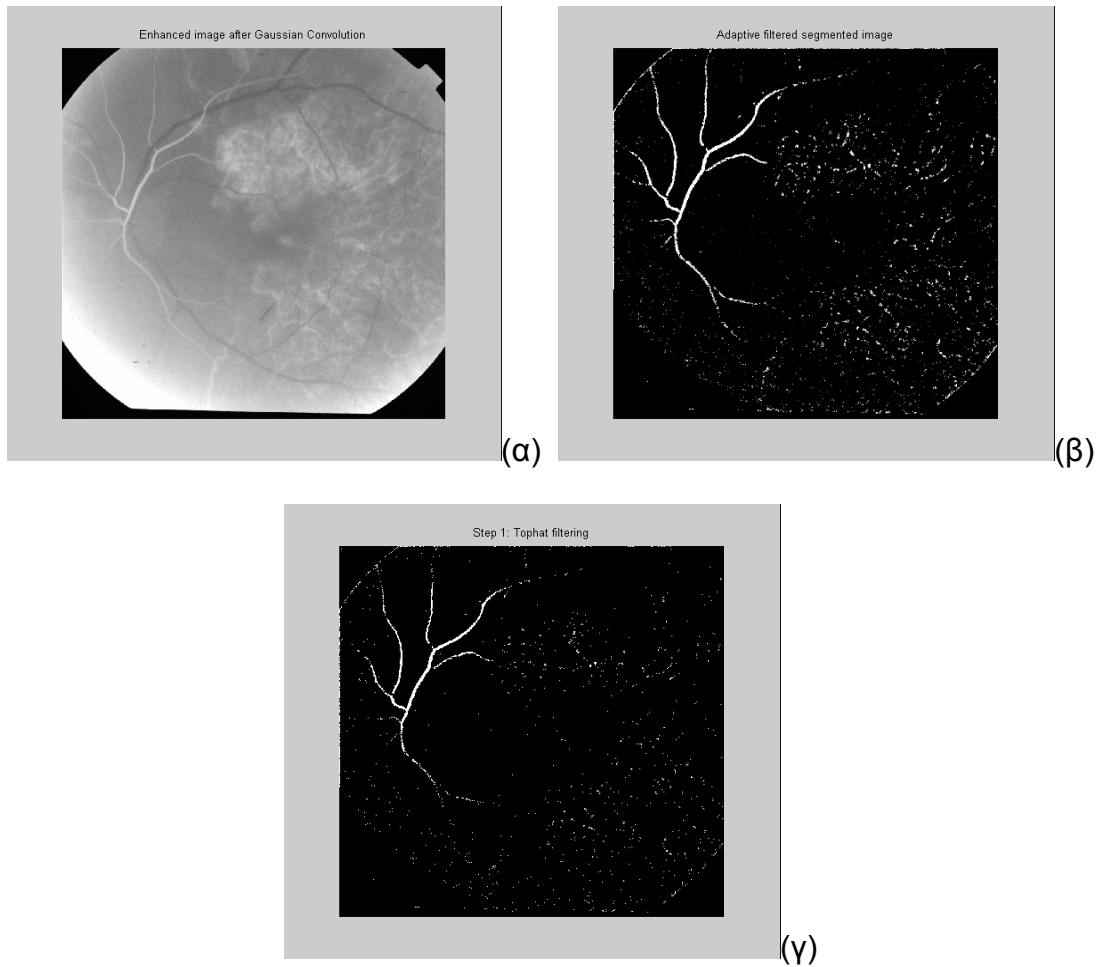
Σχ. 3.13 : Ανίχνευση αγγείων στην Image 39 με $\sigma=5$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 39, $\sigma=7$



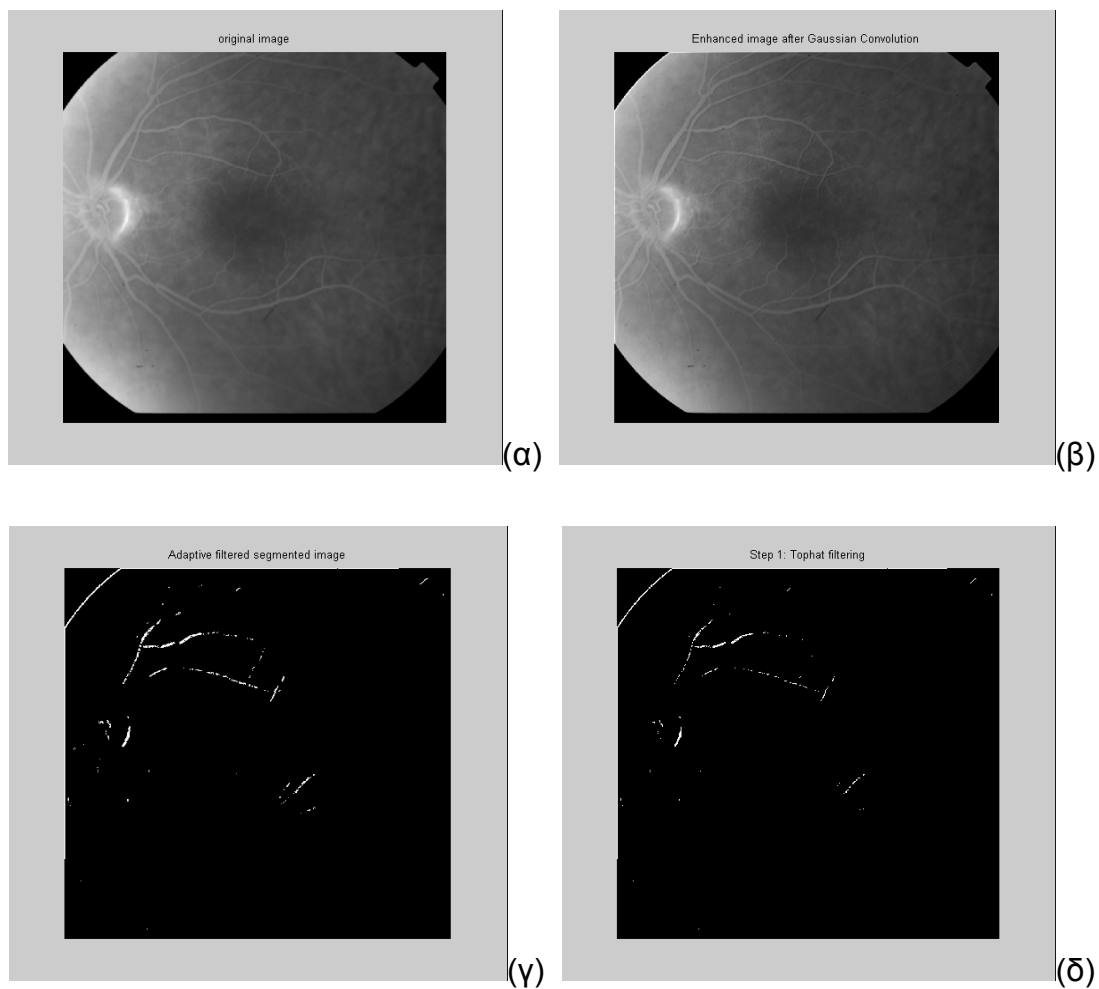
Σχ. 3.14 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 39* με $\sigma=7$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 39, $\sigma=10$



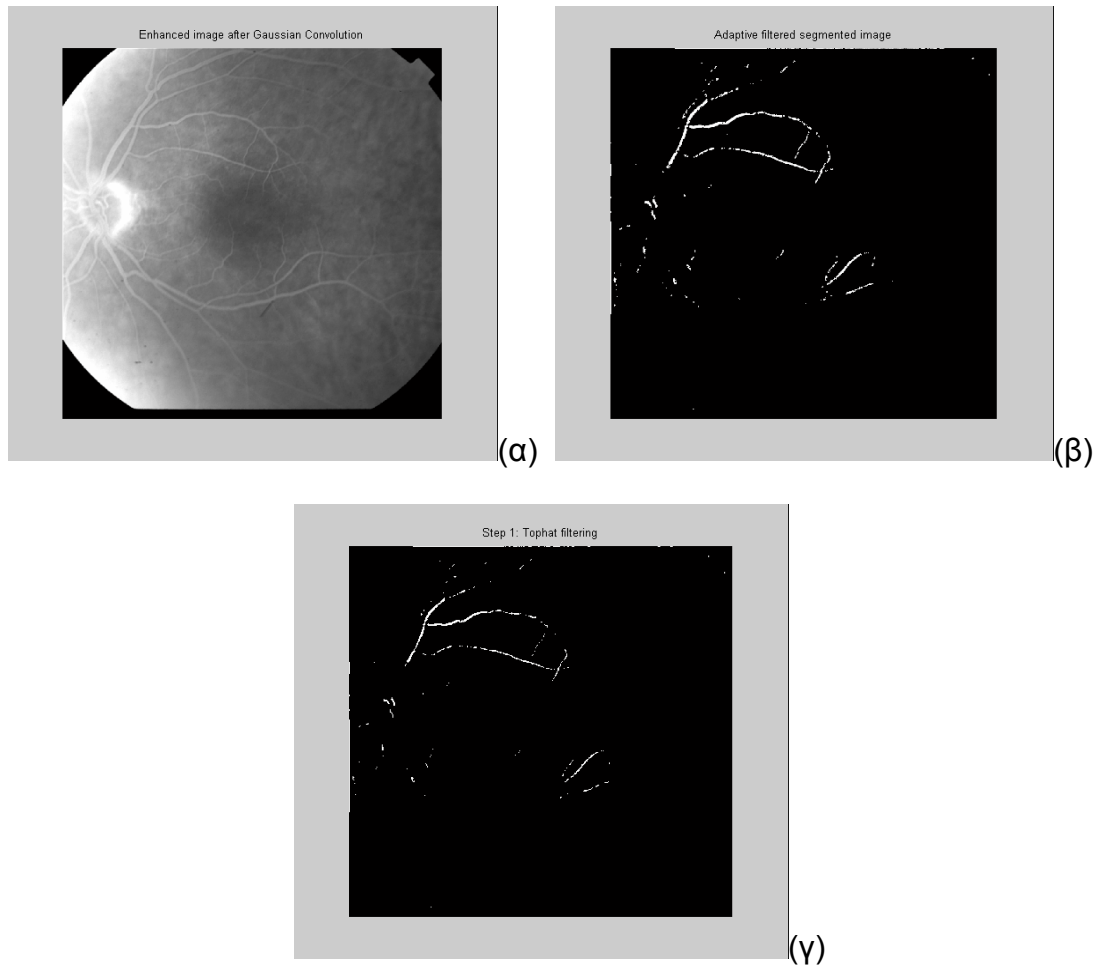
Σχ. 3.15 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 39* με $\sigma=10$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 40, $\sigma=3$



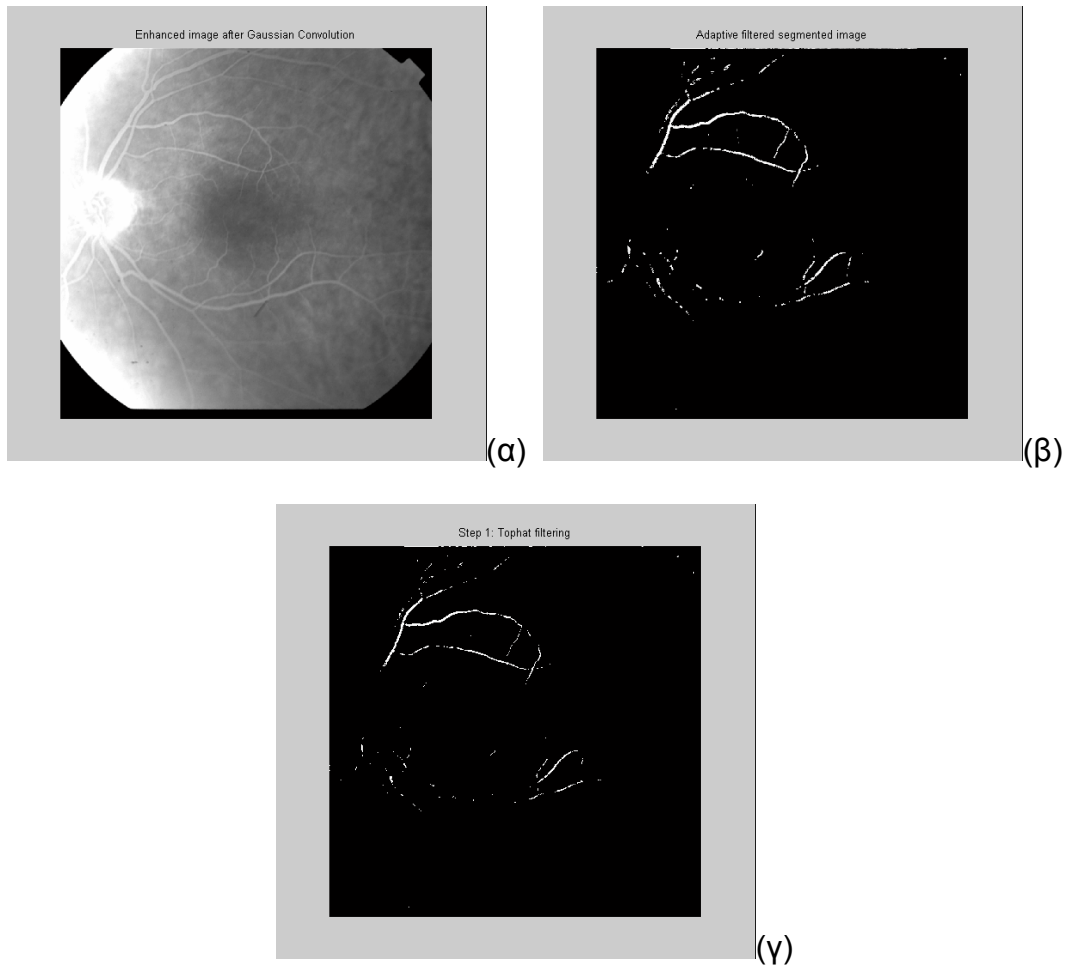
Σχ. 3.16 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 40* με $\sigma=3$: (α) αρχική εικόνα, (β) βελτιωμένη εικόνα, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 40, $\sigma=5$



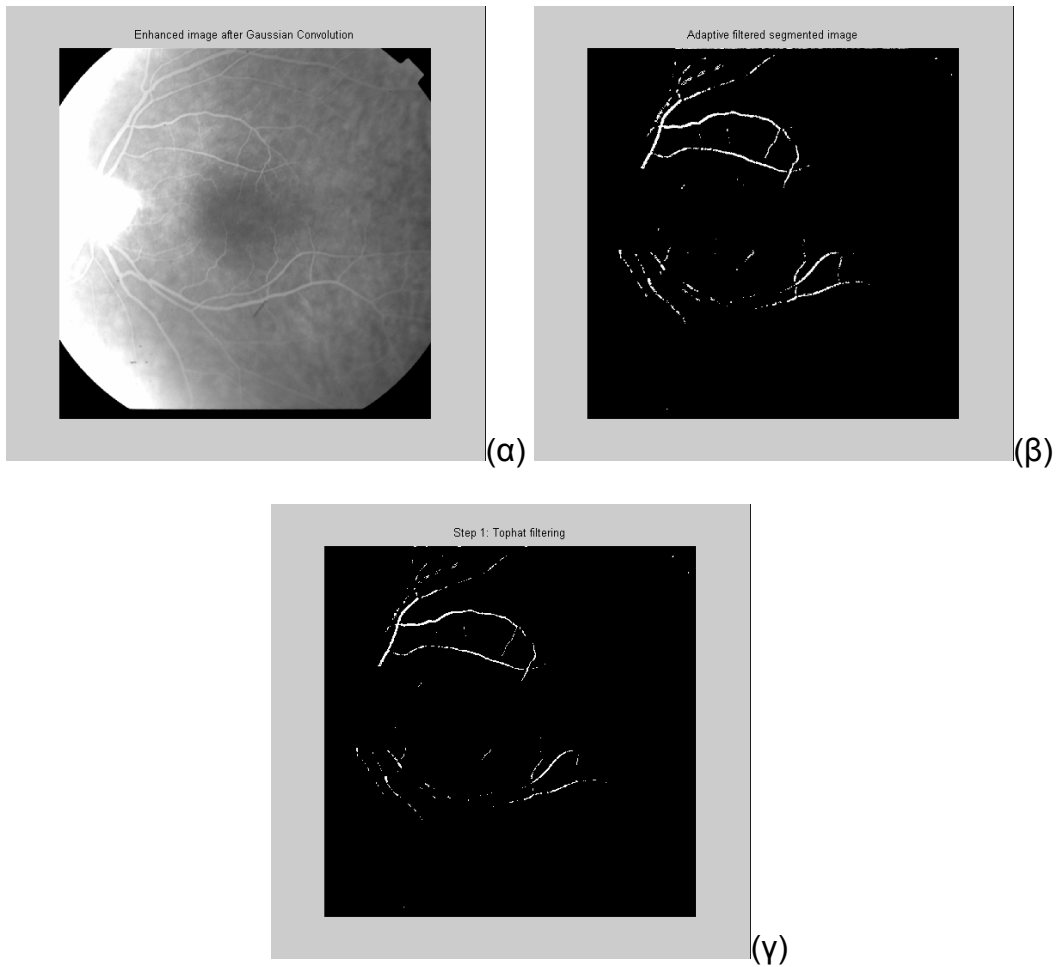
Σχ. 3.17 : Ανίχνευση αγγείων στην Image 40 με $\sigma=5$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 40, $\sigma=7$



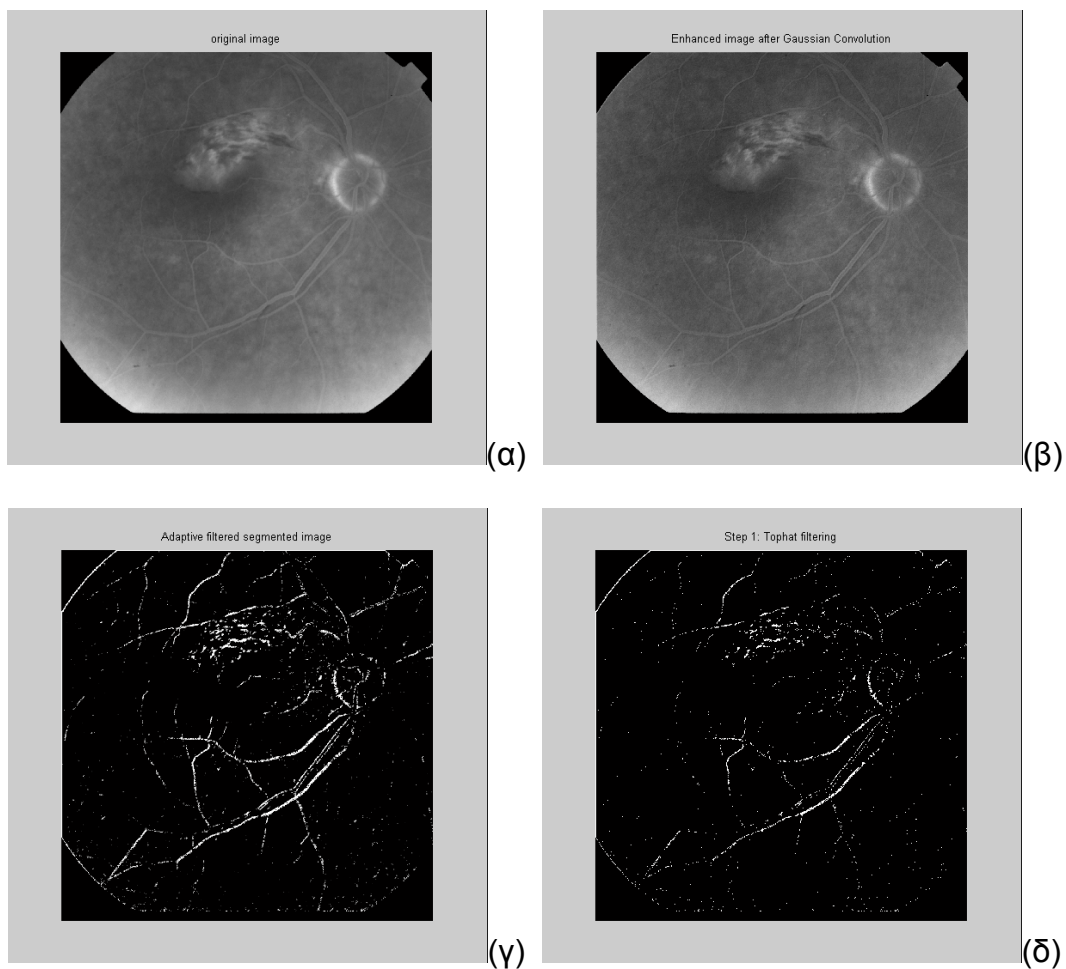
Σχ. 3.18 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 40* με $\sigma=7$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 40, $\sigma=10$



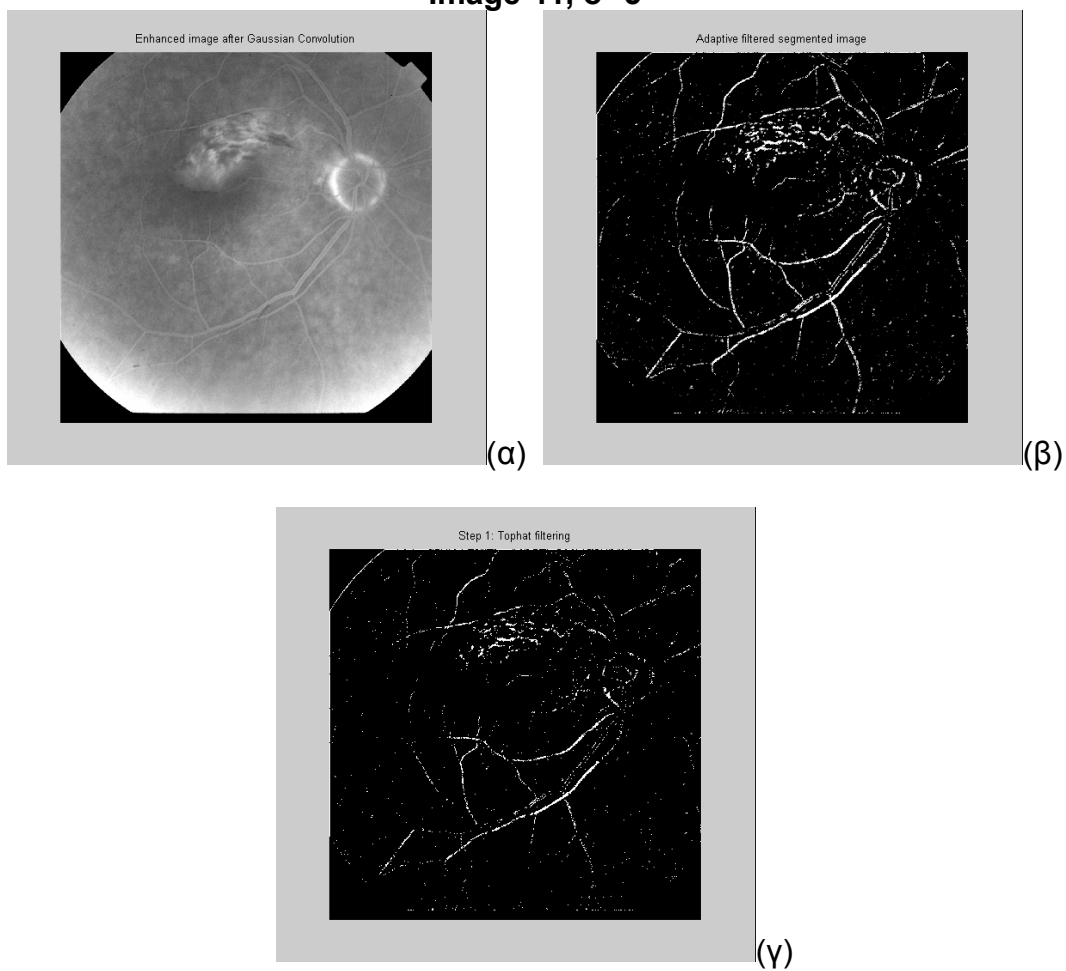
Σχ. 3.19 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 40* με $\sigma=10$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 41, $\sigma=3$



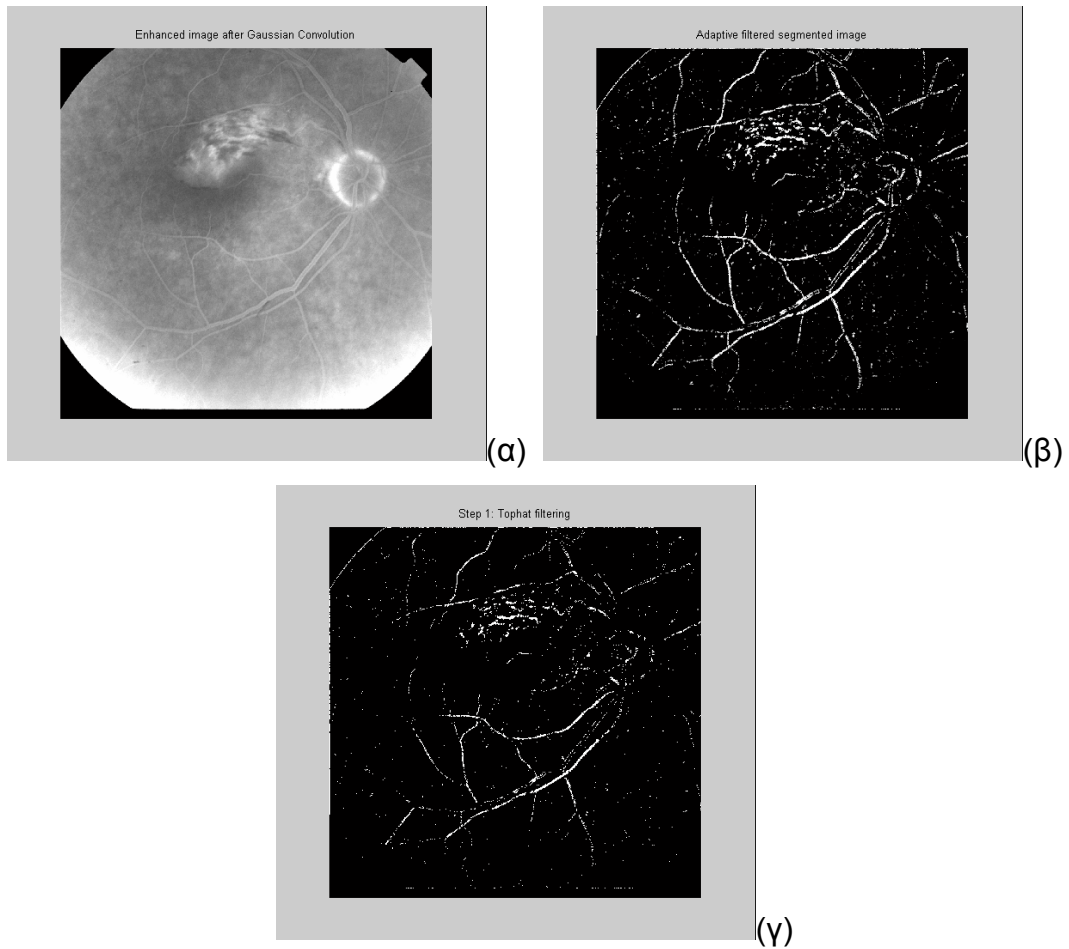
Σχ. 3.20 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 41* με $\sigma=3$: (α) αρχική εικόνα, (β) βελτιωμένη εικόνα, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (δ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 41, $\sigma=5$



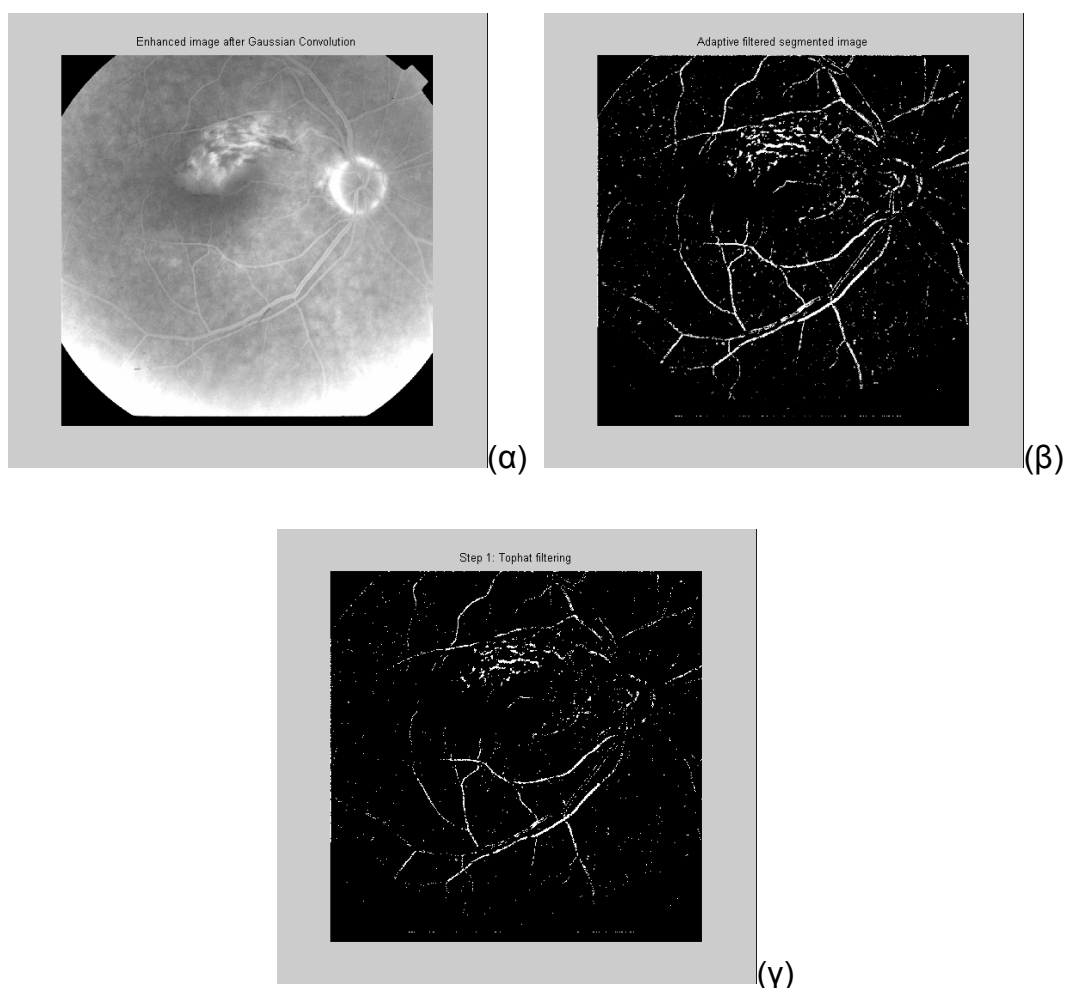
Σχ. 3.21 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 41* με $\sigma=5$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 41, $\sigma=7$



Σχ. 3.22 :Ανίχνευση αγγείων στην *Image 41* με $\sigma=7$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

Image 41, $\sigma=10$



Σχ. 3.23 : Ανίχνευση αγγείων στην *Image 41* με $\sigma=10$: (α) βελτιωμένη εικόνα, (β) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *adaptive*, (γ) εικόνα μετά τη χρήση του φίλτρου *tophat*

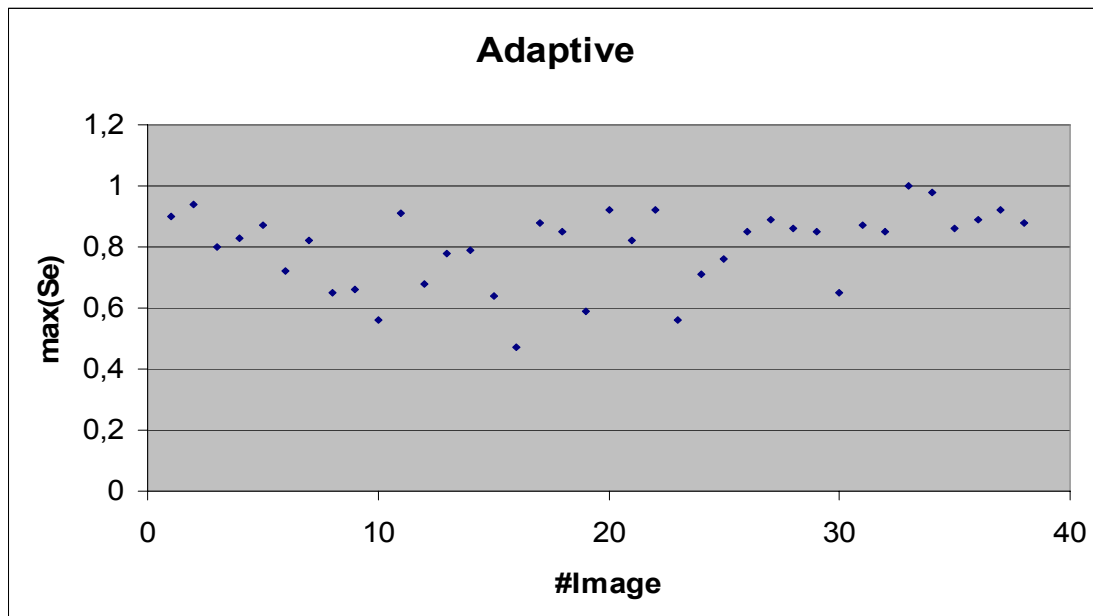
Είναι φανερό ότι οι αρχικές εικόνες 39, 40, 41 είναι κακής ποιότητας, γεγονός που δικαιολογεί την αδυναμία των δυο τεχνικών να ανιχνεύσουν τα αγγεία. Ωστόσο, η μορφή των αποτελεσμάτων – στις εικόνες *adaptive filtering* και *tophat filtering* ουσιαστικά δεν απεικονίζεται ούτε ένα αγγείο που να έχει ανιχνευθεί πλήρως – δε μας επιτρέπει παρά να μη τα λάβουμε υπόψη στις συνολικές μετρήσεις. Το υπόλοιπο των εικόνων είχε ικανοποιητικά αποτελέσματα και όλα συμπεριλήφθησαν στις μετρήσεις.

Για να καταλήξουμε σε ασφαλή συμπεράσματα όσον αφορά την αποτελεσματικότητα των δυο τεχνικών, εργασθήκαμε ως εξής : αρχικά συγκρίναμε την αρχική εικόνα με την *Adaptive* που προέκυψε για κάθε τιμή

του σ . Υπολογίσαμε έτσι δυο συντελεστές τους *True Positive (TP)* και *True Negative (TN)*. Ο *TP* δηλώνει τον αριθμό των αγγείων που υπάρχουν στην αρχική εικόνα και ανιχνεύονται σωστά στην *Adaptive*. Ο συντελεστής *TN* δηλώνει τον αριθμό των αγγείων που υπάρχουν στην αρχική εικόνα, αλλά δεν ανιχνεύονται πλήρως ή δεν ανιχνεύονται καθόλου στην *Adaptive*. Στη συνέχεια και αφού είχαμε τις τιμές των *TP* και *TN*, υπολογίσαμε ένα συντελεστή που φανερώνει την ευαισθησία της μεθόδου και για το λόγο αυτό ονομάζεται *Sensitivity (Se)*. Είναι:

$$Se = \frac{TP}{TP + TN}$$

Η *Se* παίρνει τιμές στο διάστημα $0 \leq Se \leq 1$, όπου το 1 αντιστοιχεί σε άριστα αποτελέσματα. Πράγματι το άθροισμα *TP + TN* του παρονομαστή, αντιστοιχεί στο σύνολο των αγγείων που υπάρχουν στην αρχική εικόνα, ενώ όπως ήδη αναφέρθηκε τα *TP* είναι τα αγγεία που ανιχνεύονται σωστά στην *Adaptive*. Όταν λοιπόν ο αλγόριθμος ανιχνεύσει πλήρως όλα τα αγγεία της αρχικής εικόνας, τότε θα είναι $TP = TP + TN$, δηλαδή το κλάσμα της *Se* θα γίνει ίσο με 1. Στην αντίθετη περίπτωση, όπου ο αλγόριθμος δε θα έχει καταφέρει να ανιχνεύσει σωστά κανένα αγγείο, θα είναι $Se = 0$, όπως έχει συμβεί στις εικόνες 39, 40 και 41. Οι πλήρεις πίνακες με τις τιμές των συντελεστών *TP*, *TN* και της *Se* για κάθε εικόνα και για κάθε σ βρίσκονται στο Παράρτημα Α. Με δεδομένες αυτές τις τιμές σχεδιάζουμε τη γραφική παράσταση της μέγιστης τιμής της *Se* κάθε εικόνας, συναρτήσεως του αύξοντα αριθμού των εικόνων :



Σχ. 3.24 : Διάγραμμα μέγιστης Se της τεχνικής *Adaptive* για κάθε εικόνα.

Επιπλέον, υπολογίσαμε τη διασπορά των τιμών της μέγιστης Se , η οποία ορίζεται από τη σχέση :

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (SE_{\max} - \overline{SE}_{\max})^2$$

την τυπική απόκλιση :

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2}$$

καθώς και το συντελεστή μεταβλητότητας :

$$CV = \frac{\sigma}{SE_{\max}}$$

Πρόεκυψαν τα ακόλουθα αποτελέσματα :

- $\overline{SE}_{\max} = 0.802$
- $\sigma^2 = \frac{1}{38} \cdot 0.299064 \cong 7.87 \cdot 10^{-3}$
- $\sigma \cong 88.71 \cdot 10^{-3}$
- $CV = \frac{88.71 \cdot 10^{-3}}{0.802} \cong 0.11 = 11\%$

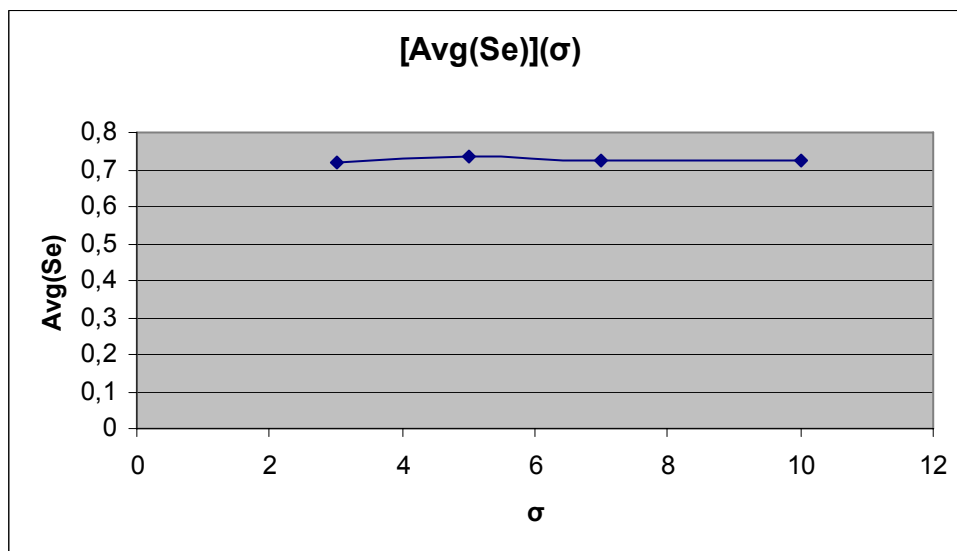
Ο συντελεστής μεταβλητότητας CV εκφράζεται επί τοις εκατό και παριστάνει ένα μέτρο σχετικής διασποράς των τιμών και όχι της απόλυτης διασποράς. Εκφράζει δηλαδή τη μεταβλητότητα των δεδομένων, απαλλαγμένη από την επίδραση της μέσης τιμής. Σε ένα δείγμα τιμών μιας

μεταβλητής δεχόμαστε ότι το δείγμα είναι ομοιογενές, εάν ο συντελεστής μεταβλητότητας δεν ξεπερνά το 10%. Στα αποτελέσματα που προέκυψαν παραπάνω και αφορούσαν την τεχνική *Adaptive*, ο συντελεστής μεταβλητότητας ξεπερνά οριακά το 10% , ($CV = 11\%$), επομένως το δείγμα είναι οριακά ανομοιογενές.

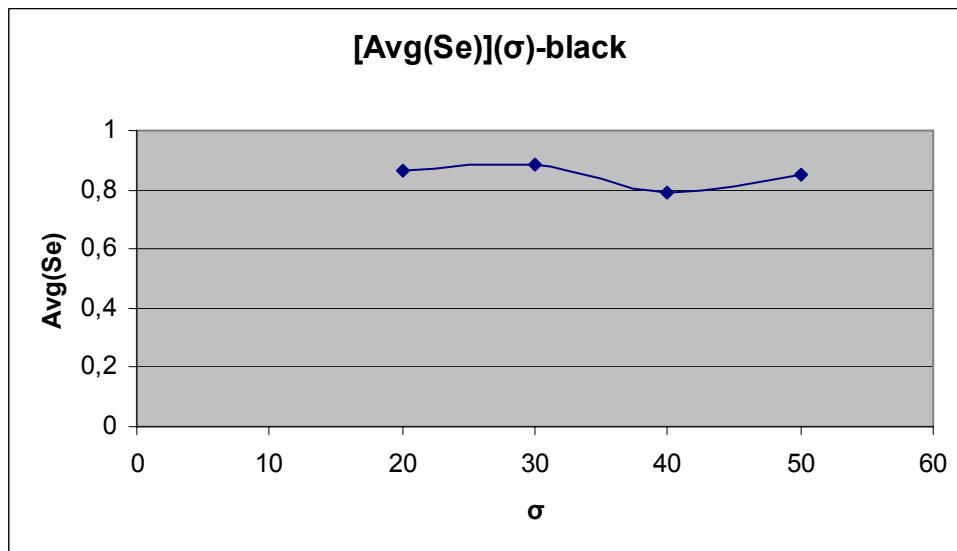
Στη συνέχεια υπολογίσαμε τη μέση τιμή της Se για κάθε σ , ξεχωριστά για τις εικόνες με τα λευκά αγγεία και για αυτές με τα μαύρα. Συγκεκριμένα, αθροίσαμε την τιμή της Se όλων των εικόνων για κάθε σ και διαιρέσαμε το άθροισμα αυτό με το πλήθος των εικόνων:

$$\overline{Se}(\sigma) = \frac{\sum^N Se}{N}$$

όπου $N = 30$ το πλήθος των εικόνων με τα λευκά αγγεία, ενώ για τις εικόνες με τα μαύρα αγγεία ισχύει ο ίδιος τύπος με $N = 8$. Οι πίνακες με τη μέση τιμή της Se για κάθε σ βρίσκονται στο Παράρτημα Α. Με βάση τις τιμές αυτές κατασκευάσαμε τα ακόλουθα διαγράμματα :



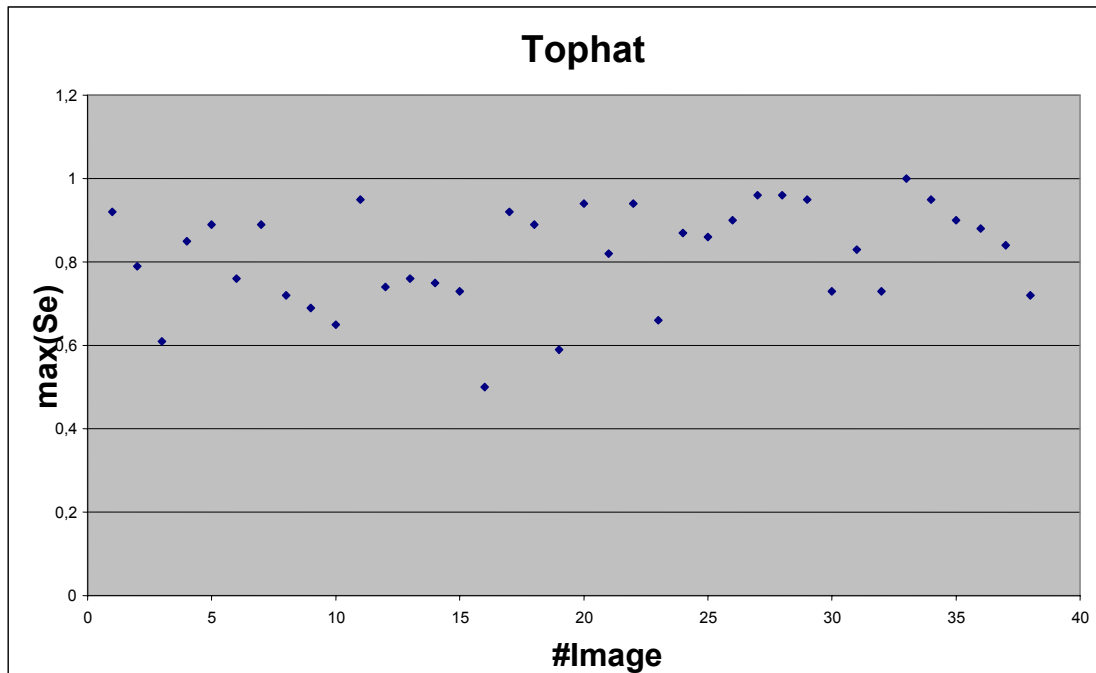
Σχ. 3.25 : Διάγραμμα $\overline{Se}(\sigma)$ σε εικόνες με λευκά αγγεία.



Σχ. 3.26 : Διάγραμμα $\overline{Se}(\sigma)$ σε εικόνες με μαύρα αγγεία.

Παρατηρούμε ότι η \overline{Se} παραμένει σχεδόν σταθερή σε ποσοστό 70%, όσον αφορά στις εικόνες με λευκά αγγεία και σε ποσοστό περίπου 85% στις εικόνες με μαύρα αγγεία. Τούτο σημαίνει ότι η τιμή του σ δεν επηρεάζει απόλυτα τη Se της μεθόδου.

Την ίδια διαδικασία που ακολουθήσαμε για τις εικόνες *Adaptive*, θα ακολουθήσουμε για να ελέγξουμε την αποτελεσματικότητα της τεχνικής *Tophat*. Αφού λοιπόν συγκρίνουμε την αρχική εικόνα με την *Tophat* που προέκυψε για κάθε σ , υπολογίζουμε τους συντελεστές TP και TN και στη συνέχεια από τη γνωστή σχέση $Se = \frac{TP}{TP + TN}$, υπολογίζουμε την ευαισθησία της μεθόδου. Οι αναλυτικοί πίνακες με τις τιμές των παραπάνω συντελεστών βρίσκονται στο Παράρτημα Β. Από τις τιμές αυτές κατασκευάζουμε καταρχάς το διάγραμμα της μέγιστης τιμής της Se κάθε εικόνας ως προς τον αύξοντα αριθμό των εικόνων :



Σχ. 3.27 : Διάγραμμα μέγιστης Se της τεχνικής *Tophat* για κάθε εικόνα.

Κατά τα γνωστά, υπολογίσαμε :

- τη μέση τιμή της μέγιστης Se :

$$\overline{Se}_{\max} = 0.818$$

- τη διασπορά των τιμών της μέγιστης Se :

$$\sigma^2 = \frac{1}{38} \cdot 0.538092 \cong 14.16 \cdot 10^{-3}$$

- την τυπική απόκλιση :

$$\sigma \cong 119 \cdot 10^{-3}$$

- το συντελεστή μεταβλητότητας :

$$CV = \frac{119 \cdot 10^{-3}}{0.818} \cong 0.15 = 15\%$$

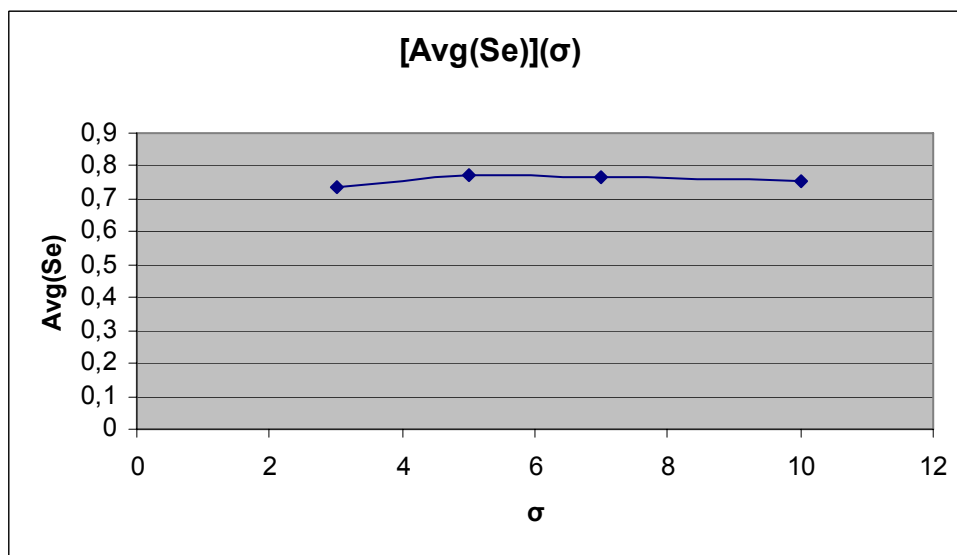
Από την τιμή $CV = 15\%$ συμπεραίνουμε ότι και σε αυτή την περίπτωση, το δείγμα είναι ανομοιογενές.

Στη συνέχεια – πάντα για τις εικόνες *Tophat* – υπολογίσαμε τη μέση τιμή της Se για κάθε σ , ξεχωριστά για τις εικόνες με τα λευκά και τα μαύρα

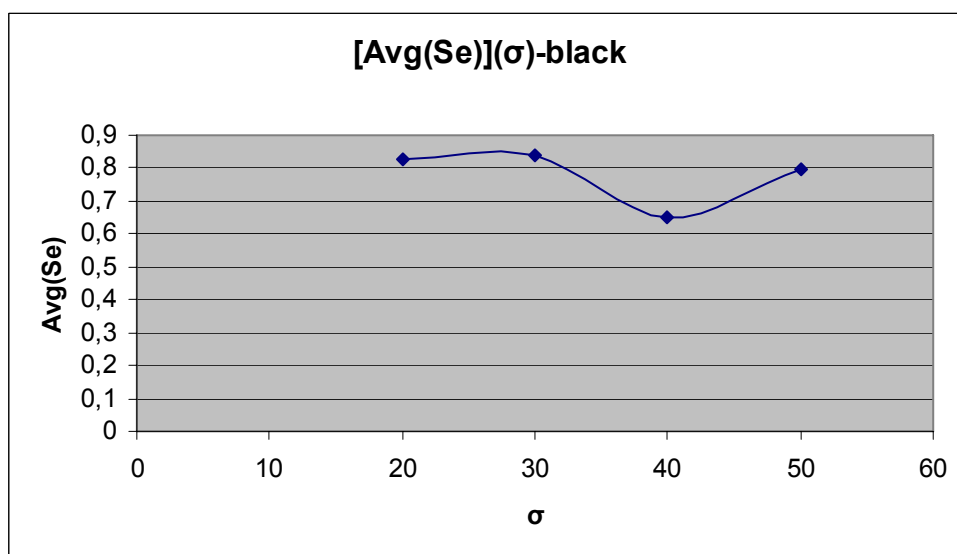
αγγεία. Κατά τα γνωστά, αθροίσαμε την τιμή της Se όλων των εικόνων για κάθε σ και διαιρέσαμε το άθροισμα αυτό με το πλήθος των εικόνων:

$$\overline{Se}(\sigma) = \frac{\sum_1^N Se}{N}$$

όπου $N = 30$ το πλήθος των εικόνων με τα λευκά αγγεία, ενώ για τις εικόνες με τα μαύρα αγγεία ισχύει ο ίδιος τύπος με $N = 8$. Οι πίνακες με τη μέση τιμή της Se για κάθε σ βρίσκονται στο Παράρτημα Β. Με βάση τις τιμές αυτές κατασκευάσαμε τα ακόλουθα διαγράμματα :



Σχ. 3.28 : Διάγραμμα $\overline{Se}(\sigma)$ σε εικόνες με λευκά αγγεία.



Σχ. 3.29 : Διάγραμμα $\overline{Se}(\sigma)$ σε εικόνες με μαύρα αγγεία.

Παρατηρούμε ότι η \overline{Se} παραμένει σχεδόν σταθερή σε ποσοστό 70 - 80%, όσων αφορά στις εικόνες με λευκά αγγεία. Από την άλλη, στις εικόνες με μαύρα αγγεία εμφανίζεται για όλες τις τιμές του σ σχεδόν σταθερή τιμή της \overline{Se} περίπου 80%, εκτός από την τιμή του $\sigma=40$ όπου η \overline{Se} παρουσιάζει τοπικό ελάχιστο. Τούτο σημαίνει ότι η τιμή του σ δεν επηρεάζει καταλυτικά τη Se της μεθόδου.

Σε ότι αφορά το χρόνο εκτέλεσης, ο συγκεκριμένος αλγόριθμος, ο οποίος περιλαμβάνει και τις δυο τεχνικές, απαιτεί περίπου 1min για να εκτελεστεί (για μια τιμή του σ).

3.4 Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό μελετήσαμε δυο τεχνικές, την *Adaptive filtering* και την *Tophat filtering*, οι οποίες αποσκοπούν στην ανίχνευση αιμοφόρων αγγείων σε εικόνες οπτικού βυθού.

Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε 38 διαφορετικές εικόνες πυθμένα ματιού, οι οποίες αντιστοιχούσαν σε διαφορετικούς ασθενείς.

Με βάση την επεξεργασία που έγινε στα αποτελέσματα και των δυο μεθόδων συμπεραίνουμε αρχικά ότι αυτές είναι ουσιαστικά ανεξάρτητες της τιμής της παραμέτρου σ , διατηρώντας σταθερή και υψηλή ευαισθησία. Επιπροσθέτως, καταλήξαμε ότι ο αλγόριθμος είναι εξίσου αποτελεσματικός τόσο σε ευκρινείς, όσο και σε θολές εικόνες. Η ευκρίνεια των εικόνων εξαρτάται από τη χρονική στιγμή λήψης. Ωστόσο, πρέπει να επισημάνουμε ότι σε ιδιαίτερα θολές εικόνες, όπως οι 39, 40 και 41, η μέθοδος παρουσιάστηκε ανεπαρκής. Το γεγονός αυτό εισάγει τον περιορισμό ότι η λήψη των εικόνων πρέπει να γίνεται άμεσα μετά τη χορήγηση του φαρμάκου στον ασθενή.

Ένα ακόμη συμπέρασμα στο οποίο καταλήξαμε, αφορά το συντελεστή μεταβλητότητας CV . Και στις δυο τεχνικές ο συντελεστής CV είχε τιμή ελαφρώς άνω του 10%, επομένως και τα δυο δείγματα ήταν ανομοιογενή. Το γεγονός αυτό οφείλεται στο ότι οι εικόνες, αν και επεξεργάστηκαν με τις ίδιες τεχνικές, έχουν ληφθεί σε διαφορετική χρονική στιγμή και αντικατοπτρίζουν διαφορετικές παθήσεις. Συνεπώς το δείγμα μας όσο αναφορά στην ευαισθησία θα παρουσιάζει ελαφρά ανομοιογένεια, η οποία είναι

δικαιολογημένη και αναμενόμενη. Συγκριτικά, η τεχνική *Adaptive* εμφανίζει μεγαλύτερη ομοιογένεια από την *Tophat*, αφού :

$$CV_{Adaptive} = 11\% < CV_{Tophat} = 15\% .$$

Ταυτόχρονα, η αδυναμία στη μέτρηση της ευαισθησίας και των δυο τεχνικών έγκειται στο ότι κατά τη μέτρηση των συντελεστών *TP* και *TN* υπεισέρχεται έντονα ο ανθρώπινος παράγοντας. Οι παραπάνω μετρήσεις έγιναν με το «μάτι» και το γεγονός αυτό από μόνο του εισάγει στα αποτελέσματα σφάλμα μέτρησης.

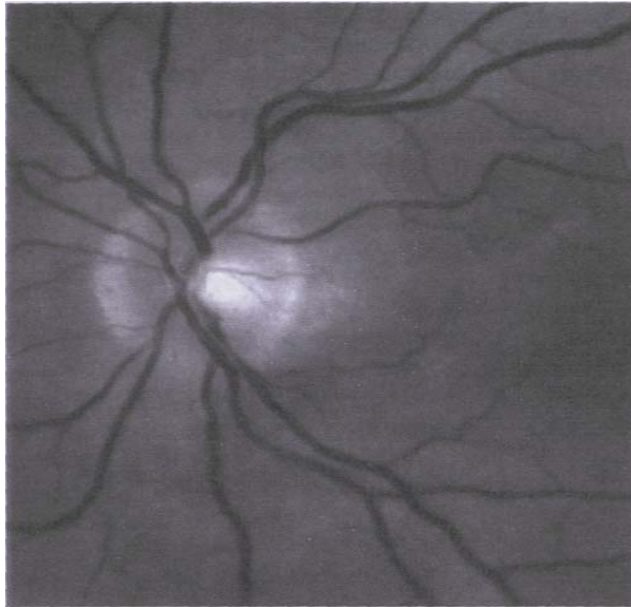
Γενικότερα, οι μέθοδοι παρουσιάζουν πολύ καλά αποτελέσματα, γεγονός που τις καθιστά σημαντικό βοηθητικό εργαλείο στο δύσκολο κλινικό έργο των οφθαλμιάτρων. Οι δυο μέθοδοι ανίχνευσης αγγείων εικόνων αμφιβληστροειδούς μπορούν να συγχωνευθούν σε ένα διαγνωστικό εργαλείο, όπου ο οφθαλμίατρος θα μπορεί να επιλέγει κάθε φορά την τεχνική που επιθυμεί. Προσοχή θα πρέπει να δοθεί ώστε οι τεχνικές να «τρέχουν» γρήγορα σε πραγματικό χρόνο και το περιβάλλον εργασίας να είναι απλό και φιλικό ως προς τον κλινικό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ACTIVE CONTOURS

Οι φωτογραφίες του πυθμένα του αμφιβληστροειδή χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην κλινική πράξη για τη διάγνωση και θεραπεία διαφόρων παθήσεων του οφθαλμού. Η δυνατότητα αυτόματης και γρήγορης επεξεργασίας ενός μεγάλου αριθμού εικόνων του αμφιβληστροειδούς μπορεί να βοηθήσει τους οφθαλμιάτρους να βελτιώσουν σημαντικά την παραγωγικότητα και αποδοτικότητα σε κλινικό περιβάλλον. Στην έρευνα προς την αυτόματη ανάλυση των φωτογραφιών του πυθμένα του ματιού η γνώση της θέσης του οπτικού δίσκου στις εικόνες είναι κρίσιμη.

Ο οπτικός δίσκος είναι το σημείο εισόδου του οπτικού νεύρου και των αγγείων στον αμφιβληστροειδή. Στις φωτογραφίες του πυθμένα εμφανίζεται σαν μια φωτεινή κιτρινωπή ή άσπρη (στις γκρίζες εικόνες) περιοχή (Σχ. 4.1). Το σχήμα του είναι περίπου στρογγυλό και διακόπτεται από τα εξερχόμενα αγγεία. Μερικές φορές ο οπτικός δίσκος έχει τη μορφή έλλειψης λόγω της μικρής αλλά όχι αμελητέας γωνίας μεταξύ του επιπέδου της εικόνας και του επιπέδου του αντικειμένου. Το μέγεθος του διαφέρει από ασθενή σε ασθενή. Η διάμετρος του είναι μεταξύ 130 και 200 κυψελίδες σε εικόνες πυθμένα διαστάσεων 1024x1024 pixels.



Σχ. 4.1 : Ο οπτικός δίσκος.

Η κατάτμηση του οπτικού δίσκου αποτελεί το σημαντικότερο στάδιο προεπεξεργασίας σε πολλούς αλγόριθμους, οι οποίοι σχεδιάστηκαν για την αυτόματη ανίχνευση ανατομικών δομών και παθολογικών καταστάσεων του αμφιβληστροειδή. Για παράδειγμα μερικές μέθοδοι εύρεσης των αγγείων και των διακλαδώσεων τους ξεκινούν από την περιοχή του οπτικού δίσκου, όπου τα μεγάλα αγγεία που βρίσκονται εκεί μπορεί να χρησιμεύσουν σαν αφετηρία για την ανίχνευση των υπολοίπων [15]. Επίσης η θέση της ώχρας κηλίδας συνήθως εκτιμάται από τη θέση του οπτικού δίσκου με την προϋπόθεση ότι η μεταξύ τους απόσταση είναι σταθερή [16,17]. Η συγκάλυψη του οπτικού δίσκου συντελεί στην καλύτερη και ευκολότερη διάγνωση αλλοιώσεων που σχετίζονται με διάφορες αμφιβληστροειδοπάθειες [18]. Ακόμα το κέντρο του οπτικού δίσκου μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν σημείο αναφοράς για την μέτρηση αποστάσεων στις φωτογραφίες του αμφιβληστροειδή. Παράλληλα ο οπτικός δίσκος μπορεί να αποτελέσει περιοχή αναφοράς στις φωτογραφίες, για την ευθυγράμμιση εικόνων, που ελήφθησαν σε διαφορετικές χρονικές στιγμές ή με διαφορετική μέθοδο. Η ευθυγράμμιση μπορεί να φανερώσει αλλαγές στο μέγεθος και την διάταξη των αγγείων εντός του οπτικού δίσκου καθώς και στις διαστάσεις του ίδιου του δίσκου, οι οποίες σχετίζονται με σοβαρότατες ασθένειες του οφθαλμού όπως το γλαύκωμα και η νεοπλασία αγγείων [19].

4.1 Ανασκόπηση μεθόδων εντοπισμού του οπτικού δίσκου

Η έρευνα για τον εντοπισμό του οπτικού δίσκου εστιάζεται στην εύρεση του κέντρου του και στην ανίχνευση του περιγράμματος του.

Για παράδειγμα οι Sinthanayothin και άλλοι [20] χρησιμοποίησαν μια περιοχή 80x80 pixels, η οποία περιελάμβανε τον οπτικό δίσκο, υπολόγισαν την διαφορά φωτεινότητας μεταξύ γειτονικών κυψελίδων και εντόπισαν το κέντρο του δίσκου, υποθέτοντας ότι είναι το σημείο με τη μεγαλύτερη διακύμανση στη φωτεινότητα. Οι Li και Gutatape [16,17], αξιοποιώντας το γεγονός ότι ο οπτικός δίσκος παρουσιάζεται στις φωτογραφίες πυθμένα περισσότερο φωτεινός, από το γύρω του υπόβαθρο, ομαδοποίησαν γειτονικά pixels με υψηλές γκρίζες τιμές και δημιούργησαν περιοχές 120x120 κυψελίδων ως υποψήφιες να περιέχουν τον οπτικό δίσκο. Από το set των περιοχών υπολόγισαν τα ιδιοανύσματα του οπτικού δίσκου και στο επίπεδο που καθορίζουν αυτά πρόβαλλαν την εικόνα του αμφιβληστροειδή. Τέλος, υπολόγισαν την ευκλείδεια απόσταση της αρχικής εικόνας από την προβολή της και εντόπισαν το κέντρο του οπτικού δίσκου ως το σημείο με την μικρότερη απόσταση. Η συγκεκριμένη μέθοδος έδωσε ικανοποιητικά αποτελέσματα μόνο για φυσιολογικές εικόνες, ενώ απέτυχε να εντοπίσει το δίσκο σε εικόνες με εξιδρώματα. Ο Lalonde [21] εντόπισε τον οπτικό δίσκο χρησιμοποιώντας πυραμοειδή αποσύνθεση (pyramidal decomposition) και αλγόριθμο υπολογισμού απόστασης Hausdorf. Η τεχνική αυτή παρουσίασε μέσο σφάλμα 7% στον εντοπισμό του κέντρου του δίσκου και 80% κάλυψη της περιοχής του. Οι Walter και Klein [15] εντόπισαν το περίγραμμα του δίσκου εφαρμόζοντας μετασχηματισμό Watershed στην κόκκινη συνιστώσα έγχρωμης εικόνας πυθμένα, η οποία είχε προεπεξεργαστεί κατάλληλα με μορφολογικούς τελεστές. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος δεν κατάφερε να ανιχνεύσει συνεχή περιγράμματα σε εικόνες με μικρή αντίθεση ανάμεσα στο δίσκο και το γύρω του υπόβαθρο.

Περισσότερο ικανοποιητικές αποδείχτηκαν οι τεχνικές εντοπισμού των εξωτερικών ορίων του δίσκου, οι οποίες βασίζονται σε μοντέλα ενεργών περιγραμμάτων (active contour models). Οι Mendels και άλλοι [22,23] αρχικά χρησιμοποίησαν μαθηματική μορφολογία για γκρίζες εικόνες ώστε να

αφαιρέσουν τα αγγεία από τις φωτογραφίες σχεδίασαν μια αρχική καμπύλη (μοντέλο φιδιού - "snake") γύρω από τον οπτικό δίσκο η οποία στη συνέχεια με κατάλληλο αλγόριθμο προσαρμόστηκε στο πραγματικό περίγραμμα του δίσκου με αρκετά μεγάλη ακρίβεια. Ο Osareh [18] βελτίωσε την προηγούμενη μέθοδο έτσι ώστε ο αλγόριθμος προσαρμογής να αρχικοποιεί αυτόματα το ενεργό περίγραμμα σε έγχρωμες και γκριζες εικόνες. Το περίγραμμα του δίσκου εντοπίστηκε με ακρίβεια 90.32%.

4.2 Γενικά για τα ενεργά περιγράμματα

Μια τεχνική που έχει αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια είναι τα *ενεργά περιγράμματα*, γνωστά κι ως "snakes" [24,25].

Τα *ενεργά περιγράμματα* προσομοιώνουν την εφαρμογή μιας ελαστικής καμπύλης στα όρια των αντικειμένων που μας ενδιαφέρουν σε μια εικόνα. Τα "snakes" υπόκεινται σε εξωτερικές (προερχόμενες από την εικόνα) και εσωτερικές (βασισμένες στο περίγραμμα) δυνάμεις. Έχουν τη δυνατότητα να κινηθούν δυναμικά στο διάστημα μιας εικόνας, και μπορεί να τους δοθούν αδρανειακές ιδιότητες μέσω της χρήσης μιας σχετικής πυκνότητας μάζας μ . Το μέσο μέσω του οποίου τα "snakes" κινούνται προσδιορίζεται ως συντελεστής απόσβεσης γ . Η τελική θέση ισορροπίας των "snakes" στην εικόνα θα εξαρτηθεί από την αρχική τους θέση και την ταχύτητά τους, την παράμετρο μ και άλλες σχετικές παραμέτρους, το συντελεστή απόσβεσης γ και από εξωτερικές επιρροές λόγω της ίδιας της εικόνας (όπως οι γραμμές και οι ακμές). Δεδομένου ότι τα "snakes" είναι δυναμικά αντικείμενα, μπορεί να συγκλίνουν σε αυθαίρετες διαμορφώσεις που αντιστοιχούν στα περιγράμματα των αντικειμένων που είναι υπό εξέταση, εάν οι εξωτερικές δυνάμεις και οι παράμετροι τους είναι κατάλληλα επιλεγμένες. Επιπλέον, επειδή συνδυάζουν την προγενέστερη γνώση για το εξεταζόμενο αντικείμενο (δηλ. ομαλότητα, μέγεθος κατά προσέγγιση), μαζί με μεμονωμένα χαρακτηριστικά της εικόνας, παρέχουν ένα άριστο πλαίσιο για την ανίχνευση του ορίου του οπτικού δίσκου.

4.2.1 Μαθηματικό υπόβαθρο των “snakes”

Μια grey-scale εικόνα I μπορεί να θεωρηθεί ως ένας πίνακας, του οποίου οι στήλες και οι γραμμές δείχνουν ένα σημείο στην εικόνα, και η τιμή του στοιχείου αυτού του πίνακα, δείχνει τη φωτεινότητα ή την τιμή του επιπέδου του γκρι (grey-level) σε εκείνο το σημείο. Τα “snakes” ορίζονται ως μια παραμετρική και εξαρτώμενη από το χρόνο καμπύλη $\mathbf{v}(s,t)=[x(s,t) \ y(s,t)]^T$, όπου το s είναι μια ομαλοποιημένη παράμετρος που αντιπροσωπεύει τη θέση στην καμπύλη και παίρνει τιμές $s \in [0,1]$, και το t είναι ο χρόνος. Το “περίγραμμα” έχει πυκνότητα μάζας μ και κινείται σε ένα μέσο με συντελεστή απόσβεσης γ .

Η συνάρτηση ενέργειας E_{snake} συνδέεται με το “περίγραμμα”, και αποτελείται από όρους εξαρτώμενους από τις εσωτερικές και εξωτερικές επιρροές:

$$E_{snake} = \int_0^1 [E_{int}(\mathbf{v}(s,t)) + E_{ext}(\mathbf{v}(s,t))] ds, \quad (1)$$

όπου $E_{int}(\mathbf{v})$ αντιπροσωπεύει την εσωτερική ενέργεια του “περιγράμματος” λόγω κινητικών και πιθανών ενεργειακών όρων, και $E_{ext}(\mathbf{v})$ αντιπροσωπεύει την ενέργεια λόγω ενός εξωτερικού ενεργειακού πεδίου που παράγεται από την εικόνα στην οποία εφαρμόζονται τα “snakes”. Ο εσωτερικός ενεργειακός όρος $E_{int}(\mathbf{v})$ μπορεί να ορισθεί ως εξής [24,25]:

$$E_{int}(\mathbf{v}) = \frac{1}{2} \left[\mu \left| \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial t^2} \right|^2 + \alpha \left| \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} \right|^2 \right], \quad (2)$$

όπου το α ποσοτικοποιεί την ελαστικότητα του “περιγράμματος”, και το β καθορίζει την ακαμψία του. Ο πρώτος όρος στη σχέση (2) είναι ένας κινητικός ενεργειακός όρος, σχετικός με τη διαφορική κίνηση του “snake” σε κάθε σημείο. Ο δεύτερος όρος χαρακτηρίζει την πιθανή ενέργεια που οφείλεται στο “τέντωμα” του “περιγράμματος”, και είναι μια γενίκευση του νόμου του Hooke, σύμφωνα με τον οποίο η ενέργεια είναι ανάλογη προς το τετράγωνο της επιμήκυνσης. Ο τρίτος όρος αντιπροσωπεύει την πιθανή ενέργεια λόγω της κάμψης. Σε πολλές περιπτώσεις, η πυκνότητα μάζας του φιδιού θεωρείται μηδενική έτσι ώστε ο

πρώτος όρος της σχέσης (2) να μηδενίζεται. Η εξωτερική ενέργεια E_{ext} αντιπροσωπεύει την επίδραση των δυνάμεων που δεν είναι εγγενείς ιδιότητες του “περιγράμματος”, αλλά εξαρτώνται από την εικόνα. Είναι:

$$E_{ext}(x, y) = \begin{cases} E_{ext}^{(1)}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \\ E_{ext}^{(2)}(x, y) = -|\nabla[G_\sigma * I(x, y)]|^2 \end{cases} \quad (3)$$

όπου ∇ είναι ο τελεστής κλίσης, $*$ είναι ο τελεστής συνέλιξης, και G_σ είναι μια 2D συμμετρική, μηδενικής μέσης τιμής γκαουσιανή συνάρτηση με παράμετρο σ . Η πρώτη διατύπωση της E_{ext} παρουσιάζει ελάχιστα στα σημεία όπου η εικόνα έχει μεγάλη κλίση, π.χ. ακμές. Η δεύτερη διατύπωση εμφανίζει ελάχιστα στις θέσεις όπου η εικόνα, μετά από τη συνέλιξη με το φίλτρο Gauss, παρουσιάζει μέγιστα. Πρέπει να σημειωθεί ότι και οι δύο εκφράσεις είναι μη περιστροφικές, δηλ $\nabla \times \nabla E = 0$.

Σε αυτό το πλαίσιο, υπάρχει ένα “περίγραμμα” που ελαχιστοποιεί, τουλάχιστον τοπικά, τη συνάρτηση ενέργειας που περιγράφεται από τη σχέση (1). Ανάλογα με τον ορισμό της εξωτερικής δύναμης, η θέση ελάχιστης ενέργειας αντιστοιχεί σε μια ακμή της εικόνας. Στη σχέση (1), αν γίνει απαλοιφή του χρόνου t , η συνάρτηση μετασχηματίζεται ως εξής:

$$E(\mathbf{v}) = \int_{s=0}^1 F(s, \mathbf{v}, \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial s}, \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2}) ds. \quad (4)$$

Με την εφαρμογή του υπολογισμού των μεταβλητών σε αυτήν την σχέση, λαμβάνουμε τις Euler - Lagrange εξισώσεις που ικανοποιούνται όταν η συνάρτηση ενέργειας ελαχιστοποιείται:

$$\alpha \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} - \beta \frac{\partial^4 \mathbf{v}}{\partial s^4} - \nabla E_{ext} = 0. \quad (5)$$

Ως εκ τούτου, σε ένα ενεργειακό ελάχιστο υπάρχει μια ισορροπία μεταξύ εσωτερικών και εξωτερικών δυνάμεων:

$$\mathbf{F}_{int} + \mathbf{F}_{ext} = 0, \quad (6)$$

όπου

$$\begin{aligned}
F_{int} &= \alpha \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} - \beta \frac{\partial^4 \mathbf{v}}{\partial s^4} . \\
F_{ext} &= -\nabla E_{ext}
\end{aligned}
\tag{7}$$

Οι εσωτερικές δυνάμεις αντιστέκονται στο τέντωμα και την κάμψη του “περιγράμματος”, ενώ η εξωτερική δύναμη κινεί το “περίγραμμα” κατά προτίμηση προς τα σημεία χαμηλής ενέργειας. Δεδομένου ότι το “περίγραμμα” τοποθετείται σε ένα μέσο με θετικό συντελεστή απόσβεσης, δεν θα υπάρξει κανένας όρος κινητικής ενέργειας σε ένα ενεργειακό ελάχιστο (δεδομένου ότι η κίνηση απελευθερώνει την ενέργεια), έτσι οι σχέσεις (6) και (7) θα ικανοποιούνται στην τελική θέση του “περιγράμματος”. Μια πλήρης εξίσωση κίνησης [25,26] για το “περίγραμμα” μπορεί να βρεθεί αν προσθέσουμε στη σχέση (5) την πυκνότητα μάζας και το συντελεστή απόσβεσης. οπότε θα προκύψει:

$$\mu \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial t^2} + \gamma \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \alpha \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} - \beta \frac{\partial^4 \mathbf{v}}{\partial s^4} - \nabla E_{ext} = 0 ,
\tag{8}$$

με αρχικές συνθήκες $\mathbf{v}(s,0)=\mathbf{v}_0(s)$, και όλα τα παράγωγα μηδενισμένα, παραδείγματος χάριν.

4.2.2 Αριθμητικές λύσεις για τα ενεργά περιγράμματα

Μια πεπερασμένη διαφορική μέθοδος (FDM) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη λύση της σχέσης (8), αν θεωρήσουμε μηδενική πυκνότητα μάζας. Καθορίζουμε αρχικά ένα σύνολο N κόμβων $\mathbf{v}_{i,n}$ του “ενεργού περιγράμματος”:

$$\mathbf{v}_{i,n} = \begin{pmatrix} x_{i,n} \\ y_{i,n} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x[ih] \\ y[ih] \end{pmatrix} \Big|_n
\tag{9}$$

όπου $i = 0, 1, \dots, N-1$, $h=1/N$ ένα διακριτό βήμα για το s , και ο δείκτης n αναφέρεται στην αξιολόγηση του χρονικού βήματος n . Οι αρχικές συνθήκες ορίζονται ως:

$$\mathbf{v}_{i,0} = \mathbf{k}_i \quad (10)$$

όπου \mathbf{k}_i αυθαίρετες αρχικές σταθερές θέσεις. Ο τελευταίος κόμβος υπόκειται στον περιορισμό ότι πρέπει να βρίσκεται δίπλα στον πρώτο κόμβο, έτσι ώστε το “περίγραμμα” να κλείνει. Τα χρονικά και χωρικά παράγωγα της σχέσης (8) μπορεί να περιγραφούν ως εξής:

$$\begin{aligned} & \gamma(\mathbf{v}_{i,n} - \mathbf{v}_{i,n-1}) + \alpha(-\mathbf{v}_{i+1,n} + 2\mathbf{v}_{i,n} - \mathbf{v}_{i-1,n}) + \beta(\mathbf{v}_{i-2,n} - 2\mathbf{v}_{i-1,n} + \mathbf{v}_{i,n}) \\ & - 2\beta(\mathbf{v}_{i-1,n} - 2\mathbf{v}_{i,n} + \mathbf{v}_{i+1,n}) + \beta(\mathbf{v}_{i,n} - 2\mathbf{v}_{i+1,n} + \mathbf{v}_{i+2,n}) - \begin{pmatrix} f_x(i, n-1) \\ f_y(i, n-1) \end{pmatrix} = 0 \end{aligned} \quad (11)$$

όπου

$$f_x(i, n-1) = \left. \frac{\partial E_{\text{ext}}}{\partial x} \right|_{(x_{i,n-1}, y_{i,n-1})} \quad f_y(i, n-1) = \left. \frac{\partial E_{\text{ext}}}{\partial y} \right|_{(x_{i,n-1}, y_{i,n-1})} \quad (12)$$

Με την τακτοποίηση των κόμβων στα διανύσματα:

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_n &= [x_{0,n}, x_{1,n}, \dots, x_{N-1,n}]^T \\ \mathbf{y}_n &= [y_{0,n}, y_{1,n}, \dots, y_{N-1,n}]^T \end{aligned} \quad (13)$$

μια έκφραση για τη χρονική εξέλιξη των κόμβων του “περιγράμματος” μπορεί να γραφτεί στη μορφή μήτρας ως εξής:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{x}_n \\ \mathbf{y}_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (\gamma I + A + B)^{-1} & 0 \\ 0 & (\gamma I + A + B)^{-1} \end{bmatrix} \left\{ \gamma \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{n-1} \\ \mathbf{y}_{n-1} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{f}_x(x_{n-1}, y_{n-1}) \\ \mathbf{f}_y(x_{n-1}, y_{n-1}) \end{bmatrix} \right\} \quad (14)$$

όπου οι μήτρες A και B είναι τριδιαγώνιες και πενταδιαγώνιες, και αντιπροσωπεύουν τις παραμέτρους ελαστικότητας και ακαμψίας, αντίστοιχα.

4.2.3 Το πρότυπο κλίσης του διανύσματος ροής (Gradient Vector Flow)

Ένα μειονέκτημα του μοντέλου του “ενεργού περιγράμματος” είναι ότι υπάρχουν πολλές διαμορφώσεις για τα “snakes” που εμφανίζουν τοπικά ενεργειακά ελάχιστα, σε σημεία όμως που δεν είναι ακμές. Γενικά ο αλγόριθμος παρέχει μια συγκλίνουσα λύση που εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την αρχική διαμόρφωση του “snake” ως εκ τούτου, η ακρίβεια της μεθόδου είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη στην αρχικοποίηση. Αυτό μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι μια εξωτερική ενέργεια όπως στη σχέση (3), η οποία ισούται με την κλίση της εικόνας, είναι αρκετά τοπικά καθορισμένη. Εάν προσπαθήσουμε να αυξήσουμε το εύρος της δύναμης, περνώντας την εικόνα από βαθυπερατό φίλτρο, χάνουμε τη δυνατότητα να επιτύχουμε ένα ακριβές τελικό αποτέλεσμα.

Ένα πρόβλημα που προκύπτει από το μειονέκτημα που προαναφέρθηκε είναι η ανικανότητα των “snakes” να κινηθούν στις κοιλότητες των ορίων (Σχ. 4.1). Ως λύση σε αυτό το ζήτημα, οι Xu και Prince πρότειναν έναν νέο τύπο εξωτερικής δύναμης που παρέχει καλύτερη έλξη μεγάλου εύρους, ενώ παράλληλα συντηρεί αιχμηρά τοπικά ελάχιστα στο ενεργειακό πεδίο [27]. Η λύση που πρότειναν είναι ένα στατικό πεδίο εξωτερικής δύναμης που καλείται κλίση του διανύσματος ροής (GVF)

$$F_{ext}^{GVF} = \mathbf{h}(x, y) :$$

$$F_{ext}^{GVF} = \mathbf{h}(x, y) = \begin{pmatrix} p(x, y) \\ q(x, y) \end{pmatrix}. \quad (15)$$

Η $\mathbf{h}(x, y)$ ορίζεται έτσι ώστε να ελαχιστοποιεί την ακόλουθη συνάρτηση ενέργειας:

$$E_{GVF} = \iint_{x,y} \left[\lambda \left(\left| \frac{\partial p}{\partial x} \right|^2 + \left| \frac{\partial p}{\partial y} \right|^2 + \left| \frac{\partial q}{\partial x} \right|^2 + \left| \frac{\partial q}{\partial y} \right|^2 \right) + |\nabla g|^2 |h - \nabla g|^2 \right] dx dy, \quad (16)$$

όπου g ένας χάρτης ακμών της εικόνας I , π.χ.

$$g(x, y) = |\nabla [G_\sigma(x, y) * I(x, y)]|$$

και λ είναι μια παράμετρος κανονικοποίησης, η οποία ελέγχει την ανταλλαγή μεταξύ του πρώτου και δεύτερου όρου στην ολοκληρωτέα σχέση. Ο σκοπός είναι να ληφθεί ένας εκτεταμένος κατευθυντικός και ομαλός τομέας έλξης, ο οποίος αποτελεί την εγγύτητα των ορίων, και ως εκ τούτου μειώνει την ευαισθησία της μεθόδου στην αρχικοποίηση. Ποιοτικά, αυτή η διατύπωση είναι ισοδύναμη με τη λύση μιας γενικευμένης εξίσωσης διάχυσης, και έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της αποτελεσματικού εύρος ακμών σε θέσεις μακριά από ακμές. Αντιθέτως, κοντά στις ακμές, όπου το $|\nabla g|$ είναι μεγάλο, ο δεύτερος όρος είναι κυρίαρχος και μπορεί να ρυθμιστεί εάν θέσουμε το $h \approx \nabla g$ έτσι ώστε να διατηρείται η τοπική ακρίβεια. Πάλι χρησιμοποιώντας τον υπολογισμό των μεταβλητών, το GVF μπορεί να βρεθεί με την επίλυση των ακόλουθων εξισώσεων Euler:

$$\begin{cases} \lambda \nabla^2 p - (p - g_x)(g_x^2 + g_y^2) = 0 \\ \lambda \nabla^2 q - (q - g_y)(g_x^2 + g_y^2) = 0 \end{cases} \quad (17)$$

Μια αριθμητική λύση της εξίσωσης (17) μπορεί να βρεθεί αν θεωρήσουμε τις p και q χρονικές συναρτήσεις, και ως εκ τούτου τη σύγκλιση σε μια λύση. Η σύγκλιση αυτού του επαναληπτικού αλγόριθμου είναι εγγυημένη για ορισμένες τιμές του λ . Μια κατάλληλη τιμή για το λ είναι $\lambda = 0,2$ και για τον αριθμό επαναλήψεων $N=80$. Μετά από τον υπολογισμό, το πεδίο GVF ομαλοποιείται έτσι ώστε να παραμένουν μόνο οι κατευθυντικές πληροφορίες. Κατ' αυτό τον τρόπο, το πεδίο GVF δεν εξαρτάται από τα γενικά επίπεδα φωτεινότητας της εικόνας. Ένα σταθμισμένο πεδίο GVF αντικαθιστά το αρχικό πεδίο εξωτερικής δύναμης στην εξίσωση (14):

$$\kappa \begin{pmatrix} p_{x,y}^N \\ q_{x,y}^N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_x(x,y) \\ f_y(x,y) \end{pmatrix} \quad (18)$$

όπου το k είναι μια παράμετρος βάρους που συνήθως παίρνει την τιμή 1.

4.2.4 Προ - επεξεργασία εικόνας

Τα αρχικά αποτελέσματα που προέκυψαν από το GVF “snake” ήταν αρκετά ανακριβή. Το Σχ. 4.1 παρουσιάζει το αποτέλεσμα για μια χαρακτηριστική αρχική συνθήκη, όπως είναι ένας κύκλος κοντά στην ακτίνα του οπτικού δίσκου. Το όριο που ανιχνεύεται είναι έντονα επηρεασμένο από τις ισχυρές ακμές που δημιουργούνται από τα αιμοφόρα αγγεία τα οποία περνούν μέσα από τον οπτικό δίσκο. Επιπλέον, αν θεωρήσουμε άλλες αρχικοποιήσεις οδηγούμαστε σε ανακριβή αποτελέσματα.



Σχ. 4.2 : Συγκλίνουσα λύση ενός GVF “snake” για μια απλή συνθήκη αρχικοποίησης (ομαλός εσωτερικός κύκλος). Το όριο που ανιχνεύεται δεν αντιστοιχεί στην πραγματική ακμή του οπτικού δίσκου, διότι το “snake” έχει επηρεαστεί από τις ακμές που δημιουργούνται από τα αιμοφόρα αγγεία.

Αυτά τα λανθασμένα αποτελέσματα εμφανίζονται επειδή ο GVF field είναι βασισμένος στο χάρτη ακμών που προκύπτει από την αρχική εικόνα, στην οποία τα αιμοφόρα αγγεία έχουν σημαντική συνεισφορά στο σύνολο των ακμών. Για να λάβουμε τη σωστή σύγκλιση επάνω το όριο του οπτικού δίσκου, πρέπει να προ-

επεξεργαστούμε την εικόνα, αφαιρώντας τα pixels που αντιστοιχούν στις αγγειακές δομές και αντικαθιστώντας τα με pixels που αντιπροσωπεύουν το υπόβαθρο του οπτικού δίσκου. Δύο διαφορετικές μέθοδοι προ-επεξεργασίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν – η ανίχνευση ελαχίστων και το φιλτράρισμα με μορφολογικούς τελεστές.

Η ανίχνευση ελαχίστων χρησιμοποιεί την παρατήρηση ότι ένα pixel που ανήκει σε αγγείο είναι πιο σκοτεινό από τον περιβάλλοντα οπτικό δίσκο. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή γίνεται ένα πέρασμα της περιοχής που περιέχει τον οπτικό δίσκο και συγκρίνεται το επίπεδο φωτεινότητας των διάφορων σημείων σε μια κοντινή γειτονιά. Αυτή η σύγκριση συνεχίζει ως εξής: για κάθε σημείο της εικόνας $I(k,l)$ επιλέγουμε ένα σύνολο γειτονικών σημείων σχήματος δυο σταυρών σε 45° ο ένας σε σχέση με τον άλλο. Οι σταυροί εκτείνονται σε $\pm\xi$ pixels σε όλες τις κατευθύνσεις. Εάν η φωτεινότητα του κεντρικού σημείου είναι λιγότερη από το 90% της φωτεινότητας όλων των ακρότατων ορίων των σταυρών, τότε επισημαίνεται ως υποψήφιο pixel αγγείου. Αυτή η διαδικασία πραγματοποιείται για τιμές του $\xi = 1, 2, 3$ και 4. Το πρώτο πέρασμα της εικόνας καταλήγει σε ένα μεγάλο σύνολο υποψηφίων pixels, πολλά από τα οποία είναι ψευδή. Επιπλέον, τα αγγεία είναι συνεκτικές δομές, και το γεγονός αυτό το εκμεταλλευόμαστε με την εκτέλεση διαδοχικών διαβρώσεων και διαστολών χρησιμοποιώντας ένα σύνολο τεσσάρων απλών 3×3 δομικών στοιχείων:

$$\begin{aligned}
 F_1 &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & F_2 &= \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \\
 F_3 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} & F_4 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{19}$$

Τα γειτονικά pixels των αγγείων μπορεί να μη γειτνιάζουν, με αποτέλεσμα το βήμα αυτό να ακολουθείται από ανακατασκευή των pixels, τα οποία μοιράζονται τη συνδετικότητα τεσσάρων κοινών pixels γειτόνων. Με αυτές τις διαδικασίες συλλέγεται μια ομάδα pixels που κατηγοριοποιούνται ως pixels αγγείων. Αυτά αντικαθίστανται από τη μέση χρωματική τιμή των pixels του οπτικού δίσκου που υπολογίζεται παίρνοντας τη μέση τιμή της τοπικής γειτονιάς εξαιρώντας τα pixels αγγείων. Για να πετύχουμε βελτιωμένα αποτελέσματα εφαρμόζουμε στην εικόνα μια *unsharp* μάσκα, πριν από την έναρξη της διαδικασίας ανίχνευσης ελάχιστων. Επιπλέον, δημιουργήθηκε μια απολύτως μορφολογική τεχνική για την προ-επεξεργασία των εικόνων. Σε μια τυπική εικόνα, το πλάτος των αγγείων δεν υπερβαίνει σε διάμετρο τα 5 pixels. Συνεπώς, αυξάνουμε το επίπεδο φωτεινότητας των αγγείων σε μια grey scale εικόνα εφαρμόζοντας μια 5x5 μήτρα σταθερών στοιχείων και επιτυγχάνοντας με αυτό τον τρόπο τη διαστολή τους. Επειδή όμως η διεργασία αυτή τείνει να αλλάξει τη θέση του οπτικού δίσκου, η διαστολή ακολουθείται από διάβρωση χρησιμοποιώντας την ίδια μήτρα έτσι ώστε να γίνει τελικά αποκατάσταση του ορίου στην αρχική του θέση. Τέλος, εκτελούμε μια μορφολογική αναδημιουργία διατηρώντας το μέγιστο της διασταλμένης/ διαβρωμένης εικόνας και της αρχικής. Στο σημείο αυτό πρέπει να επισημάνουμε ότι χρησιμοποιήσαμε ελαφρώς διαφορετικούς ορισμούς από αυτούς που συνηθίζονται καθώς ο στόχος μας ήταν η απομάκρυνση των σκοτεινότερων περιοχών από την εικόνα. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήσαμε τους ακόλουθους ορισμούς για τη διαστολή, τη διάβρωση και την αναδημιουργία:

Διαστολή:

$$(I \oplus G)(x, y) = \min_{(z_x, z_y) \in G, (x-z_x, y-z_y) \in I} \{I(x-z_x, y-z_y) + \bar{I}(x-z_x, y-z_y) \cdot G(z_x, z_y)\},$$

Διάβρωση:

$$(I \ominus G)(x, y) = \max_{(z_x, z_y) \in G, (x+z_x, y+z_y) \in I} \{I(x+z_x, y+z_y) + \bar{I}(x+z_x, y+z_y) \cdot G(z_x, z_y)\}, \quad (20)$$

Αναδημιουργία:

$$I_{rec} = \max\{I(x, y), ((I \oplus G) \ominus G)\},$$

όπου το σημείο “—” δηλώνει μέση τιμή και το σημείο “..” δηλώνει πολλαπλασιασμό στοιχείο επί στοιχείο. Αποτέλεσμα αυτών των μορφολογικών τελεστών είναι το “γέμισμα” των αγγειακών δομών με pixels από την περιβάλλουσα περιοχή του οπτικού δίσκου . Μια σχηματική αναπαράσταση αυτών των τριών βημάτων δίνεται στο Σχ. 4.2 για μια τομή της εικόνας.



Σχ. 4.3 : Αναπαράσταση των τριών σταδίων του μορφολογικού φιλτραρίσματος που χρησιμοποιούνται για την προεπεξεργασία της εικόνας.

4.2.5 Συμπεράσματα

Συνοψίζοντας, καταλήγουμε ότι τα GVF “snakes” μπορεί να χρησιμοποιηθούν από κοινού με μια προ-επεξεργασμένη εικόνα βυθού για την εξαγωγή του ακριβούς ορίου της περιοχής του οπτικού δίσκου. Η προ-επεξεργασία είναι ένα ουσιαστικό βήμα για να καταλήξουμε σε ακριβές αποτέλεσμα και απαιτείται για οποιοδήποτε γενικό πρόβλημα που περιλαμβάνει την ανίχνευση ορίου παρουσία μικρών εμποδίων – όπως είναι τα αιμοφόρα αγγεία.

Ένα πλεονέκτημα των GVF “snakes” σε σχέση με τις προηγούμενες τεχνικές “ενεργών περιγραμμάτων” είναι η σχετική “αναισθησία” της μεθόδου στην αρχικοποίηση. Πριν από τη χρησιμοποίηση του προτύπου GVF, ερευνήσαμε πιο συνηθισμένες φόρμουλες “snakes” βασισμένες στην κλίση εικόνας ως εξωτερικό πεδίο, αλλά τα αποτελέσματα που προέκυψαν ήταν σε μεγάλο βαθμό εξαρτημένα από την αρχικοποίηση. Για τα GVF “snakes”, πραγματοποιήσαμε μελέτες για μια σειρά αρχικών συνθηκών που παρείχαν

σύγκλιση, και καταλήξαμε ότι ακόμη και αρκετά διαφορετικές αρχικοποιήσεις μπορεί να οδηγήσουν σε ακριβείς λύσεις (π.χ. κύκλοι που κυμαίνονται από περίπου τη μισή ως τη διπλάσια ακτίνα του οπτικού δίσκου). Είναι επίσης δυνατό να χρησιμοποιηθούν αρχικοί όροι που διασταυρώνονται επανειλημμένα με το τελικό όριο.

Κάτι άλλο που εξετάστηκε είναι η ευαισθησία αυτής της τεχνικής στις διακυμάνσεις της εικόνας. Υπάρχουν δύο πιθανές πηγές διακύμανσης. Σε μερικές εικόνες, το όριο του οπτικού δίσκου δεν είναι ξεκάθαρο, λόγω είτε φυσικών διακυμάνσεων ή παθολογικών αλλοιώσεων. Διακυμάνσεις μπορούν επίσης προκαλέσουν οι συνθήκες φωτογράφισης π.χ. χαμηλός ή υπερβολικός φωτισμός, ανεπαρκές contrast κλπ. Τα αποτελέσματα σε όλες τις εικόνες που εξετάστηκαν, ακόμη και σε αυτές με αρκετά σοβαρές παθήσεις του αμφιβληστροειδούς, ήταν ικανοποιητικά. Γενικά, η προ-επεξεργασία της εικόνας οδήγησε σε καλύτερες λύσεις, που είχαν ελάχιστη εξάρτηση από τις αρχικές συνθήκες και που κατάφεραν να ανιχνεύσουν λεπτομερώς και με μεγάλη ακρίβεια το όριο του οπτικού δίσκου.

Η τεχνική αυτή θεωρείται κατάλληλη για κλινική χρήση και ιδιαίτερα ελπιδοφόρα. Μπορεί επίσης να αποτελέσει μέρος ενός γενικότερου σχεδίου ανάλυσης που να απευθύνεται σε εικόνες οπτικού βυθού.

4.3 Ανίχνευση Οπτικού Δίσκου

Η μέθοδος εύρεσης του περιγράμματος του οπτικού δίσκου, η οποία παρουσιάζεται στην παρούσα εργασία αξιοποιεί το μοντέλο του ενεργού περιγράμματος. Η τεχνική προϋποθέτει τη σχεδίαση ενός πρόχειρου περιγράμματος από το χρήστη – αρχικοποίηση. Σκοπός της μεθόδου είναι η προσαρμογή της συνοριακής καμπύλης που δίνεται από το χρήστη, στο πραγματικό περίγραμμα του οπτικού δίσκου.

Ο αλγόριθμος της ανίχνευσης του περιγράμματος του οπτικού δίσκου ο οποίος χρησιμοποιεί το μοντέλο των “snakes”, αναπτύχθηκε σε περιβάλλον MATLAB® και αποτελείται από τα εξής στάδια:

Αλγόριθμος ανίχνευσης περιγράμματος:

ΒΗΜΑ 1^ο: «Φορτώνεται» η εικόνα.

ΒΗΜΑ 2^ο: Υπολογίζεται η βαθμίδα της εικόνας στο χώρο με συνέλιξη ενός γκαουσιανού φίλτρου.

ΒΗΜΑ 3^ο: Κάνω αρχικοποίηση της μεθόδου τοποθετώντας «σημάδια» πάνω στην εικόνα και γύρω από την επιθυμητή περιοχή, διαγράφοντας το πρώτο περίγραμμα.

ΒΗΜΑ 4^ο: Οι συντεταγμένες του αρχικού περιγράμματος τροποποιούνται βάσει εσωτερικών και εξωτερικών ελαστικών δυνάμεων. Οι παράμετροι των δυνάμεων έχουν προ-επιλεχθεί, όπως και ο αριθμός των επαναλήψεων.

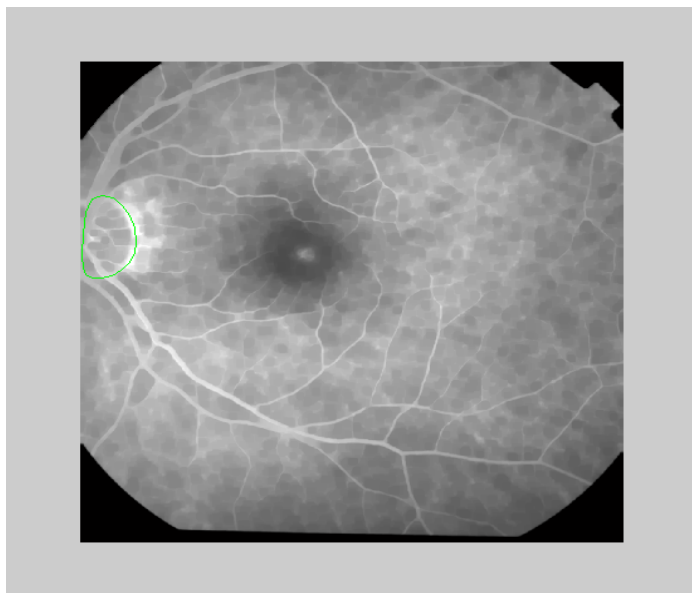
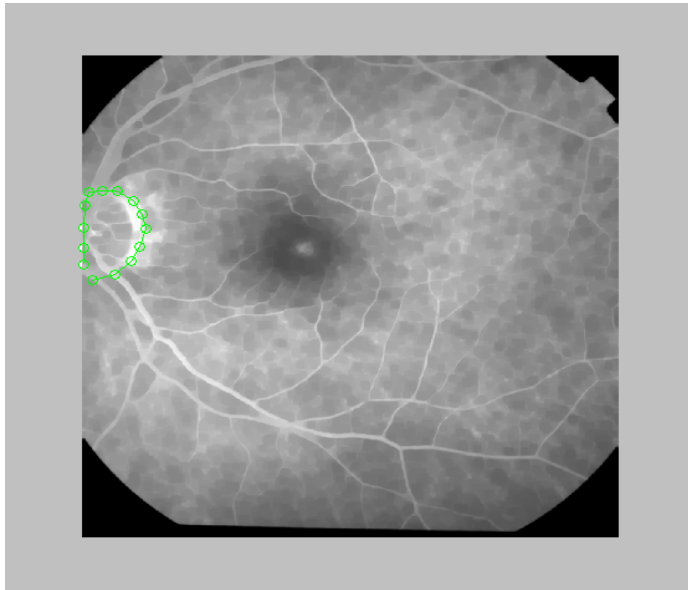
ΒΗΜΑ 5^ο: Παρουσιάζεται το νέο περίγραμμα, με διαφορετικό χρώμα από το παλιό, ώστε να μπορεί να γίνει και η σύγκριση.

Καταλήξαμε ότι η καλύτερη τιμή της παραμέτρου σ είναι $\sigma=2,5$, και με αυτή την τιμή “τρέξαμε” τον αλγόριθμο για όλες τις εικόνες.

4.4 Αποτελέσματα

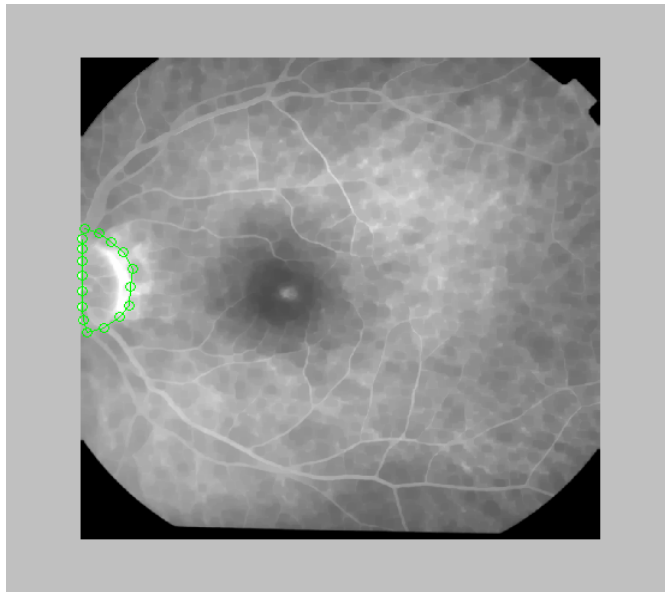
Ο αλγόριθμος που παρουσιάστηκε στην προηγούμενη παράγραφο εφαρμόστηκε σε 41 εικόνες πυθμένα του ματιού, προκειμένου να γίνει ανίχνευση του οπτικού δίσκου. Στα σχήματα που ακολουθούν παρουσιάζονται μερικά από τα πιο ικανοποιητικά αποτελέσματα στα οποία κατέληξε ο αλγόριθμος.

Image 21

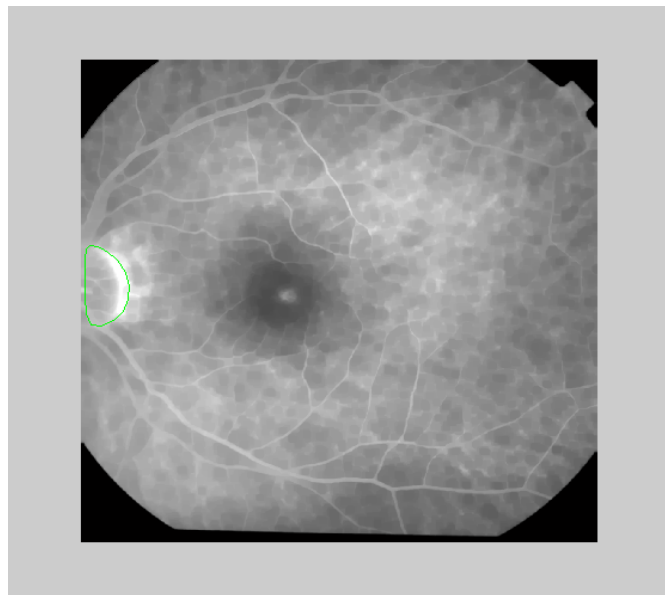


Σχ. 4.4 : Εύρεση περιγράμματος με $\sigma=2,5$: (α) αρχικό περίγραμμα, (β) τελικό περίγραμμα.

Image 22



(α)

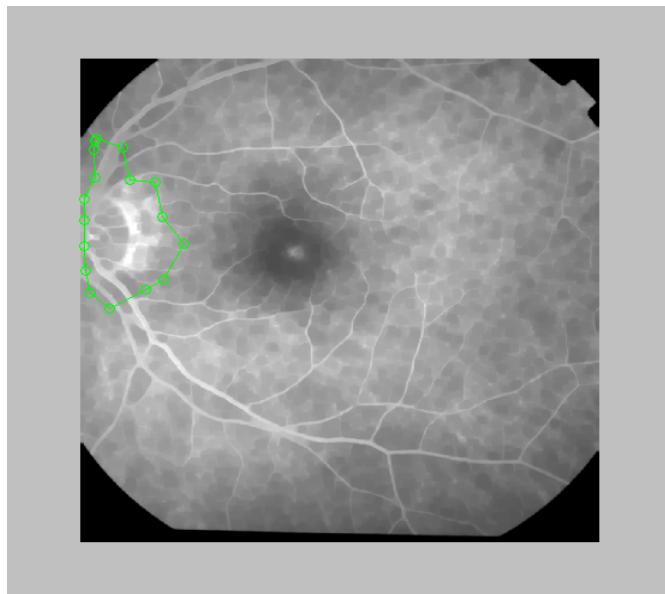


(β)

Σχ. 4.5 : Εύρεση περιγράμματος με $\sigma=2,5$: (α) αρχικό περίγραμμα, (β) τελικό περίγραμμα.

Για να ελέγξουμε την ευαισθησία του αλγόριθμου στην αρχικοποίηση, τρέξαμε τις ίδιες εικόνες, οι οποίες με σωστές αρχικές συνθήκες κατέληξαν σε σχεδόν άριστα αποτελέσματα, εκ νέου τοποθετώντας το περίγραμμα μακριά από το πραγματικό όριο του οπτικού δίσκου. Καταλήξαμε στα ακόλουθα αποτελέσματα:

Image 21



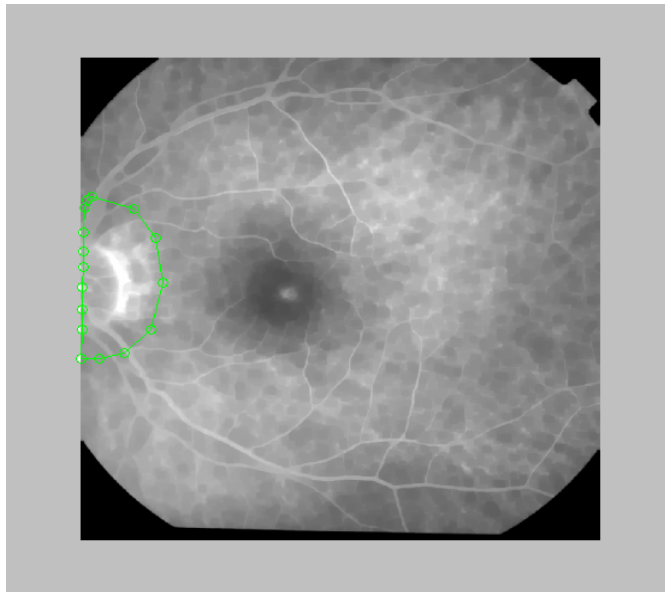
(α)



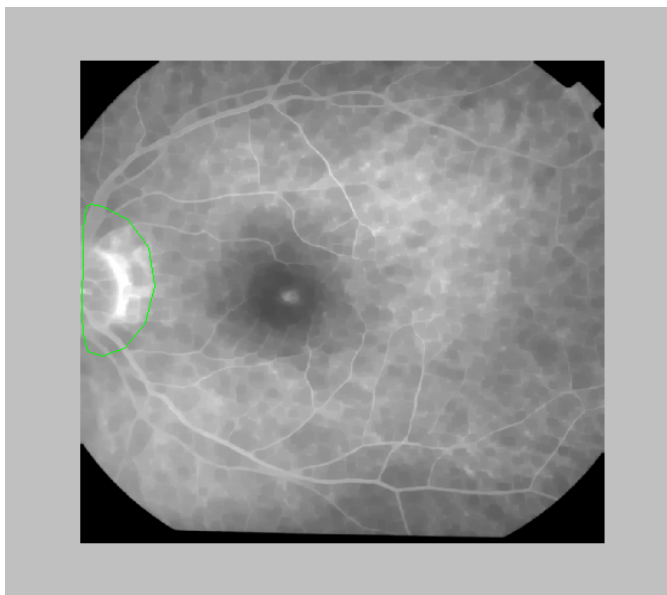
(β)

Σχ. 4.6 : Εύρεση περιγράμματος με $\sigma=2,5$: (α) αρχικό περίγραμμα, (β) τελικό περίγραμμα.

Image 22



(α)



(β)

Σχ. 4.7 : Εύρεση περιγράμματος με $\sigma=2,5$: (α) αρχικό περίγραμμα, (β) τελικό περίγραμμα.

Είναι φανερό ότι λανθασμένη αρχικοποίηση οδηγεί σε αποτέλεσμα που όχι μόνο δεν συμπίπτει με το πραγματικό περίγραμμα του οπτικού δίσκου, αλλά ούτε καν το προσεγγίζει.

Αν και ο αλγόριθμος γενικά - με σωστή αρχικοποίηση - καταλήγει σε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα, υπάρχει μια εικόνα στην οποία ο οπτικός δίσκος που ανιχνεύεται διαφέρει από τον πραγματικό περισσότερο από τις υπόλοιπες εικόνες. Την παρουσιάζουμε στο σχήμα που ακολουθεί :

Image 12



(α)



(β)

Σχ. 4.8 : Εύρεση περιγράμματος με $\sigma=2,5$: (α) αρχικό περίγραμμα, (β) τελικό περίγραμμα.

Είναι φανερό ότι η αρχική εικόνα 12 δεν είναι άριστης ποιότητας, και αυτό το γεγονός από μόνο του δικαιολογεί αυτή την απόκλιση ανάμεσα στο αρχικό και το ανιχνεύσιμο όριο.

Κατά την εφαρμογή του αλγόριθμου στις εικόνες υπολογίσαμε τους πίνακες – μεταβλητές *geom_initial* και *geom_final*, οι οποίοι περιλαμβάνουν τα στοιχεία:

$$geom_initial = [area, x, y, perimeter]$$

$$geom_final = [area, x, y, perimeter]$$

όπου με τη σειρά που αναγράφονται αντιστοιχούν στο εμβαδόν του οπτικού δίσκου, την τετμημένη του κέντρου του δίσκου, την τεταγμένη του κέντρου του δίσκου και τέλος την περίμετρό του. Επιπλέον, οι παράμετροι *initial* και *final*, αντιστοιχούν στον οπτικό δίσκο όπως αυτός χαράσσεται από το χρήστη και στον οπτικό δίσκο όπως αυτός ανιχνεύεται από το πρόγραμμα, αντίστοιχα. Οι πλήρεις πίνακες με τις τιμές των μεταβλητών για κάθε εικόνα, παραθέτονται στο Παράρτημα Γ. Από τις τιμές που έχουμε συγκεντρώσει για όλες τις εικόνες, υπολογίζουμε τα εξής:

- $$Area(error) = \frac{\sum |area_{initial} - area_{final}|}{N}$$

Πρόκειται για το σφάλμα μεταξύ του εμβαδού του οπτικού δίσκου που δίνεται από το χρήστη και αυτού που υπολογίζεται από τον αλγόριθμο, ενώ N είναι το πλήθος των εικόνων, N=41. Είναι:

$$Area(error) = \frac{12.4615}{41} = 0.30394$$

- $$Perimeter(error) = \frac{\sum |perimeter_{initial} - perimeter_{final}|}{N}$$

Είναι το σφάλμα ανάμεσα στην αρχική περίμετρο του οπτικού δίσκου και την ανιχνεύσιμη. Συγκεκριμένα είναι:

$$Perimeter(error) = \frac{0.1991}{41} = 4.856 \cdot 10^{-3}$$

- $$d = \frac{\sum \sqrt{(x_{initial} - x_{final})^2 + (y_{initial} - y_{final})^2}}{N}$$

Η παραπάνω σχέση υπολογίζει τη μέση ευκλείδεια απόσταση των κέντρων των οπτικών δίσκων. Είναι :

$$d = \frac{0.0094}{41} = 2.2927 \cdot 10^{-4}$$

Από τις τιμές των σφαλμάτων που υπολογίσθηκαν παραπάνω φαίνεται ότι ο αλγόριθμος πετυχαίνει μια πολύ καλή προσέγγιση του περιγράμματος του οπτικού δίσκου. Επίσης παρουσιάζεται ανεξάρτητος από τις διαστάσεις του δίσκου και τη φωτεινότητα της εικόνας, όχι όμως και από την ποιότητά της. Όλα αυτά όμως υπό την προϋπόθεση ότι το αρχικό περίγραμμα χαράζεται κοντά στο πραγματικό.

Σε ότι αφορά το χρόνο εκτέλεσης, η συγκεκριμένη μέθοδος απαιτεί περίπου 25-30sec, συμπεριλαμβανομένης και της χάραξης του περιγράμματος του δίσκου από το χρήστη.

4.5 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο διερευνήθηκε η εφαρμογή μιας τεχνικής παραπλήσιας του μοντέλου των “snakes”, σε εικόνες πυθμένα ματιού με σκοπό την ανίχνευση του περιγράμματος του οπτικού δίσκου.

Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε 41 διαφορετικές εικόνες πυθμένα ματιού, οι οποίες αντιστοιχούσαν σε διαφορετικούς ασθενείς. Οι τελικές καμπύλες προσέγγισαν πολύ καλά τα όρια του δίσκου ανεξάρτητα από τις πραγματικές του διαστάσεις και τη διαφορά φωτεινότητάς του στις εικόνες από το γύρω υπόβαθρο. Τη σχεδόν άριστη ανίχνευση που επιτυγχάνει η μέθοδος αυτή επαληθεύουν οι τιμές των σφαλμάτων που υπολογίσθηκαν στην προηγούμενη

παράγραφο. Συγκεκριμένα το σφάλμα του εμβαδού βρέθηκε ίσο με $Area(error)=0.30394$, ενώ το σφάλμα της περιμέτρου και η μέση ευκλείδεια απόσταση των κέντρων των οπτικών δίσκων είναι μόλις $Perimeter(error)=4.856 \cdot 10^{-3}$ και $d = 2.2927 \cdot 10^{-4}$ αντίστοιχα, πράγματι εξαιρετικά χαμηλές τιμές, για τα δυο τελευταία μεγέθη σχεδόν αμελητέες. Οι τιμές των παραμέτρων αυτών αναφέρονται σε pixels.

Η μόνη αδυναμία της μεθόδου ήταν η εξάρτηση της από το αρχικό περίγραμμα του δίσκου, αυτό που χαράσσεται από το χρήστη. Η αδυναμία αυτή όμως ξεπερνιέται αν αναλογιστεί κανείς ότι η μέθοδος απευθύνεται σε οφθαλμίατρους ή ειδικευόμενους φοιτητές, άτομα δηλαδή με γνώση του αντικειμένου, τα οποία είναι σε θέση να χαράξουν σωστά το αρχικό περίγραμμα.

Η συγκεκριμένη μέθοδος μπορεί να επεκταθεί και σε έγχρωμες εικόνες αμφιβληστροειδή.

A.1. ΠΙΝΑΚΑΣ Se

#Image	σ	Original TP+TN	Adaptive TP	Se
1	3	52	46	0.88
	5		47	0.90
	7		40	0.77
	10		39	0.75
2	3	72	68	0.94
	5		63	0.88
	7		49	0.68
	10		47	0.65
3	3	59	47	0.80
	5		45	0.76
	7		44	0.75
	10		41	0.69
4	3	60	50	0.83
	5		46	0.77
	7		44	0.73
	10		41	0.68
5	3	54	44	0.81
	5		47	0.87
	7		46	0.85
	10		46	0.85
6	3	43	27	0.63
	5		28	0.65
	7		30	0.70
	10		31	0.72
7	3	49	33	0.67
	5		35	0.71
	7		40	0.82
	10		33	0.67
8	3	46	30	0.65
	5		28	0.61
	7		26	0.57
	10		22	0.48
9	3	35	19	0.54
	5		23	0.66
	7		21	0.60
	10		22	0.63
10	3	34	14	0.41
	5		13	0.38
	7		19	0.56
	10		19	0.56
11	3	56	51	0.91
	5		51	0.91
	7		50	0.89
	10		47	0.84

#Image	σ	Original TP+TN	Adaptive TP	Se
12	3	62	47	0.76
	5		43	0.69
	7		42	0.68
	10		38	0.61
13	3	45	33	0.73
	5		35	0.78
	7		31	0.69
	10		27	0.60
14	3	48	38	0.79
	5		34	0.71
	7		25	0.52
	10		25	0.52
15	3	45	27	0.60
	5		28	0.62
	7		28	0.62
	10		29	0.64
16	3	30	13	0.43
	5		14	0.47
	7		12	0.40
	10		10	0.33
17	3	51	42	0.82
	5		45	0.88
	7		43	0.84
	10		42	0.82
18	3	46	37	0.80
	5		39	0.85
	7		38	0.83
	10		37	0.80
19	3	17	8	0.47
	5		9	0.53
	7		10	0.59
	10		9	0.53
20	3	53	45	0.85
	5		47	0.89
	7		49	0.92
	10		49	0.92
21	3	66	54	0.82
	5		54	0.82
	7		53	0.80
	10		52	0.79
22	3	51	45	0.88
	5		45	0.88
	7		47	0.92
	10		46	0.90

#Image	σ	Original TP+TN	Adaptive TP	Se
23	3	50	24	0.48
	5		26	0.52
	7		28	0.56
	10		30	0.60
24	3	38	25	0.66
	5		27	0.71
	7		27	0.71
	10		26	0.68
25	3	37	26	0.7
	5		26	0.7
	7		28	0.76
	10		27	0.73
26	3	39	31	0.79
	5		32	0.82
	7		33	0.85
	10		32	0.82
27	3	55	46	0.84
	5		47	0.85
	7		48	0.87
	10		49	0.89
28	3	48	38	0.79
	5		40	0.83
	7		41	0.85
	10		42	0.86
29	3	42	34	0.81
	5		35	0.83
	7		35	0.83
	10		36	0.85
30	3	40	22	0.55
	5		24	0.6
	7		24	0.6
	10		26	0.65
31	20	52	43	0,83
	30		44	0,85
	40		45	0,87
	50		45	0,87
32	20	33	26	0,79
	30		25	0,76
	40		28	0,85
	50		27	0,82
33	20	36	35	0,97
	30		35	0,97
	40		30	0,83
	50		36	0,97

#Image	σ	Original TP+TN	Adaptive TP	Se
34	20	43	41	0,95
	30		42	0,98
	40		39	0,91
	50		40	0,93
35	20	51	43	0,84
	30		43	0,84
	40		40	0,78
	50		44	0,86
36	20	56	48	0,86
	30		50	0,89
	40		34	0,61
	50		45	0,80
37	20	49	42	0,86
	30		45	0,92
	40		36	0,73
	50		40	0,82
38	20	65	54	0,83
	30		57	0,88
	40		48	0,74
	50		48	0,74

A.2. ΠΙΝΑΚΕΣ $\overline{Se}(\sigma)$

- Εικόνες με λευκά αγγεία

σ	$\sum Se$	$\sum image$	\overline{Se}
3	21,64	30	0,721
5	22,08	30	0,736
7	21,76	30	0,725
10	26,72	30	0,723

- Εικόνες με μαύρα αγγεία

σ	$\sum Se$	$\sum image$	\overline{Se}
20	6,93	8	0,866
30	7,09	8	0,886
40	6,32	8	0,790
50	6,81	8	0,851

B.1. ΠΙΝΑΚΑΣ Se

#Image	σ	Original TP+TN	Tophat TP	Se
1	3	52	45	0.87
	5		48	0.92
	7		42	0.81
	10		35	0.67
2	3	72	57	0.79
	5		54	0.75
	7		51	0.71
	10		50	0.69
3	3	59	36	0.61
	5		33	0.56
	7		31	0.53
	10		31	0.53
4	3	60	51	0.85
	5		47	0.78
	7		45	0.75
	10		42	0.70
5	3	54	45	0.83
	5		48	0.89
	7		47	0.87
	10		47	0.87
6	3	43	31	0.72
	5		32	0.74
	7		32	0.74
	10		33	0.76
7	3	49	36	0.73
	5		39	0.80
	7		43	0.89
	10		31	0.63
8	3	46	33	0.72
	5		30	0.65
	7		28	0.61
	10		26	0.57
9	3	35	19	0.54
	5		24	0.69
	7		22	0.63
	10		24	0.69
10	3	34	10	0.29
	5		18	0.53
	7		22	0.65
	10		22	0.65
11	3	56	53	0.95
	5		53	0.95
	7		52	0.93
	10		48	0.86

#Image	σ	Original TP+TN	Tophat TP	Se
12	3	62	46	0.74
	5		48	0.77
	7		44	0.71
	10		44	0.71
13	3	45	33	0.73
	5		34	0.76
	7		32	0.71
	10		28	0.62
14	3	48	27	0.56
	5		36	0.75
	7		30	0.63
	10		30	0.63
15	3	45	31	0.69
	5		32	0.71
	7		32	0.71
	10		33	0.73
16	3	30	15	0.5
	5		14	0.47
	7		13	0.43
	10		13	0.43
17	3	51	44	0.86
	5		47	0.92
	7		45	0.88
	10		44	0.88
18	3	46	38	0.83
	5		41	0.89
	7		39	0.85
	10		39	0.85
19	3	17	9	0.53
	5		9	0.53
	7		10	0.59
	10		10	0.59
20	3	53	46	0.87
	5		48	0.91
	7		50	0.94
	10		50	0.94
21	3	66	54	0.82
	5		54	0.82
	7		53	0.80
	10		52	0.79
22	3	51	46	0.90
	5		47	0.92
	7		48	0.94
	10		47	0.92

#Image	σ	Original TP+TN	Tophat TP	Se
23	3	50	25	0.50
	5		26	0.52
	7		30	0.60
	10		33	0.66
24	3	38	31	0.82
	5		32	0.84
	7		33	0.87
	10		32	0.84
25	3	37	28	0.76
	5		30	0.81
	7		32	0.86
	10		31	0.83
26	3	39	32	0.82
	5		34	0.87
	7		35	0.90
	10		34	0.87
27	3	55	50	0.91
	5		50	0.91
	7		51	0.92
	10		53	0.96
28	3	48	40	0.83
	5		44	0.92
	7		44	0.92
	10		46	0.96
29	3	42	36	0.86
	5		37	0.88
	7		38	0.90
	10		40	0.95
30	3	40	25	0.63
	5		26	0.65
	7		27	0.68
	10		29	0.73
31	20	52	42	0.81
	30		43	0.83
	40		43	0.83
	50		43	0.83
32	20	33	22	0.67
	30		22	0.67
	40		24	0.73
	50		22	0.67
33	20	36	35	0.97
	30		35	0.97
	40		30	0.83
	50		36	1.00

#Image	σ	Original TP+TN	Tophat TP	Se
34	20	43	40	0.93
	30		41	0.95
	40		29	0.67
	50		40	0.93
35	20	51	42	0.82
	30		44	0.86
	40		38	0.75
	50		46	0.90
36	20	56	47	0.84
	30		49	0.88
	40		31	0.55
	50		42	0.75
37	20	49	41	0.84
	30		40	0.82
	40		22	0.45
	50		34	0.69
38	20	65	47	0.72
	30		47	0.72
	40		25	0.38
	50		40	0.62

A.2. ΠΙΝΑΚΕΣ $\bar{Se}(\sigma)$

- Εικόνες με λευκά αγγεία

σ	$\sum Se$	$\sum image$	\bar{Se}
3	21,64	30	0,721
5	22,08	30	0,736
7	21,76	30	0,725
10	26,72	30	0,723

- Εικόνες με μαύρα αγγεία

σ	$\sum Se$	$\sum image$	\bar{Se}
20	6,93	8	0,866
30	7,09	8	0,886
40	6,32	8	0,790
50	6,81	8	0,851

Image 1	Area	x	y	Perimeter
geom_initial	-1.8401	0.0204	0.0445	0.0489
geom_final	-1.5309	0.0203	0.0446	0.0443
Image 2				
geom_initial	-2.5023	0.0213	0.0442	0.0572
geom_final	-2.1695	0.0211	0.0442	0.0528
Image 3				
geom_initial	-2.3135	0.0162	0.0417	0.0546
geom_final	-2.0142	0.0160	0.0417	0.0507
Image 4				
geom_initial	-3.1852	0.0847	0.0504	0.0647
geom_final	-2.8894	0.0845	0.0505	0.0610
Image 5				
geom_initial	2.8998	0.0951	0.0440	0.0654
geom_final	2.5961	0.0948	0.0439	0.0592
Image 6				
geom_initial	-2.2727	0.0782	0.0441	0.0548
geom_final	-1.8820	0.0778	0.0443	0.0492
Image 7				
geom_initial	-2.6734	0.0225	0.0392	0.0590
geom_final	-2.3699	0.0224	0.0393	0.0550
Image 8				
geom_initial	-2.2278	0.0122	0.0408	0.0566
geom_final	-1.9279	0.0120	0.0407	0.0524
Image 9				
geom_initial	-2.4579	0.0226	0.0448	0.0566
geom_final	-2.1441	0.0224	0.0407	0.0497
Image 10				
geom_initial	-2.1632	0.0147	0.0408	0.0530
geom_final	-1.8903	0.0145	0.0410	0.0493
Image 11				
geom_initial	-3.0630	0.0934	0.0516	0.0639
geom_final	-2.6314	0.0931	0.0516	0.0584
Image 12				
geom_initial	1.2985	0.0292	0.0390	0.0411
geom_final	1.8252	0.0295	0.0393	0.0511
Image 13				
geom_initial	-1.9256	0.0916	0.0434	0.0496
geom_final	-2.2652	0.0918	0.0433	0.0545
Image 14				
geom_initial	-1.9929	0.0099	0.0431	0.0637
geom_final	-1.7028	0.0098	0.0431	0.0479
Image 15				
geom_initial	-2.5115	0.0888	0.0421	0.0573
geom_final	-2.1798	0.0887	0.0423	0.0531

Image 16	Area	x	y	Perimeter
geom_initial	2.5663	0.0307	0.0302	0.0575
geom_final	2.2925	0.0307	0.0303	0.0540
Image 17				
geom_initial	-2.3694	0.0922	0.0484	0.0562
geom_final	-2.1338	0.0920	0.0484	0.0525
Image 18				
geom_initial	-2.2553	0.0170	0.0454	0.0601
geom_final	-1.9981	0.0170	0.0452	0.0510
Image 19				
geom_initial	-2.2264	0.0769	0.0414	0.0540
geom_final	-1.9517	0.0767	0.0417	0.0504
Image 20				
geom_initial	-2.2758	0.0146	0.0437	0.0544
geom_final	-1.9963	0.0147	0.0435	0.0507
Image 21				
geom_initial	-1.6111	0.0051	0.0374	0.0491
geom_final	-1.4330	0.0052	0.0377	0.0458
Image 22				
geom_initial	1.3395	0.0047	0.0486	0.0479
geom_final	1.1638	0.0047	0.0483	0.0429
Image 23				
geom_initial	-3.1889	0.0848	0.0483	0.0642
geom_final	-2.9455	0.0847	0.0483	0.0612
Image 24				
geom_initial	-2.7759	0.0282	0.0479	0.0597
geom_final	-2.5510	0.0281	0.0479	0.0569
Image 25				
geom_initial	-2.4048	0.0958	0.0607	0.0589
geom_final	-2.1939	0.0958	0.0608	0.0554
Image 26				
geom_initial	-2.6413	0.0279	0.0425	0.0589
geom_final	-2.3907	0.0279	0.0427	0.0550
Image 27				
geom_initial	-3.2038	0.0865	0.0424	0.0852
geom_final	-2.9084	0.0865	0.0424	0.0625
Image 28				
geom_initial	3.0358	0.0934	0.0383	0.0637
geom_final	2.7860	0.0934	0.0381	0.0601
Image 29				
geom_initial	-1.7634	0.0111	0.0495	0.0507
geom_final	-1.5069	0.0109	0.0494	0.0460
Image 30				
geom_initial	2.2171	0.0840	0.0528	0.0545
geom_final	1.9539	0.0838	0.0527	0.0499

Image 31	Area	x	y	Perimeter
geom_initial	-2.1635	0.0110	0.0584	0.0535
geom_final	-1.8919	0.0107	0.0583	0.0449
Image 32				
geom_initial	1.9311	0.0126	0.0442	0.0502
geom_final	1.7298	0.0125	0.0441	0.0471
Image 33				
geom_initial	-1.9643	0.0820	0.0361	0.0504
geom_final	-1.7214	0.0819	0.0361	0.0470
Image 34				
geom_initial	-1.9337	0.0742	0.0444	0.0513
geom_final	-1.5345	0.0739	0.0445	0.0450
Image 35				
geom_initial	-2.4034	0.0737	0.0450	0.0568
geom_final	-1.9685	0.0734	0.0450	0.0503
Image 36				
geom_initial	-2.7790	0.0811	0.0421	0.0602
geom_final	-2.4869	0.0809	0.0421	0.0564
Image 37				
geom_initial	1.7763	0.0194	0.0431	0.0487
geom_final	1.3894	0.0192	0.0428	0.0428
Image 38				
geom_initial	1.8165	0.0264	0.0428	0.0490
geom_final	1.4179	0.0264	0.0425	0.0431
Image 39				
geom_initial	-1.7480	0.0803	0.0520	0.0489
geom_final	-1.3917	0.0801	0.0522	0.0430
Image 40				
geom_initial	-1.6668	0.0546	0.0457	0.0468
geom_final	-1.2946	0.0542	0.0458	0.0410
Image 41				
geom_initial	-1.9755	0.0151	0.0425	0.0513
geom_final	-1.5806	0.0148	0.0426	0.0455

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. A.Guyton M. D., «Φυσιολογία του ανθρώπου», ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, 1984
- [2]. Γεώργιος Θεοδοσιάδης, « Επίτομη Οφθαλμολογία», ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, 1996.
- [3]. Agamemnon Desporoulos, Stefan Silbernagl, “Color Atlas of Physiology”, Thieme, New York, 1991.
- [4]. Patrick J. Saine and Marshall E. Tyler, “Ophthalmic Photography : Retinal Photography, Angiography and Electronic Imaging”, 2nd edition, Butterworth - Heinemann Medical, 2002.
- [5]. Sheng Kai, “Two Variables Quadratic Fluency Sampling Functions – Based Resolution Conversion for Fundus Photograph”, Ms thesis, University of Tsukuba, 2003.
- [6]. Νικόλαος Μουραβλιάνσκι, « Εξελιγμένοι αλγόριθμοι ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων για την ευθυγράμμιση και οπτικοποίηση Ιατρικών δεδομένων», PhD Thesis, 2000.
- [7]. Milan Sonka, “Image Analysis & Computer Vision”.
- [8]. J. R. Parker, “Algorithms for Image Processing and Computer Vision”.
- [9]. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins Digital, “Image Processing Using MATLAB”.
- [10]. Anil K. Jain, “Fundamentals of Digital Image Processing”.
- [11]. “AN EFFICIENT ALGORITHM FOR EXTRACTION OF ANATOMICAL STRUCTURES IN RETINAL IMAGES”, Thitiporn Chanwimaluang and Guoliang Fan, School of Electrical and Computer Engineering, Oklahoma State University.
- [12]. Kenneth R. Castleman, “Digital Image Processing”.
- [13]. Ioannis Pitas, “Digital Image Processing Algorithms and Applications”.
- [14]. Maria Petrou, Panagiota Bosdogianni, “Image Processing: The Fundamentals”.
- [15]. Thomas Walter and Jean-Claude Klein, “Segmentation of Colour Fundus Images of the Human Retina : Detection of the Optic Disk And the Vascular Tree Using Morphological Techniques”, 2001.
- [16]. Huiqi Li and Opas Chutatape, “Fundus Image Features Extraction”,

- Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, 2000.
- [17]. Huiqi Li and Opas Chutatape, "AUTOMATIC LOCATION OF OPTIC DISK IN RETINAL IMAGES", IEEE 2001.
- [18]. Alireza Osareh, Majid Mirmehdi, Barry Thomas and Richard Markham, "Colour Morphology and Snakes for Optic Disk Localisation", 2002.
- [19]. P. L. Rosin, D. Marshall and J. E. Morgan, "Multimodal retinal imaging : New strategies for the detection of glaucoma", IEEE ICIP 2002.
- [20]. C. Sinthahayothin et al, "Automated localization of the optic disk, fovea and retinal blood vessels from digital colour fundus images", British Journal of Ophthalmology, vol.83, no.8, 1999.
- [21]. M. Lalonde, M. Beaulieu, L. Gagnon, "Fast and robust optic disk detection using pyramidal decomposition and Hausdorff-based template matching", IEEE Tans. Med. Imaging. Vol.20, No.11, 2001.
- [22]. Francois Mendels, Conor Heneghan and Jean-Philippe Thiran, "Identification of the Optic Disk Boundary in Retinal Images using Active Contours", 1999.
- [23]. F. Mendels, C. Heneghan, P. D. Harper, R. B. Reilly and Jean-Philippe Thiran, "Extraction of the Optic Disk Boundary in Digital Fundus Images", IEEE-EMBS 1999 Conference, Atlanta.
- [24]. Milan Sonka, Vaclav Hlavac, Roger Boyle, "Image Processing: Analysis and Machine Vision".
- [25]. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos : "Snakes: Active Contour Models", Int. J. Computer Vision, 1 (1987).
- [26]. R. Samadini : "Adaptive Snakes: Control of Damping and Material Parameters", SPIE vol. 1570, Geometric Methods in Computer Vision (1991).
- [27]. C. Xu and J. L. Prince : "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow", IEEE Trans. Image Processing, 1 (1998).
- [28]. World Health Organization (WHO) Publication PBL/87.14 (Update 1987), "Available Data on Blindness", WHO, Geneva, Switzerland, 1987.
- [29]. P. Fua, Y. G. Leclerc : "Model driven edge detection", in proceedings of the "Image Understanding Workshop", Cambridge, MA (1988).
- [30]. A. L. Yuille, D. S. Cohen, P. W. Hallinan : "Feature extraction from faces

using deformable templates”, in Computer Vision and Pattern Recognition, San Diego, CA (1989).

- [31]. L. D. Cohen, I. Cohen : “Finite Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2D and 3D Images”, IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell., 15 (1993).
- [32]. G. K. Matsopoulos, N. A.Mouravliansky, K. K. Delibasis, K. S.Nikita : “Automatic Retinal Image Registration Scheme using Global Optimization Techniques”, IEEE Trans. Info. Tech. Biomed. 3 (1999).