



ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ &
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Αλέξιος Πολυδώρου
Α.Μ. 2007030030

ΘΕΜΑ

**Ανίχνευση κακώσεων σε βίντεο ενδοσκοπικών καψουλών
με την χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή**

Computer aided detection of lesions for endoscopic capsule videos

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Καθηγητής **Μιχαήλ Ζερβάκης** (Επιβλέπων)
Καθηγητής **Ευριπίδης Πετράκης**
Δρ. **Ελευθερία Σεργάκη** (Συνεπιβλέπουσα)

Χανιά, Ιούνιος 2018

Ευχαριστίες

Θεωρώ υποχρέωσή μου και μέσα από τις σελίδες αυτές να ευχαριστήσω όσους και όσες βοήθησαν στην εκπόνηση της παρούσας μελέτης:

Καταρχάς, τη διδάσκουσα Δρ. Ελευθερία Σεργάκη για τη θερμή συμπαράστασή της από την πρώτη στιγμή και την πολύτιμη συμβολή της σε όλες τις φάσεις της εκπόνησης της εργασίας μου. Η εκπόνηση αυτής της διπλωματικής υπό την επίβλεψή της αποτελεί ξεχωριστή τιμή για εμένα.

Τον Καθηγητή κ. Μιχαήλ Ζερβάκη, για την ευκαιρία που μου έδωσε να εργαστώ μαζί του και τα μεγάλα οφέλη που αποκόμισα από τη συνεργασία αυτή. Η εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου με τιμούν ιδιαίτερα και θα μείνουν για πάντα χαραγμένα στη μνήμη μου. Τον ευχαριστώ θερμά για τον χρόνο που διέθεσε, για την αμέριστη βοήθεια που μου παρείχε, για την ουσιαστική εκπαιδευτική του καθοδήγηση και για τις γνώσεις που απέκτησα στα μαθήματα που μου δίδαξε.

Τον Καθηγητή κ. Ευριπίδη Πετράκη, για τις πολύτιμες συμβουλές του, την συνεισφορά του στον έλεγχο της εργασίας μου καθώς επίσης και για τις γνώσεις που μου πρόσφερε μέσα από τα μαθήματα του.

Τα Γαστρεντερολογικά Τμήματα των Νοσοκομείων: Αρεταίειου, Λαϊκού, Ιπποκράτειου Αθηνών, Ιπποκράτειου Θεσσαλονίκης και Αττικού, για τη συμβολή τους τόσο στην παροχή και στην αξιολόγηση των βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας της διπλωματικής όσο και στη γενικότερη βοήθεια που μου παρείχαν.

Τον ιδιώτη ιατρό Γαστρεντερολόγο κ. Σπυρίδωνα Ζουριδάκη για τον χρόνο που μας διέθεσε στην διασταύρωση των διαγνώσεων. Τους ιατρούς και Αναπληρωτές Καθηγητές της Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ κ. Γεώργιο Καραμανώλη και κ. Παπανικολάου Ιωάννη που παραχώρησαν εξετάσεις βίντεο κάψουλας και στήριξαν την διαδικασία διασταύρωσης διαγνώσεων.

Τον ιατρό Καθηγητή Χειρουργικής και πατέρα μου κ. Ανδρέα Πολυδώρου για τις αμέτρητες ώρες που μου διέθεσε, εν μέσω του εξαιρετικά απαιτητικού προγράμματός του.

Τον κ. Λάμπρο Σκούφουλα, συνεργάτη της Medtronic Hellas AEE, για την πολύτιμη βοήθειά του, τις πληροφορίες που μου παρείχε για την ενδοσκοπική κάψουλα και για την άμεση ανταπόκριση του σε οποιοδήποτε ερώτημα.

Ξεχωριστά τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την υποστήριξή τους και για τα εφόδια που μου προσέφεραν και συνεχίζουν να μου προσφέρουν.

Περιεχόμενα

Περίληψη	1
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1 Το πρόβλημα του χρόνου ανάγνωσης και του εντοπισμού παθολογικών εικόνων στο video ενδοσκοπικής κάψουλας	2
1.2 Το πρόβλημα της ερμηνείας εικόνων video ενδοσκοπικής κάψουλας με ύποπτα ευρήματα	3
1.3 Στόχοι Διπλωματικής εργασίας	3
1.4 Δομή της Διπλωματικής εργασίας.....	4
2 ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΣ ΕΙΚΟΝΟΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΑΣ ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗΣ ΚΑΨΟΥΛΑΣ...7	7
2.1 Κατώφλι σε χρωματικό μοντέλο	7
2.2 Μεθοδολογία εργασιών επεξεργασίας ιατρικών εικόνων	8
2.3 Αλγόριθμοι για εντοπισμό αιμορραγιών σε ιατρικές εικόνες	8
2.4 Εντοπισμός αιμορραγιών σε χρωματικό μοντέλο	9
2.5 Ποιοτικά χαρακτηριστικά εικόνων αιμορραγιών.....	10
2.6 Υπάρχουσες ερευνητικές εργασίες	10
2.7 Συμπεράσματα.....	14
3 ΒΑΣΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ ΓΙΑ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΥΣ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΠΕΠΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	15
3.1 Εισαγωγή	15
3.2 Διαγνωστική στο λεπτό έντερο	15
3.3 Η ενδοσκοπική κάψουλα	17
3.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά του διαγνωστικού συστήματος Pillcam™ SB	19
3.4.1 Κάψουλα ενδοσκόπησης Pillcam™ SB.....	20
3.4.2 Σύστημα ψηφιακής καταγραφής δεδομένων της κάψουλας	22
3.4.3 Σταθμός εργασίας (RAPID™ Workstation).....	22
3.5 Πρόγραμμα ανάγνωσης για την ενδοσκοπική κάψουλα Pillcam™ SB.....	24

3.5.1	Ανάγνωση του video και περιγραφή των επιλογών προβολής RAPID™ Reader 7.0.....	26
3.6	Ελάττωση του χρόνου ανάγνωσης εικόνων ενδοσκοπικής κάψουλας	28
3.7	Αξιοπιστία λογισμικού RAPID™ Reader ως προς την μείωση του χρόνου ανάγνωσης μέσω διαφορετικών τρόπων προβολής video.....	29
3.8	Ιστορική εξέλιξη της τεχνολογίας της ενδοσκοπικής κάψουλας.....	31
3.9	Η σημερινή εξέλιξη της τεχνολογίας της ενδοσκοπικής κάψουλας	33
3.10	Ανάγνωση και ερμηνεία των εικόνων από την ενδοσκοπική κάψουλα	38
3.10.1	Ανάγνωση του video	38
3.10.2	Ερμηνεία του video.....	40
3.11	Κριτήρια κλινικής επάρκειας διαγνώστη ιατρού.....	42
3.11.1	Βασικά κριτήρια.....	42
3.11.2	Συμφωνία διάγνωσης μεταξύ διαφορετικών ενδοσκοπών ιατρών	44
3.12	Συμπεράσματα.....	45
4	ΒΑΣΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ	47
4.1	Τύποι ψηφιακών εικόνων	47
4.1.1	Εικόνα σε τόνους ή αποχρώσεις του γκριζου (grayscale)	48
4.1.2	Δυαδική (Binary) ψηφιακή εικόνα	49
4.1.3	Χρωματικά μοντέλα έγχρωμων ψηφιακών εικόνων.....	50
4.1.4	Χρωματικό μοντέλο YCbCr (Luma, Chroma Blue, Chroma Red)	55
4.2	Ιστόγραμμα ψηφιακής εικόνας.....	57
4.3	Φίλτρο Μεσαίας Τιμής (Median Filter).....	58
4.4	Μαθηματική μορφολογία	59
4.4.1	Δομικό στοιχείο	61
4.4.2	Διάβρωση (Erosion)	61
4.4.3	Διαστολή (Dilation)	63
4.4.4	Κλείσιμο (Closing)	65
4.4.5	Άνοιγμα (Opening).....	66
4.5	Μάσκες	66
4.6	Τμηματοποίηση εικόνας (Image Segmentantion).....	68

5	ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΥ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΩΝ ΑΠΟ ΒΙΝΤΕΟ ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗΣ ΚΑΨΟΥΛΑΣ.....	71
5.1	Εισαγωγή	71
5.2	Φάσεις και μεθοδολογία εργασιών	71
5.2.1	Φάση 1: Εξεύρεση δεδομένων	71
5.2.2	Φάση 2: Διάγνωση των δεδομένων.	72
5.2.3	Φάση 3: Ανάπτυξη κώδικα και GUI στο MATLAB®.....	73
5.2.4	Φάση 4: Πειραματική εξαγωγή και επικύρωση χρωματολογίου αιμορραγιών.	73
5.2.5	Φάση 5: Δημιουργία масκών χρωματολογίου αίματος.	73
5.2.6	Φάση 6: Βελτίωση αλγορίθμου εντοπισμού εικόνας και ζώνης αιμορραγιών.....	74
5.2.7	Φάση 7: Βελτίωση του αλγορίθμου για τις απαραίτητες απαλοιφές ψευδώς αιμορραγικών σημείων.....	74
5.2.8	Φάση 8: Πειραματικός υπολογισμός δείκτη για χαρακτηρισμό των εικόνων.....	75
5.2.9	Φάση 9: Απαλοιφή όμοιων διαδοχικών αιμορραγικών εικόνων video.	75
5.2.10	Φάση 10: Επαλήθευση προτεινόμενης μεθόδου	75
5.3	Παραδείγματα δοκιμών στις διάφορες Φάσεις εργασιών	76
5.4	Περιγραφή δεδομένων	79
5.5	Προτεινόμενο πρόγραμμα διάγνωσης για video ενδοσκοπικής κάψουλας	81
5.6	Ανάγνωση και μετατροπή εικόνας σε προεπιλεγμένο χρωματικό μοντέλο (Βήμα 1).....	82
5.7	Προεπεξεργασία εικόνας (Βήμα 2).....	83
5.8	Τμηματοποίηση εικόνας με μάσκες (Βήμα 3).....	85
5.9	Επεξεργασία τμηματοποιημένης εικόνας (Βήμα 4)	87
5.9.1	Αφαίρεση μικρών μη αιμορραγικών περιοχών.....	87
5.9.2	Κατηγοριοποίηση έκτασης ζώνης αιμορραγίας.....	87
5.10	Λήψη απόφασης ύπαρξης ή όχι αιμορραγίας (Βήμα 5)	88
5.11	Απαλοιφή όμοιων διαδοχικών εικόνων με παθολογικά ευρήματα video (Βήμα 9).....	89
5.12	Απόδοση προτεινόμενου προγράμματος σε εξέταση συνεχούς βίντεο κάψουλας.....	90
5.12.1	Αποτελέσματα απόδοσης για ανίχνευση των εικόνων με παθολογικά ευρήματα σε video	90
5.12.2	Αποτελέσματα απόδοσης ανίχνευσης ζωνών αιμορραγίας σε παθολογική εικόνα	93
6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΑΝΑΠΤΥΞΗ.....	97

6.1	Σύγκριση με άλλες ερευνητικές εργασίες.....	97
6.2	Συμπεράσματα.....	97
6.3	Μελλοντική ανάπτυξη.....	98
7	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	101
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π1: Παραδείγματα διάγνωσης προτεινόμενης μεθόδου	109
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π2: Δείγμα εικόνων Set2.....	115
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π3: Δείγμα εικόνων Set2.....	117
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π4: Πειραματικό χρωματολόγιο αίματος σε εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας...	119
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π5: Δείγμα κώδικα προτεινόμενου αλγόριθμου	121

Περίληψη

Σήμερα, η ενδοσκόπηση του λεπτού εντέρου με τη χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας, αποτελεί το πιο αξιόπιστο μέσον στη διάγνωση ασθενών που πάσχουν από αιμορραγία λεπτού εντέρου (Small bowel bleeding -SBB). Ο ασθενής καταπίνει την ειδικά σχεδιασμένη ηλεκτρονική κάψουλα, η οποία κινείται μέσω της γαστρεντερικής οδού φωτογραφίζοντας το περιβάλλον της. Ο χρόνος που χρειάζεται η κάψουλα για να διανύσει το λεπτό έντερο κυμαίνεται, από μια έως πέντε ώρες, ανάλογα τον ασθενή. Οι φωτογραφίες μεταφέρονται με τη βοήθεια λογισμικού και υπό μορφή βίντεο σε Η/Υ για την ανάγνωσή τους από τον ειδικευμένο ιατρό, προς αρωγή της διάγνωσης. Η μείωση του χρόνου ανάγνωσης του βίντεο κατά τη διαγνωστική φάση επιτυγχάνεται αυτόματα με την χρήση αλγορίθμων που βασίζονται κυρίως στην απαλοιφή όμοιων εικόνων, καθώς και εικόνων που απεικονίζουν με σιγουριά υγιείς ιστούς.

Η παρούσα εργασία ασχολείται με τα προβλήματα που σχετίζονται με την ανίχνευση αιμορραγιών στο λεπτό έντερο. Υπολογίζεται πειραματικά ένα χρωματολόγιο αναφοράς αιμορραγιών, με χρήση των τριών βασικών χρωματικών μοντέλων (RGB, HSV και YCbCr) από δεδομένα διαγνωσμένων πραγματικών περιστατικών, με στόχο την ανάπτυξη μεθόδου αυτόματης διάγνωσης αιμορραγίας από ενδοσκοπική κάψουλα. Για τον εντοπισμό των ύποπτων εικόνων και των ζωνών αιμορραγιών πάνω σε αυτές, για τα τρία χρωματικά μοντέλα, το λογισμικό που σχεδιάσαμε διενεργεί αυτόματη απαλοιφή όμοιων διαδοχικών εικόνων του βίντεο.

Τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται προέρχονται από 4.200 εικόνες που εξήχθησαν από 138 βίντεο, εκ των οποίων: 3.200 (από 99 βίντεο) για την ανάπτυξη και επικύρωση της μεθόδου και 1.000 (από 39 βίντεο) για την επαλήθευση της μεθόδου. Οι εικόνες προέρχονται από ενδοσκοπική κάψουλα Pillcam™ SB, από διαφορετικούς τυχαίους ασθενείς¹ οι οποίοι παρουσιάζουν διαπιστωμένη αιμορραγία, ερύθημα και αιμαγγειώματα στην περιοχή του λεπτού εντέρου. Το υλικό προέρχεται από τις πανεπιστημιακές Κλινικές Αθήνας και Θεσσαλονίκης και είναι αξιολογημένο από έμπειρους διαγνώστες ιατρούς. Η επαλήθευση των προτεινόμενων αλγορίθμων έγινε σε συνεργασία με έμπειρο ιατρό του πανεπιστημιακού Αρεταίειου Γ. Ν., που τους εφάρμοσε σε σύνολο 1.000 τυχαία επιλεγμένων εικόνων από 39 νοσηλευόμενους ασθενείς (εικόνες με ή χωρίς προβλήματα υγείας).

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος εντοπισμού αιμορραγιών βασίζεται στην εφαρμογή πολλαπλών масκών με κατώφλια που προκύπτουν από το πειραματικό χρωματολόγιο αιμορραγιών. Οι έγχρωμες εικόνες του βίντεο αναλύονται η κάθε μια χωριστά, στις τρεις συνιστώσες του επιλεγμένου χρωματικού μοντέλου και στη συνέχεια, στην

¹ Σε κάθε περίπτωση διατηρείται το προσωπικό απόρρητο των στοιχείων των ασθενών, σύμφωνα και με την πολιτική των νοσοκομείων, των κλινικών και των ιδρυμάτων που μας παρέιχαν τα στοιχεία τους.

κάθε συνιστώσα, εφαρμόζονται μορφολογικοί τελεστές ελαχίστου και διάμεσης τιμής. Κατόπιν, εφαρμόζονται οι μάσκες εύρους κατωφλίων του πειραματικού χρωματολογίου. Τέλος, για την αφαίρεση των εσφαλμένων ζωνών αιμορραγίας εφαρμόζεται μορφολογικός τελεστής ανοίγματος περιοχής με δομικό στοιχείο που υπολογίστηκε από πειραματικές μετρήσεις.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος απαλοιφής όμοιων εικόνων βασίζεται στην στατιστική μέτρηση SSE του ιστογράμματος της κάθε εικόνας σε αποχρώσεις του γκριζου και στην σύγκρισή του με την τιμή του για την προηγούμενη εικόνα του βίντεο.

Πάντοτε σε συνεργασία με έμπειρο ιατρικό προσωπικό, οι προτεινόμενοι αλγόριθμοι επαληθεύτηκαν και μετρήθηκαν και στα τρία χρωματικά μοντέλα. Έγινε αξιολόγηση με το πλέον αξιόπιστο και χρησιμοποιούμενο λογισμικό στις ελληνικές πανεπιστημιακές κλινικές σήμερα: SBI™ (Suspected Blood Indicator, λογισμικό ανίχνευσης ύποπτων περιοχών αίματος) καθώς και με το πρόγραμμα αυτόματης ανάγνωσης εικόνων ενδοσκοπικώς κάψουλας: Quickview™. Τα δύο αυτά αποτελούν ενότητες του πλήρους λογισμικού ανάγνωσης: RAPID™ Reader (λογισμικό ανάκτησης, ανάγνωσης και επεξεργασίας βίντεο από ενδοσκοπική κάψουλα Pillcam™ SB) που παρέχει η κατασκευάστρια εταιρεία της συγκεκριμένης κάψουλας.

Την καλύτερη τιμή ευαισθησίας επιτυχούς εντοπισμού αιμορραγικής εικόνας από βίντεο, για την προτεινόμενη μέθοδο, δίνει ο αλγόριθμος στο χρωματικό μοντέλο YCbCr, που χρησιμοποιεί φίλτρο median και δίνει Sensitivity 99,4% ενώ στο HSV δίνει: Sensitivity 98,0%, Specificity 94,2% και Accuracy 96,1%, καλύτερες κατά 1,55% και 0,15% αντίστοιχα, από την καλύτερη ευαισθησία δημοσιευμένης μεθόδου μέχρι σήμερα. Την χαμηλότερη τιμή μη εντοπισμού αιμορραγικής ζώνης αίματος σε παθολογική εικόνα από βίντεο, για την προτεινόμενη μέθοδο, δίνει ο αλγόριθμος στο χρωματικό μοντέλο HSV με FNR 0,0%, FPR 20,0%, και Precision 83,3%. Η FNR στο HSV, είναι σχετικά καλύτερη κατά 2,1% από την χαμηλότερη δημοσιευμένη μέθοδο μέχρι τώρα. Ο χρόνος μείωσης αυτόματης ανάγνωσης του βίντεο είναι της τάξης του 64%, ίδιος με εκείνον που πετυχαίνει το υπάρχον διαθέσιμο λογισμικό. Συγκριτικά με το διαθέσιμο λογισμικό της Pillcam™ SB, οι τιμές αυτές αποδεικνύουν τη σχετική υπεροχή της προτεινόμενης αυτόματης διαγνωστικής μεθόδου, με ποσοστό επιτυχίας αυξημένο τουλάχιστον κατά 5% στο specificity και κατά 1% στο sensitivity.

Συγκριτικά με τις καλύτερες έως σήμερα δημοσιεύσεις, φαίνεται ότι οι αλγόριθμοι που βασίζονται στην ανάλυση χρώματος και στη μηχανική μάθηση (KNN) πετυχαίνουν σχετικά καλύτερο αποτέλεσμα: Sensitivity 99,0%, Specificity 99,0% και Accuracy 98,5%.

Λέξεις Κλειδιά

Αυτόματη ιατρική διάγνωση, διάγνωση αιμορραγίας λεπτού εντέρου, ενδοσκοπική κάψουλα, RGB, HSV, YCbCr, τιμή χρώματος, πολλαπλές μάσκες χρώματος, μορφολογικοί τελεστές εικόνων.

Abstract

Today, small bowel capsule endoscopy (SBCE) is the most reliable way to diagnose patients suffering from small bowel bleeding (SBB). The patient swallows a specially designed electronic capsule, which moves through the gastrointestinal (GI) tract, photographing the environment, as it moves on. The time the capsule needs to traverse the small intestine ranges from one to five hours, depending on the situation. The photos are transferred to a computer in order to be reviewed by the doctor, in a form of a video stream, for further diagnosis. Decreasing the time of reading this video during the diagnostic phase by the medical staff is achieved automatically by using available software that employs algorithms, mainly based on the deletion of similar images and images that do not contain the red color (indicating blood).

The present work deals with the specific topic of image processing for the extraction of potential hemorrhagic areas from a series of digital images, which is of great relevance to SBB diagnosis. The developed algorithms enable us to segment blood regions from healthy regions, detecting the blood boundaries and their spatial characteristics. Moreover, the algorithm for the simultaneous automatic deletion of the same consecutive video images is of great help due to its real time-saving employment. All these algorithms process individual endoscopic images and video streams of images to extract the required parameters and are designed, validated and verified with actual real data. The validation and the verification is based on 99 and 39 (total 138) endoscopic videos of different patients² with established bleeding, erythema and hemangiomas in the small intestine region, as positively diagnosed by the doctors from the Clinics of Greek Medicine Schools of National and Kapodistrian University of Athens. The validation of the proposed algorithms is based on more than 3,200 images from 99 videos, the verification of the proposed program was carried out in collaboration with an experienced doctor of Aretaieio General Hospital, by applying them on randomly selected actual clinical data of the University gastroenterological Clinics of Athens and of Aristotle University of Thessaloniki, on a total of more than 1000 images extracted from 39 hospitalized patients (images with or without health problems).

The proposed blood detection algorithm is based on multiple mask thresholding method which is employed to identify the blood regions from the healthy. The suggested bleeding reference chart is experimentally measured, separately for the RGB, HSV and YCbCr models. The application of the mask is done to each video snapshot after its analysis into a color model and the application of various selected morphological operators, as Minimum or Median. Finally, bleeding zones are delineated applying morphological operation Opening area. The proposed similar image deletion algorithm is based on the statistical processing SSE of the gray scale histogram for each

² In any case, the privacy of patient data is maintained, in line with the policies of the hospitals, clinics and institutions that have provided us with these data.

snapshot and the comparison between the successive snapshots of the video stream. The above methodology is implemented separately for all three color models, in order to evaluate which of them performs best, on account to its statistical diagnostic results.

In addition, the proposed algorithms were compared with the currently available commercial software, in collaboration with experienced medical staff: (i) SBI™ (Suspected Blood Indicator) available in the Greek University Clinics and (ii) Quickview™ image reader, which both are included in the RAPID™ Reader software for reading videos from endoscopy with the Pillcam™ SB capsule (by Given Imaging, Israel).

The best statistical verification values for pathological image diagnosis from a video stream, for the proposed method, came by utilizing the YCbCr color model (with median filter): Sensitivity 99,4%, and HSV (with median filter): Sensitivity 98,0%, Specificity 94,2%, Accuracy 96,1%, with a success rate of at least 1,55% and 0,15% better results compared with most recent publications, respectively.

The best statistical verification values for the proposed bleeding zone detection method, came by utilizing the HSV color model, with the most important and significant ratio FNR improved to 0,0%, FPR 20%, and Precision 83,3%. The ratio FNR in HSV, comparing to the most recently lower FNR ratio is better than 2,1%.

As for the video's auto-reduction time algorithm, it's reduction ability is the same, by a magnitude of 64%.

Compared to the currently available commercial program SBI™, these values demonstrate the relative superiority of the proposed auto-diagnostic method, with a success rate of at least 5% and 1% respectively in specificity and sensitivity. Compared with most recent publications, it seems that the Machine Learning clustering algorithm KNN, based on color features, can achieve better results: Sensitivity 99%, Specificity 99% and Accuracy 98,5%.

Keywords

Capsule endoscopy, Small bowel bleeding detection, small intestine, computer aided diagnosis (CAD), color models, RGB, HSV, YCbCr, color feature, color mask, morphological operators.

Ακρωνύμια:

ANFIS:	Adaptive Neuro-Fuzzy Interference System
ASGE:	American Society for Gastrointestinal Endoscopy
ASIC:	Application-Specific integrated Circuit
AUC:	Area Under Curve
CIE:	International Commission on Illumination
CMOS:	Complementary Metal Oxide Silicon
ERCP:	Endoscopic Retrograde Cholangio-Pancreatography
FDA:	Food and Drug Administration
FN:	False Negative
FP:	False Positive
FPS:	Frames per Second
GI:	Gastrointestinal
GUI:	Graphical User Interface
HSI:	Hue Saturation Intensity color model
HSV:	Hue Saturation Value color model
KNN:	k-nearest neighbors algorithm
LED:	Light-Emitting Diode
M2A:	Mouth-to-Anus
OS:	Operating System
RGB:	Red Green Blue color model
ROI:	Region of Interest
SBI:	Suspected Blood Indicator
SBB:	Small bowel bleeding
SBCE:	Small bowel Capsule Endoscopy
SVM:	Support Vector Machine
TN:	True Negative
TP:	True Positive
WCE:	Wireless Capsule Endoscopy
YCbCr:	Y(Luma) Cb(Blue Chroma) Cr(Red Chroma) color model
ΓΕΣ:	Γαστρεντερικός Σωλήνας
ΕΚ:	Ενδοσκοπική κάψουλα
ΕΚΠΑ:	Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αιμορραγία λεπτού εντέρου (Small Bowel Bleeding ή SBB) έχει οριστεί ως αιμορραγία εντός του Γαστρεντερικού Σωλήνα (ΓΕΣ), η οποία επαναλαμβάνεται ή επιμένει, μετά από μια αρχική αρνητική ενδοσκοπική μελέτη (οισοφαγογαστροσκόπηση και κολonosκόπηση). Η αιμορραγία του λεπτού εντέρου μπορεί να χαρακτηριστεί περαιτέρω ως εμφανής (όπως μέλαινα ή αιματοχεσία) ή αφανής (αναιμία με έλλειψη σιδήρου ή θετικό τεστ αίματος στα κόπρανα) και αποτελεί ένα μικρό (5%) ποσοστό των αιμορραγιών του ΓΕΣ. Η ενδοσκοπική κάψουλα του λεπτού εντέρου (SBCE) αποτελεί επανάσταση στη διάγνωση των παθήσεων του λεπτού εντέρου και καθιερώθηκε ως η προτιμώμενη διαγνωστική μέθοδος εξέτασης για ασθενείς που παρουσιάζουν SBB, εμφανίζοντας διαγνωστική ακρίβεια από 40% έως 60%, η οποία είναι ανώτερη από εκείνη της κλασικής προωθητικής εντεροσκόπησης, της υπολογιστικής τομογραφίας και της αγγειογραφίας.

Ένας από τους κύριους περιορισμούς της SBCE είναι ο μεγάλος χρόνος ανάγνωσης που απαιτείται για την ανασκόπηση ολόκληρου του λεπτού εντέρου, ειδικά υπό συνθήκες έντονης συγκέντρωσης και συνεχούς παρατήρησης, ακόμη και δεδομένης της μεγάλης εμπειρίας στις ενδοσκοπικές τεχνικές και της εξελιγμένης τεχνολογίας της ίδιας της ενδοσκοπικής κάψουλας. Οι μελέτες αναφέρουν ένα μέσο χρονικό διάστημα ανάγνωσης από 12 έως 48 λεπτά προκειμένου να αναγνώσει ένας, μέσης εμπειρίας, ενδοσκόπος γαστρεντερολόγος (με ρυθμό ανάγνωσης 10 fps) τις επτά έως τριάντα χιλιάδες φωτογραφίες που αποτυπώνει η συσκευή της κάψουλας στην περιοχή του λεπτού εντέρου (εξέταση διάρκειας 1 έως 4 ώρες, με λήψεις 2 fps). Ένας έμπειρος ιατρός χρειάζεται περίπου από 8 έως 32 min, ενώ ένας άπειρος ιατρός από 36 έως 96 min [1, 2, 3]. Προφανώς, μια χρονοβόρα ανάγνωση μπορεί να οδηγήσει με μεγαλύτερη πιθανότητα σε εσφαλμένα αποτελέσματα, ιδιαίτερα λόγω της φυσικής κόπωσης που προκαλεί στον διαγνώστη μία τέτοια πολύωρη και επίπονη ανάγνωση.

Ένεκα της συνεχούς τεχνολογικής ανάπτυξης των ενδοσκοπικών καψουλών, το πλήθος φωτογραφιών που αυτές λαμβάνουν αυξάνεται διαρκώς, καθώς νέες τεχνολογίες ενσωματώνονται και στην κατασκευή των συστημάτων των οπτικών αισθητήρων τους (ολοένα ταχύτερος ρυθμός φωτογράφισης, π.χ. η Olympus™ S10, 2017, λαμβάνει φωτογραφίες με ρυθμό 3-4 fps). Έτσι καθίσταται πλέον δύσκολο, ακόμα και ένας έμπειρος διαγνώστης ιατρός, μέσα στα λογικά πλαίσια χρόνου που έχει να διαθέσει για κάθε ασθενή του, να μπορέσει να εξετάσει ολόκληρο βίντεο έγκαιρα και με επιτυχία. Επομένως, κρίνεται αναγκαία η δημιουργία και η χρήση υποστηρικτικού λογισμικού ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας, τέτοιου που να εκτελείται από Η/Υ και να μπορεί με σχετική ακρίβεια να εντοπίζει αυτόματα τις εικόνες που παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον και χρήζουν προσοχής.

Το εμπορικό λογισμικό RAPID™ Reader για την γρήγορη ανάγνωση των φωτογραφιών της ενδοσκοπικής κάψουλας Pillcam™, της κατασκευάστριας εταιρείας Given Imaging (Yokneam, Ισραήλ), όπως και το αντίστοιχο της εταιρείας Olympus™, περιλαμβάνουν:

- Πρόγραμμα προβολής πολλαπλών φωτογραφιών,
- πρόγραμμα εικονικής χρωμοενδοσκοπίας FICE™ για την επισήμανση των επιφανειακών αλλοιώσεων και βλαβών του βλεννογόνου,
- πρόγραμμα Quickview™ για να ελαττώνει το πλήθος των εικόνων του βίντεο (απαλείφοντας παρόμοιες εικόνες) και
- πρόγραμμα Suspected Blood Indicator™ (SBI™) για να αναγνωρίζει αιμορραγία στο λεπτό έντερο. Με το SBI™ οι φωτογραφίες που περιέχουν εικονοστοιχεία με κόκκινο χρώμα επισημαίνονται και προτείνονται για περαιτέρω εξέταση από τον διαγνώστη ιατρό[4].

1.1 Το πρόβλημα του χρόνου ανάγνωσης και του εντοπισμού παθολογικών εικόνων στο video ενδοσκοπικής κάψουλας

Όπως ήδη αναφέρθηκε, ο χρόνος που απαιτείται για την ανάγνωση των εικόνων της ενδοσκοπικής κάψουλας είναι μεγάλος και για αυτό είναι απαραίτητη η χρήση αυτόματων προγραμμάτων ανάγνωσης. Ο ρυθμός ανάγνωσης που θα επιλέξει ο κάθε εξεταστής εξαρτάται από την εμπειρία και το βαθμό αυτοπεποίθησής του. Στο Διεθνές Συνέδριο ενδοσκοπικής κάψουλας το 2006 υπήρξε ομοφωνία στο ότι ο ταχύτερος ρυθμός προβολής που αποδεικνύεται αποδεκτός είναι ο ρυθμός των 15 fps[5]. Το γεγονός ότι η διάρκεια φωτογράφισης της ενδοσκοπικής κάψουλας στον γαστρεντερολογικό σωλήνα είναι περίπου 11 έως 12 ώρες και στο λεπτό έντερο 1 έως 4 ώρες, καθώς και ότι ο ρυθμός φωτογράφισης στις διαθέσιμες ενδοσκοπικές κάψουλες είναι 2 fps, με εξαίρεση πρόσφατης τεχνολογίας κάψουλα που τραβά με ρυθμό έως 4 fps (Olympus™ S10, 2017) καθιστά τη διαδικασία ανάγνωσης και αξιολόγησης των ευρημάτων χρονοβόρα και δαπανηρή[6]. Μέχρι σήμερα, η οικονομία χρόνου ανάγνωσης των δεδομένων της ενδοσκοπικής κάψουλας επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας λογισμικό ανάγνωσης που προσφέρει η κάθε εταιρεία που προμηθεύει την κάψουλα. Όλα αυτά τα λογισμικά έχει πρακτικά αποδειχθεί ότι είναι περίπου του ίδιου δυναμικού. Ένα από αυτά είναι και το λογισμικό RAPID™ Reader, χωρίς όμως να υπολείπεται η εξέταση σε διαγνωστική ικανότητα.

Ο Cave (2004), προτείνει ότι ένας αρχάριος εξεταστής θα πρέπει να διαβάζει το video με ταχύτητα 12 έως 15 fps. Αντίθετα, ένας έμπειρος εξεταστής μπορεί να επιλέξει πιο γρήγορο ρυθμό (π.χ. 20 fps), αν χρησιμοποιείται το Single View mode του λογισμικού, ενώ με την επιλογή του Multi View mode ο χρόνος ανάγνωσης μπορεί να μειωθεί κατά 30%[7].

Το γεγονός λοιπόν, ότι κατά τη διάρκεια μιας τυπικής εξέτασης δεδομένων ενδοσκοπικής κάψουλας παράγονται τόσες πολλές εικόνες, καθιστά τη διαδικασία ανάγνωσης και αξιολόγησης των ευρημάτων χρονοβόρα και δαπανηρή, τόσο για τον διαγνώστη ιατρό όσο και για το σύστημα Υγείας[6]. Επομένως σημαντικό αίτημα αποτελεί το να αναζητητάται συνεχώς μέθοδος που θα μειώνει το χρόνο ανάγνωσης των δεδομένων της ενδοσκοπικής κάψουλας, χρησιμοποιώντας τα εργαλεία που προσφέρουν τα εμπορικά προγράμματα, όπως το RAPID™ Reader, χωρίς όμως να υπολείπεται η εξέταση σε διαγνωστική εγκυρότητα. Επίσης, δεν υπάρχει σχετική οδηγία από τη Γαστρεντερολογική Κοινότητα για τον ιδανικό τρόπο παρακολούθησης του video της ενδοσκοπικής κάψουλας.

Το πρόβλημα του μεγάλου χρόνου ανάγνωσης μειώνεται όταν το λογισμικό ανάγνωσης υποστηρίζεται και από λογισμικό αυτόματου εντοπισμού ύποπτων για παθολογία φωτογραφιών. Ο αυτόματος εντοπισμός των παθολογικών οντοτήτων βασίζεται σε συνδυασμούς τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας, τμηματοποίησης εικόνας και μηχανικής μάθησης.

1.2 Το πρόβλημα της ερμηνείας εικόνων video ενδοσκοπικής κάψουλας με ύποπτα ευρήματα

Ένα άλλο πρόβλημα είναι η ερμηνεία των εικόνων. Ο ενδεδειγμένος έλεγχος του video της ενδοσκοπικής κάψουλας θα επιτρέψει την ανίχνευση μίας ή περισσότερων σαφώς παθολογικών περιοχών ή διαφορετικών από τις υπόλοιπες, στη σωστή ερμηνεία των οποίων θα στηριχθεί η τελική διάγνωση του ασθενούς. Η σωστή ερμηνεία αυτών των ευρημάτων θα οδηγήσει ώστε να αναγνωριστούν συγκεκριμένες παθολογικές οντότητες, που θα απαιτήσουν με τη σειρά τους συγκεκριμένες παρεμβάσεις και θα διαφοροποιηθούν από άλλα ευρήματα (αποκαλούμενα συνήθως «τυχαία» ή «κλινικά ασήμαντα») τα οποία δεν υποκρύπτουν κάποια παθολογική βλάβη και αποτελούν απλώς φυσιολογικές παραλλαγές άνευ κλινικής σπουδαιότητας (για παράδειγμα σποραδικές πετέχειες, μονήρεις ή λίγες μικρές διαβρώσεις του βλεννογόνου).

1.3 Στόχοι Διπλωματικής εργασίας

Οι στόχοι της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι οι ακόλουθοι:

- I. Εξαγωγή χρωματολογίου αναφοράς των αιμορραγιών του πεπτικού σωλήνα από τις φωτογραφίες ενδοσκόπησης με κάψουλα σε κάθε ένα από τα χρωματικά μοντέλα RGB, HSV, YCbCr.
- II. Σχεδιασμός αλγορίθμου και υλοποίηση προγράμματος εντοπισμού αιμορραγιών στο λεπτό έντερο από φωτογραφίες ενδοσκοπικής κάψουλας πετυχαί-

νοντας (α) εντοπισμό των εικόνων με αιμορραγία, (β) εντοπισμό των αιμορραγικών ζωνών στις αιμορραγικές εικόνες, (γ) υπολογισμό και ταξινόμηση της έκτασης των αιμορραγικών ζωνών σε μια εικόνα.

- III. Σχεδιασμός αλγορίθμου και υλοποίηση προγράμματος απαλοιφής παρόμοιων εικόνων κατά την διάρκεια της ανάγνωσης των φωτογραφιών από ενδοσκοπική κάψουλα.
- IV. Δημιουργία εργονομικού GUI (Graphical User Interface) για την αποτελεσματική διεπαφή του διαγνώστη ιατρού με το λογισμικό που αναπτύξαμε,
- V. Σύγκριση της προτεινόμενης μεθόδου με το πρόγραμμα της κατασκευάστριας εταιρείας ενδοσκοπικής κάψουλας που χρησιμοποιείται σήμερα στις Πανεπιστημιακές Κλινικές.

1.4 Δομή της Διπλωματικής εργασίας

Στο 1^ο Κεφάλαιο γίνεται εισαγωγή στο πρόβλημα διάγνωσης μέσω φωτογραφιών που λαμβάνει η ενδοσκοπική κάψουλα και ορίζονται οι στόχοι της παρούσας εργασίας.

Στο 2^ο Κεφάλαιο γίνεται εκτενής αναφορά στις μέχρι τώρα δημοσιευμένες μεθόδους ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων για τον εντοπισμό αιμορραγίας μέσω φωτογραφιών ενδοσκοπικής κάψουλας.

Στο 3^ο Κεφάλαιο αναφέρονται οι διαφορετικές τεχνικές διάγνωσης αιμορραγιών που χρησιμοποιούνται στην σύγχρονη ιατρική και περιγράφεται η μέθοδος διάγνωσης ενδοσκοπικής κάψουλας. Περιγράφεται αναλυτικά η τεχνολογία και η εξέλιξη της ενδοσκοπικής κάψουλας καθώς και οι δυνατότητες των διαθέσιμων σήμερα προγραμμάτων αυτόματης ανάγνωσης των φωτογραφιών που διατίθενται από τις κατασκευάστριες εταιρείες. Περιγράφεται το λογισμικού RAPID™ Reader της κάψουλας Pillcam™.

Στο 4^ο Κεφάλαιο αναλύονται οι βασικές έννοιες που αφορούν στην ψηφιακή επεξεργασία και τμηματοποίηση εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν για την δημιουργία της προτεινόμενης μεθόδου.

Στο 5^ο Κεφάλαιο περιγράφεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε, οι φάσεις εργασιών, γίνεται παρουσίαση των προτεινόμενων αλγορίθμων για τον εντοπισμό των μη υγείων εικόνων ενός βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας (ανωμαλιών που σχετίζονται με αιμορραγία στο λεπτό έντερο) και τον εντοπισμό της αιμορραγικής ζώνης σε μια εικόνα με παθολογικά ευρήματα και τέλος του αλγορίθμου για την μείωση του χρόνου ανάγνωσης μέσω της απαλοιφής των όμοιων εικόνων. Επιπλέον περιγράφονται οι πηγές και τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή, την επικύρωσή και την επαλήθευσή των προτεινόμενων αλγορίθμων. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για να μετρηθεί η απόδοση της προτεινόμενης μεθόδου, τα αποτελέσματα και η σύγκριση με αντίστοιχα αποτελέσματα δημοσιευμένα αποτελέσματα.

Τέλος, στο 6^ο Κεφάλαιο συνοψίζονται τα αποτελέσματα και προτείνονται ιδέες για την μελλοντική εξέλιξη της προτεινόμενης μεθόδου.

Στο παράρτημα Π1 δίνονται παραδείγματα διάγνωσης όπως δείχνονται στο GUI που αναπτύξαμε.

Στα παρατήματα Π2, Π3 δίνονται δείγματα εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν (γνωριμία με τα δεδομένα).

Στο παράρτημα Π4 δίνονται οι πειραματικές τιμές αντιπροσωπευτικού χρωματολογίου αίματος σε ενδοσκοπικές εικόνες κάψουλας

Τέλος, στο παράρτημα Π5 παρουσιάζεται τμήμα του κώδικα της προτεινόμενης μεθόδου.

2 ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΣ ΕΙΚΟΝΟΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΑΣ ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗΣ ΚΑΨΟΥΛΑΣ

Ο εντοπισμός συγκέντρωσης αίματος στο εσωτερικό της περιοχής του λεπτού εντέρου και γενικότερα του πεπτικού σωλήνα είναι το εύρημα στο οποίο βασίζεται η διάγνωση μιας σειράς προβλημάτων υγείας.

Ως συγκέντρωση αίματος ορίζεται μια δυαδική (binary) απόφαση για κάθε εικονοστοιχείο (pixel) να οριστεί αν ανήκει στην κλάση «αίμα» ή «όχι αίμα».

Απλές και δημοφιλείς τεχνικές τμηματοποίησης (segmentation) εικόνας σε περιοχές ενδιαφέροντος είναι ο ορισμός κατωφλίων (thresholding), η μέθοδος κατηγοριοποίησης (classification) K-means, μέθοδοι μαθηματικών μορφολογικών τελεστών, που βασίζονται στα χαρακτηριστικά αποχρώσεων του κόκκινου χρώματος.

2.1 Κατώφλι σε χρωματικό μοντέλο

Οι αποχρώσεις των εικονοστοιχείων του αίματος (αποτελούν το προσκήνιο της εικόνας ή αλλιώς αντικείμενο ενδιαφέροντος) διαφέρουν από αυτές των εικονοστοιχείων των υπόλοιπων κυττάρων της εικόνας (αποτελούν το παρασκήνιο εικόνας) για αυτό το κατώφλι βασισμένο σε χρώμα είναι μια φυσική επιλογή για την τμηματοποίηση των περιοχών προσκήνιου της εικόνας. Η μέθοδος ορισμού κατωφλίου ξεχωρίζει το προσκήνιο από το παρασκήνιο της εικόνας και μετά μετατρέπει την έγχρωμη εικόνα του προσκήνιου σε δυαδική (binary) εικόνα. Η επιτυχία μιας τέτοιας μεθόδου βασίζεται στον βέλτιστο υπολογισμό της τιμής κατωφλίων εικονοστοιχείων του αίματος. Η μαθηματική έκφραση κατωφλίου εικονοστοιχείου είναι η παρακάτω:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } T_1 < f(x, y) < T_2 \\ 0 & \text{if } T_1 > g(x, y), \text{ or } T_2 < g(x, y) \end{cases} \quad (2.1)$$

όπου $g(x, y)$ και $f(x, y)$ είναι οι τιμές της απόχρωσης του εικονοστοιχείου $f(x, y)$, στη θέση της x -στής σειράς και y -στής στήλης της έγχρωμης δισδιάστατης ψηφιακής εικόνας f μετά και πριν την εφαρμογή κατωφλίου.

Γενικά, η τιμή κατωφλίου μπορεί να είναι μια σταθερή τιμή (global) για όλες τις περιοχές της εικόνας, ή να μεταβάλλεται ανά περιοχή (local). Όταν είναι τοπική, η αρχική εικόνα διαιρείται σε υπο-εικόνες στην κάθε μια εφαρμόζεται διαφορετικό κατώφλι για τον εντοπισμό του αντικειμένου ενδιαφέροντος. Το κατώφλι μπορεί να παίρνει πολλαπλές τιμές για τον εντοπισμό πολλαπλών αντικειμένων ενδιαφέροντος.

Γενικά, η μορφή του ιστογράμματος της εικόνας είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για τον προσδιορισμό της τιμής κατωφλίου, στην περίπτωση που αυτό παρουσιάζει δύο διακριτές κατανομές όσον αφορά το προσκήνιο σε σχέση με το παρασκήνιο.

2.2 Μεθοδολογία εργασιών επεξεργασίας ιατρικών εικόνων

Γενικότερα, ένα σύστημα ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας ενδοσκοπικής κάψουλας για τον εντοπισμό αιμορραγιών, αιμαγγειοδυσπλασιών και λοιπών επιπλοκών περιλαμβάνει πέντε κύρια στάδια, προτού εφαρμοστούν αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης (machine learning). Αυτά τα κύρια στάδια είναι τα ακόλουθα:

1. **Λήψη εικόνων.** Οι φωτογραφίες που καταγράφει η κάψουλα αποθηκεύονται σε εξωτερική μονάδα με ασύρματη μετάδοση σε πραγματικό χρόνο, είτε σε μονάδα μέσα στην κάψουλα.
2. **Προ-επεξεργασία (pre-processing).** Βασίζεται σε προγράμματα που εκτελούνται σε ΗΥ. Η εφαρμογή διάφορων αλγορίθμων πετυχαίνει την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και την εξαγωγή τιμών χαρακτηριστικών της.
3. **Τμηματοποίηση εικόνας.** Βασίζεται σε προγράμματα που εκτελούνται σε ΗΥ. Η εικόνα τμηματοποιείται σύμφωνα με τις τιμές έντασης των εικονοστοιχείων που βασίζονται σε ομοιότητες ή ασυνέχειες.
4. **Παρουσίαση και περιγραφή.** Μέσω προγράμματος, σε συνέχεια από την τμηματοποίηση, απομονώνονται και οριοθετούνται οι περιοχές ενδιαφέροντος. Μερικά από τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται για την αναγνώριση περιοχών αιμορραγιών ή όγκων είναι το χρώμα, το σχήμα, το μέγεθος ή οι ακμές (όρια) κάποιου αντικειμένου.
5. **Αναγνώριση και ερμηνεία.** Κατά την δοκιμαστική φάση μπορεί να γίνεται βαθμονόμηση των εικόνων δίνοντας σε αυτές χαρακτηρισμούς, για παράδειγμα ποια εικόνα ορίζει την αρχή της περιοχής λεπτού εντέρου[11].

2.3 Αλγόριθμοι για εντοπισμό αιμορραγιών σε ιατρικές εικόνες

Οι μέθοδοι ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας που έχουν χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό αιμορραγιών σε εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας, συνοψίζονται στις εξής:

- **Μέθοδοι απομόνωσης χρώματος με χρήση ιστογράμματος.** Συνήθως εξετάζονται τα ιστογράμματα των εικόνων στα χρωματικά μοντέλα της εικόνας, χωρίς να εξετάζονται οι σχέσεις μεταξύ των εικονοστοιχείων. Στην προτεινόμενη μέθοδο απομονώνονται με εφαρμογή μασκών εξετάζοντας την σχέση μεταξύ των εικονοστοιχείων.

- **Μέθοδοι κατάτμησης εικόνων.** Διαίρεση εικόνων σε περιοχές ενδιαφέροντος σύμφωνα με την τιμή χαρακτηριστικών των εικονοστοιχείων και εφαρμογή κατωφλίων.
- **Μέθοδοι αναγνώρισης υφής.** Λαμβάνονται υπόψη οι χωρικές σχέσεις μεταξύ των εικονοστοιχείων.
- **Μέθοδοι αναγνώρισης περιγραμμάτων.** Στόχος τέτοιων μεθόδων είναι η ανίχνευση ακμών, περιγραμμάτων και ορίων.
- **Συνδυασμός μεθόδων,** που δεν ανήκουν σε ίδια κατηγορία. Τέτοιες είναι οι μέθοδοι συνδυασμού ανωτάτων-κατωτάτων κατωφλίων και συντελεστές ταξινόμησης (Classifiers). Σε αυτή την κατηγορία χρησιμοποιούνται οι μέθοδοι που εφαρμόζονται πριν αλλά και μετά την επεξεργασία κάποιας εικόνας (Preprocessing – Post Processing).

2.4 Εντοπισμός αιμορραγιών σε χρωματικό μοντέλο

Στις περισσότερες εργασίες που ασχολούνται με την ψηφιακή επεξεργασία εικόνων από ενδοσκοπική κάψουλα για εντοπισμό αιμορραγίας, χρησιμοποιείται η πληροφορία χρώματος. Τα χρωματικά μοντέλα RGB, ή HSV, ή YCbCr και LAB[12, 13] έχουν ήδη χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό και οριοθέτηση αιμορραγιών. Στο μοντέλο HSV (Hue, Saturation, Value), φαίνεται να είναι ευκολότερη η απομόνωση ενός χρώματος. Στο μοντέλο HSV η απόχρωση (Hue) που θέλουμε να απομονώσουμε είναι η παράμετρος Hue, ενώ η saturation ορίζει πόσο έντονο είναι το χρώμα και η value πόσο φωτεινή είναι η εικόνα.

Οι αλγόριθμοι απομόνωσης χρώματος είναι απλοί και τα κύρια βήματα είναι τα ακόλουθα:

Βήμα 1: Μετατροπή της εικόνας στο επιλεγμένο χρωματικό μοντέλο (π.χ. σε HSV).

Βήμα 2: Εφαρμογή πολλαπλών масκών.

Για να απομονώσουμε τα χρώματα ενδιαφέροντος, πρέπει να εφαρμόσουμε πολλαπλές μάσκες. Για παράδειγμα, στο HSV μοντέλο, για την κάθε μια ορίζεται η κατώτατη και ανώτατη τιμή κατωφλίου της μάσκας για την παράμετρο απόχρωσης (Hue), κορεσμού (Saturation) και αξίας (Value). Οποιοδήποτε εικονοστοιχείο εντός αυτών των ορίων θα οριστεί σε 1 και τα υπόλοιπα εικονοστοιχεία θα είναι μηδέν.

Στο RGB χρωματικό μοντέλο οι αποχρώσεις που παίρνει το αίμα είναι από ανοιχτό κόκκινο έως καφέ. Τα διαφορετικά χρωματικά μοντέλα δεν επηρεάζονται το ίδιο από την ένταση της φωτεινότητας. Στην ενδοσκοπική κάψουλα η μπαταρία της κάψουλας μπορεί να εξασθενεί με την πάροδο του χρόνου[14], οπότε αν η ανάλυση της εικόνας γίνεται στο RGB χρωματικό μοντέλο, μια αλλαγή στην ένταση θα οδηγήσει σε αλλαγή και στις τρεις παραμέτρους (R, G, B) ενώ στο HSV θα υπήρχαν αλλαγές σε δυο μόνο

παραμέτρους, στην S (Saturation) και την V (Value). Αντίστοιχα και στο μοντέλο YCbCr θα είχαμε αλλαγή μόνο στην παράμετρο Y (Luma)[15].

2.5 Ποιοτικά χαρακτηριστικά εικόνων αιμορραγιών

Για οποιοδήποτε πρόβλημα αναγνώρισης προτύπων, η εξαγωγή χαρακτηριστικών είναι η πιο δύσκολη εργασία. Επομένως, η απόδοση ενός συστήματος ανίχνευσης αιμορραγίας, όπως οποιοδήποτε πρόβλημα αναγνώρισης προτύπων, εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την ποιότητα των εξαγόμενων χαρακτηριστικών. Ένα από τα σημαντικότερα εμπόδια στην εξαγωγή ποιοτικών χαρακτηριστικών είναι ότι η περιοχή αιμορραγίας σε μια φωτογραφία με αιμορραγία μπορεί να έχει οποιοδήποτε αυθαίρετο σχήμα που καλύπτει από πολύ μικρές έως πολύ μεγάλες περιοχές. Αυτή η τυχαία φύση των ζωνών αιμορραγίας δημιουργεί πρόβλημα όταν χρησιμοποιούνται γενικά στατιστικά στοιχεία ολόκληρης της εικόνας, όπως η μέση τιμή εικονοστοιχείου και οι ελάχιστες, μέγιστες ή ενδιάμεσες τιμές ως χαρακτηριστικά, συνεπώς συχνά προκαλεί αλλοίωση των εξαγόμενων χαρακτηριστικών.

Πολλές υπάρχουσες προσεγγίσεις για την εξαγωγή χαρακτηριστικών επικεντρώνονται στην εξαγωγή ιστογραμμάτων:

1. Σε πλήρη κλίμακα χρωμάτων.
2. Στα στατιστικά χαρακτηριστικά των ιστογραμμάτων.

Ωστόσο, τα βίντεο και οι εικόνες της ενδοσκοπικής κάψουλας ενδέχεται να μην περιλαμβάνουν ορισμένα χρώματα, τα οποία είναι συνιστώσες αιμορραγιών, όπως το μπλε ή το ιώδες[16].

Γενικότερα, η επεξεργασία για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών από μια εικόνα ενδοσκοπικής κάψουλας, δεν απαιτεί μεγάλη υπολογιστική δύναμη. Λόγω του μεγάλου αριθμού εικόνων του βίντεο εξέτασης ο χρόνος εκτέλεσης του αλγορίθμων είναι μεγάλος καθόσον εκτελούνται πάρα πολλές φορές.

2.6 Υπάρχουσες ερευνητικές εργασίες

Στις κάτωθι παραγράφους γίνεται μια εκτενής αναφορά σε προηγούμενες εργασίες, οι οποίες ασχολούνται με την ψηφιακή επεξεργασία εικόνων από ενδοσκοπική κάψουλα.

Στην εργασία του Yun Sub Jung το 2008[17], γίνεται συλλογή 1.000 συνεχόμενων εικόνων ενός φυσιολογικού ασθενή και ενός μη φυσιολογικού με αιμορραγία. Αρχικά, φιλτράρονται οι περιοχές με χαμηλή και υπερβολικά υψηλή φωτεινότητα. Εν συνεχεία, ρυθμίζεται η φωτεινότητα των εικόνων, ώστε να βελτιωθεί η τιμή της έντασής τους. Έπειτα, υλοποιείται ένας μετασχηματισμός φάσματος του χρώματος, ώστε να

διαχωριστούν περιοχές με έντονη αιμορραγία. Με την ολοκλήρωση του διαχωρισμού, εκτελείται ένα μορφολογικό φιλτράρισμα, έτσι ώστε να απαλειφθούν περιοχές που περιέχουν θόρυβο ή αιμορραγία, όπου είναι πολύ μικρή σε μέγεθος για να φανεί με το μάτι. Η εν λόγω μέθοδος επιτυγχάνει 92,86% sensitivity (ευαισθησία) και 89,49% specificity (εξειδίκευση).

Η προτεινόμενη μέθοδος των Barbara Penna το 2009[1], αποτελείται από δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο η εικόνα φιλτράρεται και στο δεύτερο εφαρμόζεται πάνω της ο αλγόριθμος Reed-Χιαολί (RX), ο οποίος μπορεί να διακρίνει μεταξύ του φυσιολογικού ιστού του εσωτερικού βλεννογόνου και περιοχών αιμορραγίας. Κατόπιν, αφαιρούνται οι περιοχές, όπου τα εικονοστοιχεία είναι πολύ κοντά στο μαύρο χρώμα. Στην συνέχεια εντοπίζονται εικονοστοιχεία τα οποία έχουν κόκκινο χρώμα χρησιμοποιώντας το χρωματικό μοντέλο HSV. Η συγκεκριμένη μέθοδος επιτυγχάνει 92% sensitivity και 88% specificity.

Στην εργασία των Yong-Gyu Lee και Gilwon Yoon[18], 2011, η βασική ανάλυση της εικόνας υλοποιείται στο RGB μοντέλο. Αρχικά, φιλτράρονται οι χαμηλές συχνότητες για να μειωθεί ο θόρυβος και να καθαριστεί η εικόνα. Επειδή το κίτρινο χρώμα σχετίζεται με πύον ή με τα γαστρικά υγρά, δημιουργούνται συγκεκριμένες μάσκες με προκαθορισμένα όρια στο RGB για να διατηρηθούν εικονοστοιχεία με κόκκινο χρώμα. Επίσης όπως και σε όλες τις προαναφερθείσες εργασίες, δεν αποθηκεύονται εικονοστοιχεία με μαύρο χρώμα. Ένα άλλο χαρακτηριστικό που επιλέγεται για τον εντοπισμό της αιμορραγίας είναι ο λόγος του κόκκινου σε σχέση με το πράσινο και το μπλε καθώς και η αναλογία του πράσινου με το μπλε. Ένα επιπλέον χαρακτηριστικό που επιλέγεται είναι ο κορεσμός (saturation) στο χρωματικό μοντέλο HSV, επειδή η αιμορραγία παρουσιάζει υψηλή τιμή κορεσμού. Επίσης η τιμή του κόκκινου στο HSV επιλέγεται σαν τελευταίο χαρακτηριστικό. Η διαφορά της εν λόγω εργασίας συγκριτικά με τις προαναφερθείσες είναι πως σαν επιπλέον βήμα ο αλγόριθμος συγκρίνει το σημείο αιμορραγίας με τα γειτονικά τμήματα. Το sensitivity της μεθόδου είναι 87% και το specificity 90%, στις 42 εικόνες που εξετάστηκαν.

Στην εργασία του Guobing Pan[19], 2011, λαμβάνεται η εικόνα μιας αιμορραγίας και εξάγεται από αυτή ένα χρωματολόγιο. Με βάση αυτό ορίζεται μία τιμή στο RGB όπου θα είναι πλέον η τιμή ενός τυπικού εικονοστοιχείου αιμορραγίας. Η απόλυτη τιμή της διαφοράς των τιμών ενός τυχαίου εικονοστοιχείου με το εικονοστοιχείο αιμορραγίας καθορίζει την ομοιότητα των δύο και έτσι λαμβάνεται η απόφαση για το αν υπάρχει αιμορραγία ή όχι. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός πως ο αλγόριθμος έχει την ικανότητα να προσαρμόζεται και να αλλάζει κάθε φορά την τιμή ενός τυπικού εικονοστοιχείου αιμορραγίας, ανάλογα με την φωτογραφία που είναι υπό εξέταση κάθε φορά. Ύστερα από δοκιμές σε 20 εικόνες (frames) το sensitivity του αλγορίθμου στη συγκεκριμένη εργασία είναι 97% και το specificity 90%.

Στην εργασία της Isabel N. Figueiredo[20], 2013, γίνεται χρήση του χρωματικού χώρου CIELab. Μετατρέποντας την αρχική εικόνα, γίνονται έντονα αντιληπτές οι περιοχές αιμορραγίας και διαχωρίζεται ο βλεννογόνος από τα άλλα μέρη της εικόνας που δεν φέρουν κάποια πληροφορία. Ακόμα, εφαρμόζεται πάνω στις εικόνες ο αλγόριθμος Perona – Malik diffusion (ανισοτροπικής διάχυσης). Στόχος είναι η μείωση του θορύβου της εικόνας χωρίς να αφαιρεθούν σημαντικά τμήματα του περιεχομένου της, κυρίως ακμές, γραμμές ή άλλες λεπτομέρειες που είναι σημαντικές για την ερμηνεία της.

Ο S. Sainju και οι συνεργάτες του το 2013[12] πρότειναν μια τεχνική για τον εντοπισμό περιοχών αιμορραγίας χρησιμοποιώντας τις ιδιότητες χρωμάτων από διάφορες περιοχές της εικόνας με τον υπολογισμό της ενέργειας, της κύρτωσης, της τυπικής απόκλισης και της μέσης τιμής. Το πρώτης τάξης το ιστόγραμμα του RGB χρωματικού χώρου χρησιμοποιείται αντί της κλίμακας του γκρίζου για την εξαγωγή των σχετικών χαρακτηριστικών αιμορραγίας. Αυτή η τεχνική με βάση τα χαρακτηριστικά είναι σε θέση να επιτύχει ακρίβεια 94%.

Ο B.A. Sindhuja το 2015[13] χρησιμοποίησε τη μέθοδο της superpixel τμηματοποίησης για να εντοπίσει την περιοχή αιμορραγίας. Αρχικά το βίντεο μετατράπηκε σε εικόνες (frames) και έγινε εντοπισμός των ακμών με χρήση του αλγορίθμου Canny (Canny edge detector). Εν συνεχεία, αφαιρέθηκαν οι ακμές με τη βοήθεια μορφολογικών διαδικασιών. Έπειτα από την αφαίρεση των άκμων, τα εικονοστοιχεία ομαδοποιήθηκαν με βάση το χρώμα και τη θέση τους, χρησιμοποιώντας την διαδικασία της superpixel κατάτμησης. Χρησιμοποιώντας τον λόγο του κόκκινου στον χρωματικό χώρο RGB εξήχθησαν χαρακτηριστικά του superpixel αλγορίθμου. Τέλος, η ταξινόμηση μιας εικόνας σε υγιή και παθολογική έγινε με χρήση ενός ταξινομητή ANFIS (το ANFIS είναι ένα είδος εκπαιδευσιμου και προσαρμόσιμου νευρωνικού δικτύου).

Ο Ghosh και οι συνεργάτες του[21, 22, 23], το 2015 χρησιμοποιούν ιστόγραμμα χρώματος βασισμένο σε γειτονιές εικονοστοιχείων, πετυχαίνουν ευαισθησία 90,80%, ειδικότητα 92,63%, ακρίβεια 91,97%, ενώ αλλού[24] βασίζονται σε στατιστικές μετρήσεις στο χρωματικό μοντέλο CMYK, πετυχαίνοντας 95,50%, 92,87%, 93,40%.

Ο Ghosh[25] προτείνει ένα σύστημα ανίχνευσης αιμορραγίας με βάση το ROI, χρησιμοποιώντας στατιστικά χαρακτηριστικά που εξάγονται από ένα σύνθετο χώρο χρώματος.

Στην εργασία του Yixuan Yuan[26] το 2016 προτείνεται μια νέα μέθοδο εξαγωγής χαρακτηριστικών χρωμάτων για να διακριθούν τα πλαίσια αιμορραγίας από τα κανονικά, με περαιτέρω εντοπισμό των περιοχών αιμορραγίας. Συγκεκριμένα επιλέγεται ένα 10% με εικόνες που έχουν αιμορραγία και ένα 10% με εικόνες που δεν έχουν αιμορραγία από το dataset που έχουν συλλεχθεί και από εκεί εξάγεται ένα χρωματολόγιο. Στη συνέχεια, εξάγονται οι τρισδιάστατες εντάσεις κάθε εικονοστοιχείου των εικόνων ενδοσκοπικής κάψουλας και χρησιμοποιείται η μέθοδος ομαδοποίησης K-

μέσων (K-means clustering), ώστε να γίνει αντιστοίχιση του εικονοστοιχείου στο πλησιέστερο χρώμα (οπτική λέξη) για να ληφθεί ένα χρωματικό ιστόγραμμα βάσει λέξεων. Κατόπιν, αταξινομείται η κατάσταση «υγείας» κάθε εικόνας (frame) εφαρμόζοντας SVM (Support Vector Machine) και τη μέθοδο των πλησιέστερων γειτόνων (K-Nearest Neighbor). Τα συνολικά πειραματικά αποτελέσματα απέδειξαν ότι η καλύτερη απόδοση ταξινόμησης επιτυγχάνεται με χρήση του χρωματικού χώρου YCbCr, 80 clusters και SVM. Η ακρίβεια της συγκεκριμένης μεθόδου ανέρχεται στο 93,31%, επιβεβαιώνοντας ότι το προτεινόμενο σύστημα παρέχει μια καλή απόδοση για την ταξινόμηση αιμορραγιών, η ευαισθησία στο 91,71% και η ειδικότητα στο 94,05%. Η διάγνωση των αιμορραγικών ζωνών σε διαγνωσμένη ύποπτη εικόνα μετρήθηκε με ακρίβεια 93,61%, ευαισθησία 2,14% και ειδικότητα 38,6%.

Σε αντίθεση με τις παραπάνω εργασίες, σε εκείνη των Shabana F. Pasha και Jonathan A. Leighton[4], το 2017, γίνεται ένας συνδυασμός χρώματος, ακμών και έντασης της εικόνας. Με χρήση saliency models (ο όρος saliency αναφέρεται σε έναν δείκτη με τον οποίο μετρείται το πόσο καλά ένα αντικείμενο ή μια περιοχή ξεχωρίζει από τα γειτονικά της μέρη) εντοπίζονται περιοχές αιμορραγίας. Το sensitivity και specificity της εργασίας κυμαίνεται σε τιμές μεγαλύτερες του 94%.

Ο Ghosh, το 2018[24], εξάγει χαρακτηριστικά από ιστόγραμμα χρώματος βασισμένο σε γειτονιές εικονοστοιχείων σε indexed εικόνες στο RGB. Τα χαρακτηριστικά αυτά ταξινομούνται με μηχανική μάθηση KNN, πετυχαίνοντας τις καλύτερες μέχρι σήμερα τιμές: ευαισθησία 97,85%, ειδικότητα 99,47%, ακρίβεια 99,15%.

Ο Πίνακας 2.1, δείχνει τις τιμές των καλύτερων μέχρι τώρα προτεινόμενων μεθόδων, όσον αφορά στον εντοπισμό των ύποπτων εικόνων ενός βίντεο από ενδοσκοπική κάψουλα, ενώ ο Πίνακας 2.2 παρουσιάζει την απόδοση μεθόδων εντοπισμού αιμορραγικών ζωνών σε επιτυχώς διαγνωσμένη ύποπτη εικόνα από βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας.

Μέθοδος	Sensitivity	Specificity	Accuracy
Uniform LBP[27]	79,25%	94,56%	91,50%
Hist, probability[28]	83,00%	75,69%	77,15%
Color hist.[23]	90,80%	92,63%	91,97%
Stat (CMYK)[24]	95,50%	92,87%	93,40%
Word hist.[26]	91,71%	94,05%	93,31%
Raw hist.[29]	94,50%	98,95%	98,06%
CHOBS[30]	97,85%	99,47%	99,15%

Πίνακας 2.1 Απόδοση μεθόδων εντοπισμού ύποπτων εικόνων σε βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας.

Μέθοδος	Sensitivity	Specificity	Accuracy
Yuan[29]	2,14%	38,6%	93,61%
Ghosh[30]	3,11%	10,38%	99,15%

Πίνακας 2.2 Απόδοση μεθόδων εντοπισμού αιμορραγικών ζωνών σε επιτυχημένα διαγνωσμένη ύποπτη εικόνα από βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας.

2.7 Συμπεράσματα

Από τις παραπάνω εργασίες γίνεται αντιληπτό ότι πετυχαίνουν καλύτερη διάγνωση στον εντοπισμό αιμορραγικών εικόνων μέθοδοι που:

- Βασίζονται στα χαρακτηριστικά χρώματος, συνήθως στα χρωματικά μοντέλα RGB, HSV.
- Η επεξεργασία των τιμών των χαρακτηριστικών χρώματος βελτιώνεται όταν συνδυάζεται με μηχανική μάθηση.
- Χρησιμοποιείται κατά την ανάπτυξη της μεθόδου πολύ μεγάλη βάση εικόνων για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών των μη υγιών περιοχών.

Κατά τη μελέτη των παραπάνω εργασιών, δεν γινόταν πάντα αντιληπτό στον αναγνώστη πόσο μεγάλη ήταν η βάση δεδομένων κατά το στάδιο της επαλήθευσης των μεθόδων, καθώς και αν τα δείγματα των υπό εξέταση τυχαίων εικόνων κάλυπταν εύρος αιμορραγιών διαφορετικού μεγέθους και δυσκολίας.

διαπιστώθηκε ότι στις δημοσιευμένες εργασίες, Σε μια μόνο εργασία τέθηκε ως στόχος και ο εντοπισμός αιμορραγικής ζώνης σε διαγνωσμένη εικόνα.

3 ΒΑΣΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ ΓΙΑ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΥΣ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΠΕΠΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

3.1 Εισαγωγή

Οι παθολογικές καταστάσεις του λεπτού εντέρου του πεπτικού συστήματος είναι αρκετά συχνές και είναι δυνατόν να θεραπευτούν αποτελεσματικά εάν διαγνωστούν έγκαιρα με ακρίβεια. Σε αντίθετη περίπτωση, μπορούν να εξελιχθούν σε σοβαρές ανίατες καταστάσεις που θα απειλήσουν άμεσα την ζωή. Το πρόβλημα που υπάρχει είναι ότι η έγκαιρη διάγνωση ήταν και παραμένει στις μέρες μια δύσκολη υπόθεση. Όσον αφορά στη διάγνωση αιμορραγιών του πεπτικού συστήματος στο λεπτό έντερο, υπάρχει δυσκολία όχι μόνο στην αναγνώριση μιας αιμορραγίας αλλά και στον εντοπισμό του ακριβούς σημείου και των ορίων αυτής της αιμορραγίας ώστε να αντιμετωπιστεί αποτελεσματικά. Διαγνωστικές τεχνικές όπως η αξονική τομογραφία, η μαγνητική τομογραφία, η αγγειογραφία, το υπερηχοτομογράφημα ή η συμβατική ακτινολογική απεικόνιση, παρέχουν έμμεσα στοιχεία για τις περισσότερες από τις νόσους του πεπτικού συστήματος και ιδιαίτερα για τις βλάβες του βλεννογόνου του λεπτού εντέρου, ενώ χαρακτηρίζονται από χαμηλά ποσοστά ευαισθησίας και ειδικότητας στην διάγνωση των νόσων του λεπτού εντέρου[31].

3.2 Διαγνωστική στο λεπτό έντερο

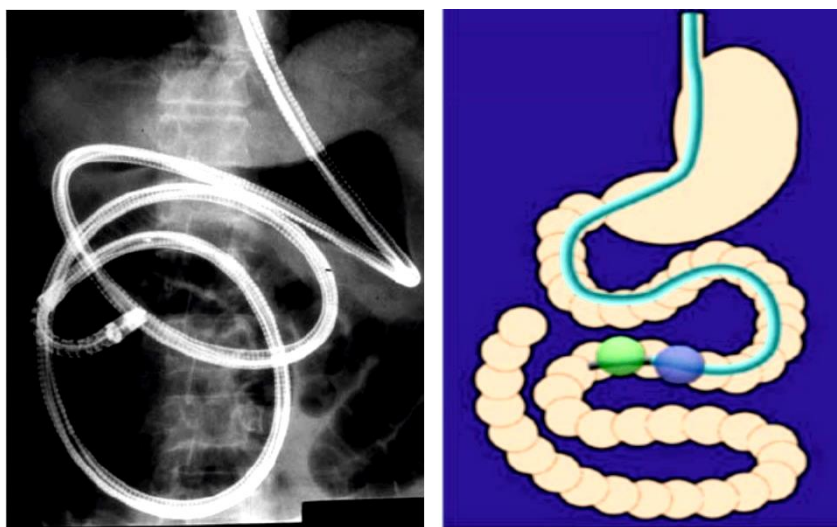
Το λεπτό έντερο είναι το τμήμα του πεπτικού συστήματος το οποίο προσεγγίζεται διαγνωστικά με μεγάλη δυσκολία, σε σχέση με τα υπόλοιπα τμήματα του συστήματος. Αυτό οφείλεται κυρίως στο μεγάλο μήκος του (περίπου 6 m) και την ανατομική θέση του, στο μέσον του πεπτικού συστήματος, όπως επίσης και στην απουσία ειδικών τεχνολογικών οργάνων (μέχρι πριν λίγα χρόνια) για τον αποτελεσματικό και εύκολο τρόπο ελέγχου. Οι ήδη υπάρχουσες διαγνωστικές τεχνικές διερεύνησης του λεπτού εντέρου διακρίνονται σε **ενδοσκοπικές** και σε **ακτινολογικές**, όπως παρουσιάζει και ο Πίνακας 3.1.

Ενδοσκοπικές	Ακτινολογικές
Πρωοθητική εντεροσκόπηση	Διάβαση λεπτού εντέρου με χορήγηση σκιαγραφικού
Διεγχειρητική εντεροσκόπηση	Αξονική τομογραφία
Εντεροσκόπηση με μονό μπαλόνι	Αγγειογραφία
Εντεροσκόπηση με διπλό μπαλόνι	Αξονική αγγειογραφία/εντερόκλυση
Σπειροειδής εντεροσκόπηση	Μαγνητική εντερογραφία/εντερόκλυση

Πίνακας 3.1 Κύριες διαγνωστικές μέθοδοι διερεύνησης του λεπτού εντέρου.

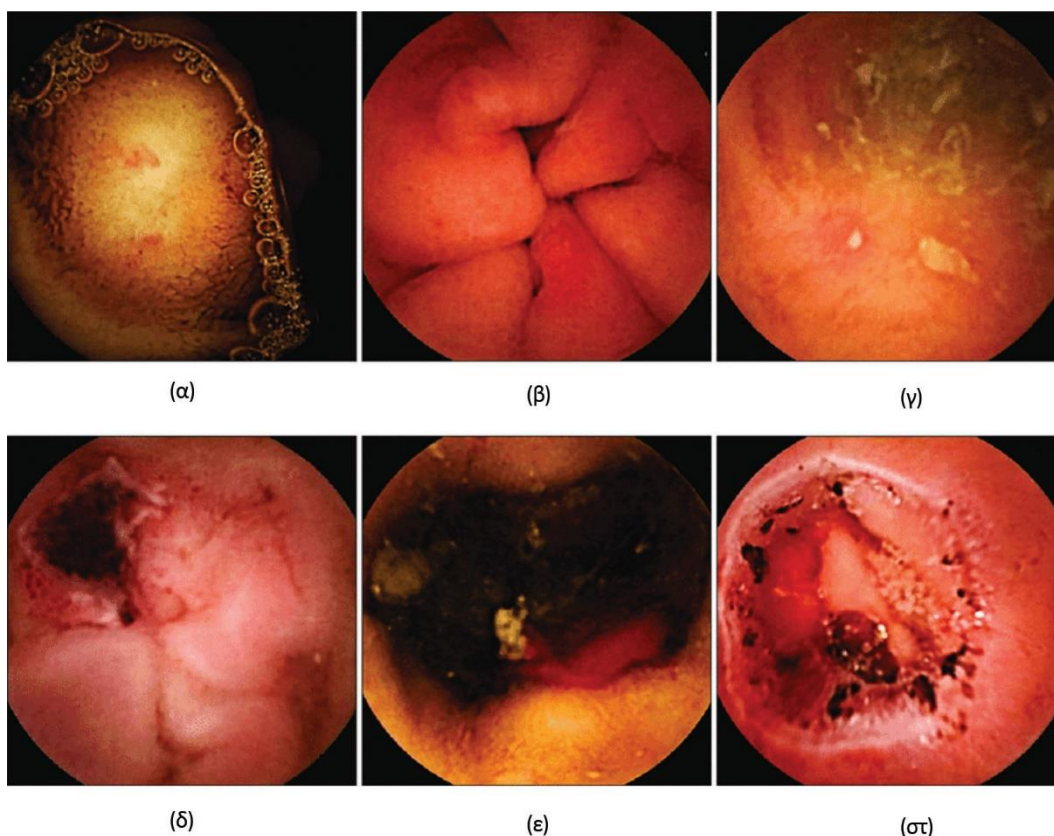
Η ενδοσκόπηση, που αποτελεί την μέθοδο εκλογής για τον έλεγχο των εγγύς (οισοφάγος, στόμαχος, δωδεκαδάκτυλο) και των άπω (παχύ έντερο) τμημάτων του πεπτικού συστήματος, επιτρέπει τον έλεγχο μόνο μικρών τμημάτων του λεπτού εντέρου.

Παρά την κατασκευή ειδικών ενδοσκοπίων (εντεροσκοπίων) για τον έλεγχο του λεπτού εντέρου, αυτός εξακολουθεί να παραμένει δύσκολος, ατελής και επίπονος για τους ασθενείς και τους ιατρούς. Οι ακτινολογικές διαγνωστικές μέθοδοι διερεύνησης του λεπτού εντέρου παρέχουν μικρή διαγνωστική ευαισθησία και ειδικότητα και ως εκ τούτου χρησιμοποιούνται σπάνια και σε ειδικές περιπτώσεις[32, 33, 34, 3, 35, 36, 2, 37].



Εικόνα 3.1 Εντεροσκόπηση με διπλό μπαλόνι και σχηματική αναπαράσταση αυτής.

Ο πλέον βέλτιστος τρόπος ελέγχου του λεπτού εντέρου είναι η άμεση και λεπτομερής απεικόνιση του αυλού και του βλεννογόνου. Αυτό επετεύχθη με την εισαγωγή και την ευρεία κλινική χρήση του συστήματος ασύρματης ενδοσκόπησης με χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας, από το 2001. Η τεχνική αυτή θεωρήθηκε καινοτομική και επέτρεψε στην λεπτομερή μελέτη του λεπτού εντέρου με σχετικά εύκολο τρόπο σε σύγκριση με τα μέχρι τότε ισχύοντα. Η διαφορά από τις μέχρι τότε υπάρχουσες μεθόδους ελέγχου έγκειται στο ότι για πρώτη φορά έγινε εφικτή η λεπτομερής απεικόνιση ολόκληρου του λεπτού εντέρου και η ανεύρεση βλαβών που πριν ήταν δυνατή μόνο σε νεκροτομικό υλικό. Τμήματα του εντέρου, απροσπέλαστα με τις έως τότε γνωστές μεθόδους, ελέγχθηκαν με σχετική ευκολία[38].



Εικόνα 3.2 Ενδοσκοπικές εικόνες από διάφορες βλάβες του βλεννογόνου του λεπτού εντέρου. (α) πετέχεια, (β) διάβρωση, (γ) έλκος, (δ) έλκος με προσκολλημένους θρόμβους αίματος, (ε) ενεργή αιμοραγία, και (στ) στένωση με προσκολλημένους θρόμβους αίματος.

3.3 Η ενδοσκοπική κάψουλα

Συγκριτικά με όλες τις προαναφερθείσες μεθόδους (τόσο ενδοσκοπικές όσο και ακτινολογικές), η ενδοσκοπική κάψουλα επιτρέπει τη σαφή, ανώδυνη και λεπτομερή απεικόνιση του βλεννογόνου ολόκληρου του λεπτού εντέρου, στις περισσότερες τουλάχιστον περιπτώσεις. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι δεν υπάρχει ανάγκη για εξωτερική προώθηση της κάψουλας, με το φυσιολογικό περισταλτισμό να είναι ο αποκλειστικός παράγοντας προώθησης, χωρίς το ενδεχόμενο βίαιης πρόσκρουσης στο εντερικό τοίχωμα. Επιπρόσθετα, σε αντίθεση με την κλασσική ενδοσκόπηση, δεν χρειάζεται καταστολή του ασθενή ούτε εμφύσηση αέρα και έτσι αποφεύγονται οι επιπτώσεις στις φυσιολογικές λειτουργίες του πεπτικού σωλήνα.

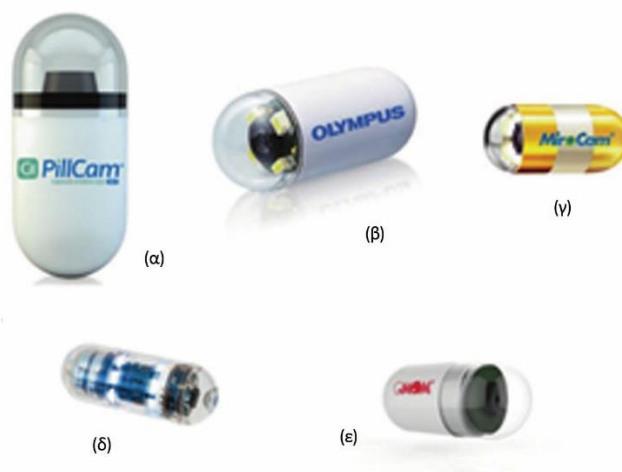
Τα τεχνικά και πρακτικά πλεονεκτήματα της ενδοσκοπικής κάψουλας, συγκριτικά με τις προαναφερθείσες μεθόδους, δίνει ο Πίνακας 3.2.

Πλεονεκτήματα ενδοσκοπικής κάψουλας	Μειονεκτήματα
Μη επεμβατικός τρόπος ενδοσκόπησης	Μεγάλος χρόνος ανάγνωσης
Απουσία ακτινοβολίας	
Ανώδυνη εξέταση	
Δυνατότητα εφαρμογής της μεθόδου σε μη νοσηλευόμενους ασθενείς	
Ελάχιστες αντενδείξεις	
Ελάχιστες επιπλοκές	

Πίνακας 3.2 Τεχνικά και πρακτικά πλεονεκτήματα της μεθόδου ενδοσκόπησης με χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας

Η πρώτη εταιρεία που ανέπτυξε το σύστημα της ενδοσκοπικής κάψουλας ήταν η εταιρεία Given Imaging Ltd (Yorqneam, Israel). Το σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά σε μελέτες στον άνθρωπο το 1999, πήρε την έγκριση από τη διεύθυνση FDA (Food and Drug Administration) των ΗΠΑ, τον Αύγουστο του 2001 και αξιολογήθηκε θετικά από την American Society for Gastrointestinal Endoscopy. Με την πάροδο των ετών καθιερώθηκε ως η βασική, πρώτης γραμμής, διαγνωστική εξέταση στην διερεύνηση του λεπτού εντέρου[39, 40].

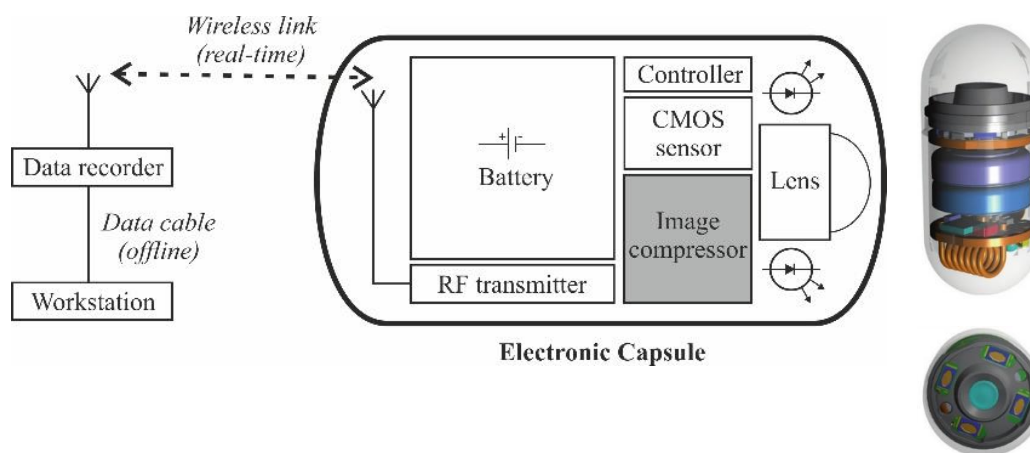
Το διαγνωστικό σύστημα της εταιρείας Given αρχικά ονομάστηκε M2A (αρχικά του λογότυπου mouth-to-anus) και γρήγορα εξελίχθηκε και μετονομάστηκε στις μέρες μας σε M2A plus και τελικά PillCam™ SB1 και Pillcam™ SB2. Λίγα χρόνια μετά την κυκλοφορία της ενδοσκοπικής κάψουλας της εταιρείας Given, κυκλοφόρησαν τρεις νέες κάψουλες, η Endocapsule της εταιρείας Olympus™, η Κορεατική MiroCam™ και η Κινέζικη OMOM™, όλες με ένδειξη τη διερεύνηση παθήσεων του λεπτού εντέρου.



Εικόνα 3.3 Ενδεικτικές εμπορικές ενδοσκοπικές κάψουλες: (α) PillCam™, (β) EndoCapsule™, (γ) MiroCam™, (δ) CapsoCam™, (στ) OMOM™.

Χαρακτηριστικό	PillCam™ SB3 Given / Med- tronic	Endocap- sulc™ Olym- pus America	MiroCam™ Intromedic Company	OMOM™ 2 Jianshan Sci- ence & Tech- nology	CapsoCam™ Plus CapsoVi- sion
Μήκος (mm)	26,2	26	24,5	25,4	31
Διάμετρος (mm)	11,4	11	10,8	11	11
Βάρος (g)	3	3,3	3,25-4,7	<4,5	4
Διάρκεια Μπαταρίας (h)	≥8	≥8	≥10	≥10	≥15
FOV	156°	145°	170°	157°	360°
Βάθος πεδίου (mm)	-	0-20	7-20	0-35	0-20
fps	2-6	2	3	2-4	3-5 (ανά κάμερα)
Ανάλυση (pixel)	340×340	512×512	320×320	256×256	221.884 pixels
EMA / FDA πιστοποίηση	Ναι/Ναι	Ναι/Ναι	Ναι/Ναι	Ναι/Όχι	Ναι/Όχι
Διαθέσιμο λογισμικό διάγνωση	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι	Ναι

Πίνακας 3.3 Συνοπτικά τεχνικά χαρακτηριστικά των εμπορικά διαθέσιμων συστημάτων ενδοσκοπικής κάψουλας[41].



Εικόνα 3.4 Σχηματικό διάγραμμα τεχνικών στοιχείων του εσωτερικού τυπικής ενδοσκοπικής κάψουλας (WEC). Η Pillacam εκπέμπει στα 434,1 MHz. Οπτικός θόλος, στήριγμα φακού, φακός, LEDs, CMOS imager, μπαταρία, ASIC, κεραία.

3.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά του διαγνωστικού συστήματος Pillcam™ SB

Η ενδοσκοπική κάψουλα του λεπτού εντέρου (Pillcam™ SB, Given Imaging Ltd) έχει διαστάσεις 11×26 mm, βάρος λιγότερο από 3 gr και φέρει πηγή φωτισμού και κάμερα στο ένα άκρο, η οποία μεταφέρει μέσω αισθητήρων συνδεδεμένων στην κοιλιακή χώρα του ασθενούς ψηφιακές εικόνες (με ρυθμό 2 fps) σε ένα εξωτερικό καταγραφέα

πληροφοριών, τοποθετημένο με ζώνη στον ασθενή. Συνολικά, κατά την διάρκεια της καταγραφής, λαμβάνει περίπου 50.000 εικόνες, οι οποίες μέσω ειδικού λογισμικού μετατρέπονται σε video, σε οθόνη Η/Υ.

Αναλυτικότερα, το διαγνωστικό σύστημα της ασύρματης ενδοσκοπικής κάψουλας (πλατφόρμα Pillcam™) αποτελείται από τρία κύρια βασικά εξαρτήματα:

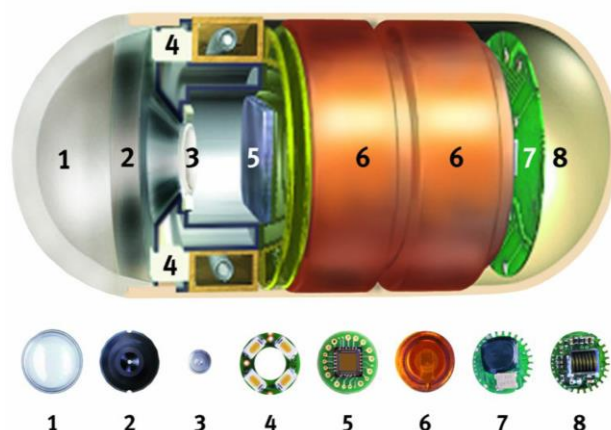
1. Την ασύρματη κάψουλα Pillcam™ SB, η οποία λαμβάνει εικόνες της γαστρεντερικής οδού και τις μεταδίδει στον καταγραφέα δεδομένων.
2. Το σετ καταγραφής δεδομένων (Given DataRecorder™ Set), το οποίο αποθηκεύει τις εικόνες που έχουν συλλεχθεί κατά την εξέταση για επακόλουθη δημιουργία βίντεο με το πλήρες λογισμικό RAPID™.
3. Τον σταθμό εργασίας με το πλήρες λογισμικό RAPID™, ο οποίος επεξεργάζεται και μετατρέπει τα δεδομένα της κάψουλας βίντεο τύπου RAPID™ για εύκολη επισκόπηση και διάγνωση.

3.4.1 Κάψουλα ενδοσκόπησης Pillcam™ SB

Η κάψουλα βίντεο PillcamSB™ έχει περίπου το μέγεθος ενός μεγάλου δισκίου βιταμίνης, είναι εφοδιασμένη με μικροσκοπική μπαταρία, πομπούς με κεραία και φωτεινές ενδείξεις LED για κάθε κεφαλή της βιντεοκάμερας. Το σχήμα της, σε συνδυασμό με το μικρό της μέγεθος, επιτρέπουν την εύκολη κατάποσή της από τον ασθενή. Αναλυτικά η κάψουλα στο εσωτερικό της περιέχει:

- CMOS κάμερα, 256×256 pixel.
- Έξι πηγές λευκού φωτισμού (LED).
- Ένα φακό μικρής εστιακής απόστασης.
- Δύο μικρές μπαταρίες οξειδίου του αργύρου (των 3V) που τροφοδοτούν την κάψουλα με την απαραίτητη ενέργεια για τη λειτουργία της (9 έως 12 ώρες).
- Μετατροπέα σήματος (ραδιοσυχνοτήτων) σε ένα εξειδικευμένο ολοκληρωμένο κύκλωμα (ASIC transmitter).
- Κεραία εκπομπής ραδιοσυχνοτήτων.

Όλα τα παραπάνω εμπεριέχονται σε πλαστικό βιοσυμβατό περίβλημα, ανθεκτικό στην πέψη, με διαφανή οπτικό θόλο στο ένα άκρο του (πρόσθιος πόλος).



Εικόνα 3.5 Σχηματική αναπαράσταση της ενδοσκοπικής κάψουλας Pillcam™ SB2: (1) οπτικός θάλαμος, (2) πρόληψη εισόδου ανακλώμενου φωτός, (3) φακός μικρής εστιακής απόστασης, (4) τέσσερις πηγές λευκού φωτός LED, (5) CMOS video κάμερα, (6) μπαταρία 3V, (7) μετατροπέας σήματος (ASIC transmitter) και (8) κεραία εκπομπής.



Εικόνα 3.6 Η ενδοσκοπική κάψουλα λεπτού εντέρου, Pillcam™ SB2, σύγκριση με ένα τυπικό νόμισμα για κατανόηση της κλίμακας μεγέθους της.

Το εύρος πεδίου (FOV) της κάψουλας είναι 156° (η κάψουλα της προηγούμενης γενιάς είχε FOV 140°), παρόμοιο με εκείνο των κλασικών ενδοσκοπίων. Το βάθος πεδίου κυμαίνεται από 1 έως 30 mm. Η μεγέθυνση 1:8 που επιτυγχάνει, επιτρέπει στη λήψη λεπτομερών καταγραφών του γαστρεντερικού βλεννογόνου, έχοντας ως μικρότερο δυνατό διακριτό μέγεθος τα 0,1 mm.

Η διάρκεια λειτουργίας της ενδοσκοπικής κάψουλας, από τη στιγμή που θα ενεργοποιηθεί, κυμαίνεται από 9 έως 12 ώρες. Μετά την ενεργοποίηση και την κατάποσή της, η κάψουλα προωθείται με τη βοήθεια της φυσιολογικής περισταλτικής κίνησης στο γαστρεντερικό σωλήνα. Κατά τη διάρκεια μιας ολοκληρωμένης εξέτασης, η κάψουλα λαμβάνει περίπου 50.000 εικόνες, με ρυθμό 2 fps. Οι εικόνες αυτές, μέσω πομπού, στέλνονται στον καταγραφέα δεδομένων για αποθήκευση.

3.4.2 Σύστημα ψηφιακής καταγραφής δεδομένων της κάψουλας

Το βασικό σύστημα καταγραφής δεδομένων περιλαμβάνει τα ακόλουθα εξαρτήματα:

- Συσκευή καταγραφής (data recorder).
- Βασικό ιμάντα-καταγραφέα με τις προεκτάσεις του.
- Θήκη και τιράντες για συγκράτηση του καταγραφέα.
- Συστοιχία μπαταριών Λιθίου.
- Σύστημα αισθητήρων που επικολλάται στην κοιλιακή χώρα του ασθενή.
- Φορτιστή μπαταριών (battery charger).



Εικόνα 3.7 Το σύστημα καταγραφής δεδομένων (data recorder) της WCE™.

Ο καταγραφέας δεδομένων είναι μια συμπαγής μονάδα που λειτουργεί με μπαταρία και συνδέεται με τον ιμάντα-καταγραφέα, τον οποίο φορά ο ασθενής κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Λαμβάνει και αποθηκεύει δεδομένα των εικόνων που μεταδίδει η κάψουλα. Από εκεί, οι εικόνες θα μεταφερθούν στη συσκευή καταγραφής (Data Recorder™) που βρίσκεται προσαρμοσμένη στη ζώνη και θα αποθηκευτούν στο σκληρό δίσκο που εμπεριέχει.

3.4.3 Σταθμός εργασίας (RAPID™ Workstation)

Ο σταθμός εργασίας είναι ένας Η/Υ που έχει σχεδιαστεί αποκλειστικά για την επεξεργασία, την προβολή και την αποθήκευση των αποκτημένων εικόνων, καθώς και για τη δημιουργία των βίντεο του συστήματος λογισμικού RAPID™. Έχει εγκαταστημένο ειδικό λογισμικό (RAPID™ Reader, της Given Imaging, Ltd), το οποίο υποστηρίζει την εξέταση σε όλες τις φάσεις της: εγγραφή ασθενή, έναρξη λειτουργίας καταγραφέα

δεδομένων, αντιγραφή δεδομένων από τον καταγραφέα, δημιουργία βίντεο, προβολή του βίντεο και δημιουργία αναφοράς της ενδοσκόπησης.

Το λογισμικό παρέχει τη δυνατότητα αυτόματης ανίχνευσης εικόνων με παρουσία αίματος ή παρουσία περιοχών με ερυθρότητα (Suspected Blood Indicator - SBI™). Σκοπός του SBI™ είναι να προσελκύσει την προσοχή του εξεταστή σε περιοχές πιθανού κλινικού ενδιαφέροντος, τις οποίες ίσως να είχε παραβλέψει κατά την πρώτη ανάγνωση του video της ενδοσκοπικής κάψουλας, μειώνοντας το χρόνο που απαιτείται για την ερμηνεία του συνόλου των εικόνων και την αναζήτηση παθολογικών ευρημάτων. Το εργαλείο SBI™ στηρίζεται στην ανάλυση των pixel που απαρτίζουν κάθε στιγμιότυπο του video της ενδοσκοπικής κάψουλας και στην ανίχνευση χρωματομετρικών (colorimetric) αποκλίσεων από το αναμενόμενο φάσμα, που προκύπτει από αυτή την φασματοσκοπική ανάλυση των εικόνων του video[42]. Συγκεκριμένα, κάθε στιγμιότυπο του video συγκρίνεται με μία εικόνα αναφοράς που αντιπροσωπεύει την παρουσία αίματος και με μία δεύτερη εικόνα αναφοράς, που αντιπροσωπεύει υγιή βλεννογόνο του ασθενούς. Κάθε περιοχή ενός στιγμιότυπου του video λαμβάνει από το SBI™ μια τιμή, που αντιστοιχεί στην πιθανότητα να υπάρχει αίμα στο συγκεκριμένο στιγμιότυπο, βασισμένη στη διαφορά που ανιχνεύεται ανάμεσα στην εξετασθείσα εικόνα και στις εικόνες αναφοράς.

Η αναγνώριση των ερυθρόχρωων περιοχών καθορίζεται και από το μέγεθός τους, καθιστώντας έτσι δύσκολη την ανίχνευση αλλοιώσεων από το SBI™, που προβάλλονται εν μέρει και μόνο σε ένα στιγμιότυπο. Επιπλέον, το σκούρο κόκκινο αίμα, η αιματίνη και η παρουσία μέλαινας κένωσης μπορεί να μην αναγνωρισθούν ως αιμορραγούσες περιοχές.

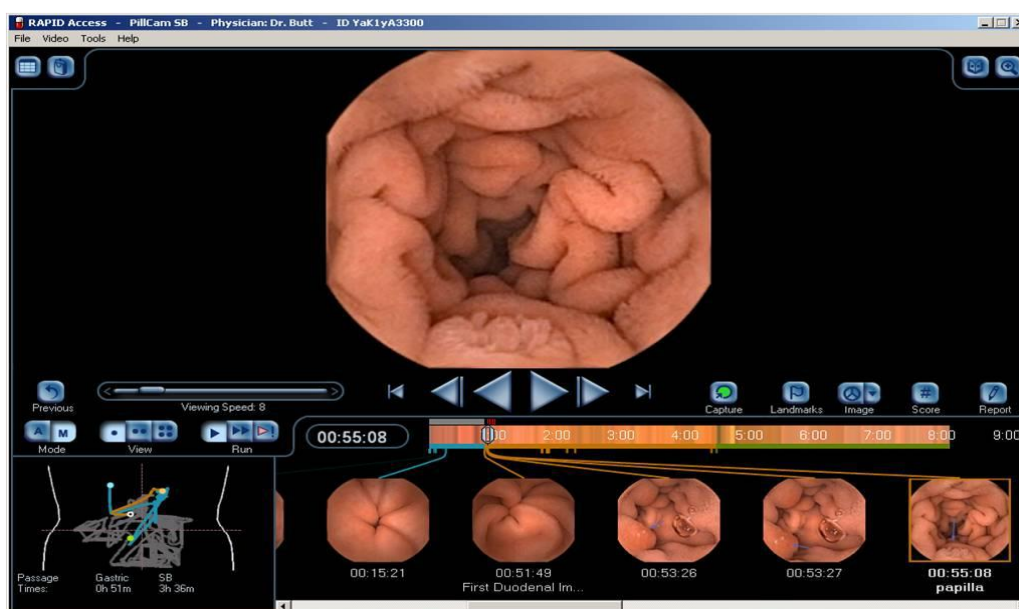
Δύο μελέτες που συμπεριέλαβαν συνολικά 375 βλάβες του λεπτού εντέρου με αιμορραγία ή ερυθρότητα του βλεννογόνου δεν ανέδειξαν ικανοποιητικά επιτυχή αποτελέσματα της χρήσης αυτού του δείκτη στην ανίχνευση παθολογικών ευρημάτων και συγκεκριμένα η ευαισθησία κυμάνθηκε από 37% έως 56%, ενώ η ειδικότητα από 33% έως 59%[40, 42, 43]. Από την άλλη πλευρά, ο Liangrunsakul και οι συνεργάτες του μελέτησαν τον SBI™ σε ενεργώς αιμορραγούσες βλάβες και βρήκαν ότι σε αυτές και μόνο τις περιπτώσεις ο δείκτης εμφανίζει καλύτερα αποτελέσματα (ευαισθησία: 81,2%, PPV:81,3%). Λόγω της ετερογένειας των αποτελεσμάτων, συστήνεται η προσεκτική χρήση του δείκτη αυτού και η εφαρμογή του μόνο ως βοηθητικού εργαλείου στην ανάγνωση του video της ενδοσκοπικής κάψουλας. Εξάλλου, η διαγνωστική ικανότητα του δείκτη έχει βρεθεί ότι επηρεάζεται από την ταχύτητα κίνησης της κάψουλας και από το περιβάλλον (εικονιζόμενο φόντο - background) του βλεννογόνου του λεπτού εντέρου, περιμετρικά της ύποπτης για βλάβη περιοχής[40].

3.5 Πρόγραμμα ανάγνωσης για την ενδοσκοπική κάψουλα Pillcam™ SB

Όπως προαναφέρθηκε, η εταιρεία Given Imaging Ltd διαθέτει το ειδικό λογισμικό ανάγνωσης και αυτόματης διάγνωσης που ονομάζει RAPID™ Reader, το οποίο υποστηρίζει την εξέταση σε όλες τις φάσεις της:

- Εγγραφή ασθενή.
- Έναρξη λειτουργίας καταγραφέα δεδομένων.
- Αντιγραφή δεδομένων από τον καταγραφέα, δημιουργία βίντεο.
- Προβολή του βίντεο και δημιουργία αναφοράς για την ενδοσκόπηση.

Ξεκινώντας την εφαρμογή του προγράμματος RAPID™ Reader, στην οθόνη του Η/Υ του σταθμού εργασίας, δίνονται όλες οι δυνατότητες της εφαρμογής (βλ. Εικόνα 3.8 και Εικόνα 3.9).



Εικόνα 3.8 Στιγμιότυπο του λογισμικού RAPID™ Reader 7.0.

Στο επάνω μέρος της οθόνης αναγράφονται τα στοιχεία του ασθενή, δηλαδή το ονοματεπώνυμό του, ο κωδικός του (ID) και η ημερομηνία της εξέτασης. Στο κέντρο της οθόνης, σε οκταγωνικό σχήμα, προβάλλονται με τη μορφή συνεχόμενου video οι εικόνες που έχουν καταγραφεί κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Το λογισμικό επιτρέπει στον διαγνώστη να επιλέξει τον τρόπο με τον οποίο θα παρακολουθήσει το video. Οι επιλογές αυτές αφορούν:

1. Στον τρόπο προβολής των εικόνων (μονής ή πολλαπλής προβολής).
2. Στην ταχύτητα προβολής (viewing speed, fps) των κινούμενων εικόνων.

3. Στη χρήση δύο μεθόδων, που μειώνουν τη διάρκεια του video, μέσω επιλεκτικής απαλοιφής διαδοχικών εικόνων ορισμένων εικόνων.

Κάτω από τα κουμπιά ελέγχου υπάρχει μία «χρονοράβδος» (timebar), που δείχνει τη συνολική διάρκεια του video καθώς και ένας δείκτης που μετακινείται κατά μήκος της ράβδου, καθώς προβάλλεται το video, η θέση του οποίου δείκτη αντιστοιχεί στο χρονικό σημείο εμφάνισης της εικόνας που προβάλλεται τη συγκεκριμένη στιγμή στην οθόνη. Ο εξεταστής μπορεί να μετακινήσει το δείκτη και να μεταφερθεί σε όποιο χρονικό σημείο του video επιθυμεί. Η ράβδος αυτή είναι έγχρωμη, υποδεικνύοντας το μέσο χρώμα της εκάστοτε προβάλλουσας εικόνας, διευκολύνοντας έτσι το χρήστη να αναγνωρίσει τα διαφορετικά τμήματα του γαστρεντερικού σωλήνα και να εντοπίσει τα ανατομικά όρια.

Οι περιοχές με ερυθρότητα ή παρουσία αίματος ανιχνεύονται αυτόματα με το εργαλείο του λογισμικού SBI™ και σημαίνονται με κόκκινους δείκτες στην κορυφή της χρονοράβδου.

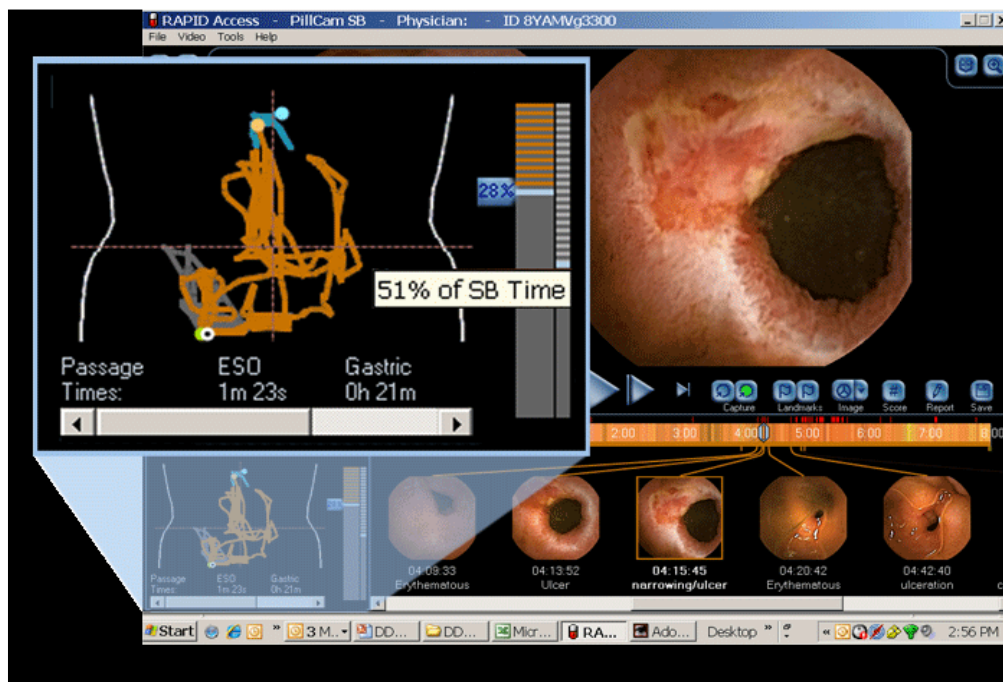
Κάτω από τη χρονοράβδο υπάρχει το τμήμα των εικόνων thumbnails, δηλαδή οι εικόνες που έχει επιλέξει ο ιατρός κατά τη διάρκεια της ανάγνωσης του video. Κάθε τέτοια επιλεγμένη εικόνα συνοδεύεται από μία χρονική ένδειξη, που αντιστοιχεί στη χρονική απόσταση από τη στιγμή που η κάψουλα ξεκίνησε να λειτουργεί. Ο ιατρός έχει τη δυνατότητα προσθήκης σχολίου ή λεζάντας κάτω από τις επιλεγμένες εικόνες thumbnails.

Στο κάτω αριστερά τμήμα της οθόνης προβάλλεται σε εικόνα δύο διαστάσεων σαν ένα μετακινούμενο σημείο, η κατά εκτίμηση πορεία της κάψουλας μέσα στο γαστρεντερικό σωλήνα, η δε θέση του σημείου στην εικόνα καθορίζει που βρίσκεται κάθε φορά η κάψουλα.

Απαραίτητη προϋπόθεση για να τεθεί σε λειτουργία το σύστημα εντοπισμού της κάψουλας είναι η εκ των προτέρων αναγνώριση και σημείωση των σημείων εισόδου της κάψουλας στο στόμαχο, το δωδεκαδάκτυλο και το τυφλό από τον ιατρό, τα οποία και χρησιμοποιούνται ως σημεία-οδηγοί.

Ο προσδιορισμός της θέσης της κάψουλας γίνεται με βάση τη διαφορετική ισχύ του σήματος που αυτή εκπέμπει και που λαμβάνεται από το σύστημα των αισθητήρων στο κοιλιακό τοίχωμα του ασθενή. Η κλινική σημασία του προσδιορισμού, έστω και κατά προσέγγιση, της θέσης μιας βλάβης έγκειται στη δυνατότητα εκτίμησης του κατά πόσο η συγκεκριμένη βλάβη βρίσκεται εντός των ορίων πρόσβασης του εντεροσκοπίου και στον προγραμματισμό της ενδεδειγμένης ενδοσκοπικής ή χειρουργικής προσπέλασης. Παρόλα αυτά, πρακτικά ο καθορισμός της θέσης της κάψουλας γίνεται τις περισσότερες φορές αδρά και η θέση προσδιορίζεται με βάση τις διαφορές απεικόνισης του βλεννογόνου της νήστιδος και του ειλεού, αφενός, και του χρόνου που μεσολαβεί από την είσοδό της στο δωδεκαδάκτυλο, αφετέρου.

Στο άνω δεξιό τμήμα της οθόνης υπάρχει ένα εικονίδιο, με σχήμα ανοικτού βιβλίου. Επιλέγοντας το, ο αναγνώστης μπορεί να μελετήσει τον άτλαντα RAPID™. Πρόκειται για μία βάση δεδομένων, στην οποία έχουν αποθηκευτεί φυσιολογικές και παθολογικές εικόνες της ενδοσκοπικής κάψουλας προερχόμενες από άλλα περιστατικά διάγνωσης και οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εικόνες αναφοράς για την απευθείας αντιπαραβολή τους με τις εικόνες του υπό μελέτη video. Ο άτλαντας αυτός είναι ένα επιπρόσθετο βοήθημα που έχει στη διάθεση του ο εξεταστής, αλλά σε καμία περίπτωση δεν υποκαθιστά τον έμπειρο και ειδικευμένο στη χρήση της ενδοσκοπικής κάψουλας ιατρό. Μπορεί σε κάθε περίπτωση να αποτελέσει αξιόλογο εκπαιδευτικό εργαλείο για τους αρχάριους διαγνώστες[44].



Εικόνα 3.9 Εκτίμηση της θέσης και του χρόνου παραμονής της ενδοσκοπικής κάψουλας στο λεπτό έντερο (RAPID™ Reader 7.0).

3.5.1 Ανάγνωση του video και περιγραφή των επιλογών προβολής RAPID™ Reader 7.0

Η διάρκεια λειτουργίας της ενδοσκοπικής κάψουλας τελευταίας γενιάς (Pillcam™ SB2) είναι 10 έως 14 ώρες. Ο χρόνος παραμονής της στο λεπτό έντερο, που είναι και η περιοχή που ενδιαφέρει τον ιατρό, δεν είναι συγκεκριμένος και μπορεί να είναι ακόμα και λιγότερος από 1 ώρα σε περιπτώσεις ταχύτατης διέλευσης της κάψουλας, αλλά και άνω των 10 ωρών σε περιπτώσεις απόφραξης ή μειωμένης κινητικότητας. Ο χρόνος που θα δαπανήσει ο διαγνώστης για να μελετήσει και να ερμηνεύσει τις εικόνες αυτές είναι ιδιαίτερα σημαντικός, καθώς αποτελεί ακόμη και σήμερα περιοριστικό παράγοντα για την ευρεία αποδοχή της κάψουλας από τους γαστρεντερολόγους. Το λογισμικό RAPID™ Reader 7.0 δίνει στον ιατρό τη δυνατότητα να επιλέξει

εκείνος με ποιο τρόπο θα παρακολουθήσει το video μέσα από μια πληθώρα επιλογών και ρυθμίσεων.

Ο ιατρός μπορεί να επιλέξει να παρακολουθήσει το video είτε καρέ-καρέ είτε βλέποντας την ίδια στιγμή 2 ή περισσότερες διαδοχικές εικόνες (στο RAPID™ Reader 7.0 ο αριθμός των πολλαπλών διαδοχικών εικόνων μπορεί να φθάσει έως και τις 24 ταυτόχρονα). Στην καθημερινή κλινική πράξη, επιλογή ταυτόχρονης θέασης για μέχρι 4 εικόνες είναι λογική και κάθε άλλη επιλογή ταυτόχρονης προβολής περισσότερων εικόνων μειώνει δραστικά τη διαγνωστική αξία της εξέτασης. Έτσι, ενώ στην προβολή 2 εικόνων (dual view mode), η μία είναι διαδοχική της άλλης, στο σύστημα προβολής 4 εικόνων ταυτόχρονα (quad view mode), προβάλλονται τέσσερα διαδοχικά στιγμιότυπα, η διάταξη των οποίων ακολουθεί τη φορά των δεικτών του ρολογιού. Ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της πολλαπλής προβολής εικόνων είναι ότι το κάθε ζεύγος εικόνων εμφανίζεται στην οθόνη, η μία πλάι στην άλλη, για χρόνο διπλάσιο από την απλή προβολή μίας εικόνας. Ένα από τα αντικείμενα της μελέτης αυτής είναι αν το dual view mode υπολείπεται σε διαγνωστική ικανότητα της απλής προβολής στην ίδια ταχύτητα εναλλαγής των video.

Ο ιατρός μπορεί να επιλέξει την επιθυμητή ταχύτητα προβολής των εικόνων. Στους παρακάτω πίνακες (Πίνακας 3.4 και Πίνακας 3.5) παρατίθενται μερικά στατιστικά στοιχεία σχετικά με το χρόνο ανάγνωσης βίντεο από τον διαγνώστη ιατρό.

Τρόπος προβολής εικόνων	Μικρότερη ταχύτητα προβολής	Μεγαλύτερη ταχύτητα προβολής
Απλή προβολή	5 fps	25 fps
2πλή προβολή	5 fps	40 fps
4πλή προβολή	5 fps	40 fps

Πίνακας 3.4 Ενδεικτικές ταχύτητες προβολής βίντεο για το κάθε mode θέασης του RAPID™ Reader 7.0.

Διάρκεια video (2 fps)	Χρόνος ανάγνωσης από ιατρό		
	Έμπειρος (προβολή 15 fps)	Μέτριας εμπειρίας (προβολή 10 fps)	Άπειρος (προβολή 3 fps)
1 hour (7.200 frames)	8 m	12 m	36 m
2 hours (14.400 frames)	16 m	24 m	50 m
4 hours (28.800 frames)	32 m	48 m	~1,5 h

Πίνακας 3.5 Ενδεικτικές τιμές χρόνου ανάγνωσης βίντεο από ιατρό, για απλή προβολή, ανάλογα με την εμπειρία του ιατρού.

Ένα άλλο αντικείμενο της μελέτης αυτής είναι η απάντηση στο ερώτημα: αν αυξάνοντας την ταχύτητα προβολής (έως και 20 fps), μειώνεται η ευαισθησία και η διαγνωστική αξία της εξέτασης.

Κατά τον αυτοματοποιημένο ρυθμό ανάγνωσης (automatic mode) ο ρυθμός προβολής των εικόνων τίθεται αυτόματα από την ίδια την εφαρμογή RAPID™ Reader, ανά-

λογα με το βαθμό της διαφοράς που υπάρχει στις προβαλλόμενες εικόνες. Αν δηλαδή, η εφαρμογή ανιχνεύσει μία μεγάλη αλλαγή σε αυτό που απεικονίζεται στην οθόνη μεταξύ των διαδοχικών εικόνων, τότε μειώνει την ταχύτητα προβολής στην μικρότερη δυνατή τιμή, δίνοντας τη δυνατότητα για μια πιο προσεκτική μελέτη του video σε εκείνο το χρονικό σημείο. Αν, αντίθετα δεν παρατηρηθεί καμία διαφορά μεταξύ των διαδοχικών εικόνων, η εφαρμογή επιταχύνει το ρυθμό ανάλογα με την επιλογή που έχει θέση ο ιατρός, πάντα μέσα στα πλαίσια των δυνατοτήτων του σταθμού εργασίας (επεξεργαστική ισχύς του H/Y)[7].

Στις νεότερες εκδόσεις του λογισμικού (RAPID™ Reader 4.0 και μετά) προστέθηκε και ένας εναλλακτικός αυτοματοποιημένος τρόπος ανάγνωσης, σύμφωνα με τον οποίο παραπλήσιες διαδοχικές εικόνες απαλείφονται κατά την προβολή του video, έτσι ώστε ο αναγνώστης να μη σπαταλά πολύτιμο χρόνο και ενέργεια για να δει εικόνες, που κατ' επανάληψη δείχνουν το ίδιο εύρημα.

Η επιλογή της ταχείας προεπισκόπησης του video (Quickview™ mode) επιτρέπει τη γρήγορη, διάρκειας λίγων λεπτών (5 έως 15 m), προεπισκόπηση του video και την αναγνώριση εικόνων πιθανού κλινικού ενδιαφέροντος, οι οποίες επιλέγονται με αυτοματοποιημένο τρόπο από το λογισμικό, χωρίς βέβαια να υποκαθιστά την ανάγκη προσεκτικής και επιμελούς ανάγνωσης από τον εξεταστή[45, 46].

3.6 Ελάττωση του χρόνου ανάγνωσης εικόνων ενδοσκοπικής κάψουλας

Ο χρόνος που απαιτείται για τη μελέτη των εικόνων της ενδοσκοπικής κάψουλας αποτελεί ένα εξαιρετικά σημαντικό πρόβλημα και πιθανόν αποτελεί έναν από τους λόγους περιορισμού της ευρύτερης χρήσης της. Η τεχνική ανάγνωσης που θα επιλέξει ο κάθε εξεταστής είναι αυστηρά προσωπική και εξαρτάται από την εμπειρία και το βαθμό αυτοπεποίθησής του. Στο Διεθνές Συνέδριο της ενδοσκοπικής κάψουλας, το 2006, υπήρξε ομοφωνία ότι ο ταχύτερος ρυθμός προβολής που γίνεται αποδεκτός είναι η ταχύτητα των 15 εικόνων/sec[5]. Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, η διάρκεια λειτουργίας της ενδοσκοπικής κάψουλας είναι πλέον 11-12 ώρες, και τελικά αποθηκεύονται με την ταχύτητα αυτή στο Data Recorder συνολικά άνω των 60.000 εικόνες.

Ο Cave, 2004[7], προτείνει ότι ο αρχάριος εξεταστής θα πρέπει να διαβάζει το video με ταχύτητα 12 έως 15 fps. Αντίθετα, ένας έμπειρος εξεταστής μπορεί να επιλέξει ένα πιο γρήγορο ρυθμό (20 fps), αν χρησιμοποιείται το single view mode ενώ με την επιλογή του multi view mode, ο χρόνος ανάγνωσης μπορεί να μειωθεί κατά 30%.

Το γεγονός, λοιπόν, ότι κατά τη διάρκεια μιας τυπικής ενδοσκοπικής κάψουλας εξέτασης αναπαράγονται τόσες πολλές εικόνες καθιστά τη διαδικασία ανάγνωσης και αξιολόγησης των ευρημάτων χρονοβόρα και δαπανηρή, για τον ιατρό όσο και το σύστημα υγείας αντιστοίχως[6]. Επομένως, σημαντικό ερώτημα αποτελεί εάν υπάρχει

τρόπος να μειωθεί ο χρόνος ανάγνωσης της ενδοσκοπικής κάψουλας χρησιμοποιώντας τα εργαλεία που προσφέρει το λογισμικό RAPID™ Reader χωρίς όμως να υπολείπεται η εξέταση σε διαγνωστική ικανότητα. Επίσης, δεν υπάρχει σχετική οδηγία από τη Γαστρεντερολογική Κοινότητα για τον ιδανικό τρόπο παρακολούθησης του video της ενδοσκοπικής κάψουλας.

3.7 Αξιοπιστία λογισμικού RAPID™ Reader ως προς την μείωση του χρόνου ανάγνωσης μέσω διαφορετικών τρόπων προβολής video

Αρκετοί ερευνητές αξιολόγησαν τη σημασία και την αξιοπιστία των εργαλείων που προσφέρει το RAPID™ Reader σε ένα περιορισμένο ακόμη αριθμό μελετών. Οι πρώτες εργασίες, οι οποίες ξεκίνησαν το 2006, συμπεριέλαβαν μικρό αριθμό ασθενών (n=10 έως 57), ήταν σε μορφή περιλήψεων (abstracts) και συμπέραναν ότι το Quickview™ μπορεί να αποτελέσει χρήσιμο εργαλείο στην καθημερινή κλινική πράξη[47, 48].

Ο Felice και οι συνεργάτες του (2006), σε ένα ακόμη άρθρο, μελέτησαν 2 παράγοντες τροποποίησης του τρόπου ανάγνωσης του video, το automatic mode και την αυξημένη ταχύτητα προβολής των εικόνων (έως 20 fps). Σύμφωνα με τα αποτελέσματά τους, τα ποσοστά ανίχνευσης παθολογικών ευρημάτων λεπτού εντέρου χρησιμοποιώντας τις παραπάνω επιλογές ήταν παρόμοια με την κανονική προβολή[49].

Ο Westerhof και οι συνεργάτες του (2009) συνέκριναν ως προς την ευαισθησία και το χρόνο ανάγνωσης την κανονική ταυτόχρονη προβολή 2 εικόνων σε ταχύτητα 18 fps με (α) την προβολή 4 εικόνων ταυτόχρονα σε ταχύτητα 36 fps, αλλά κρύβοντας τις μισές εικόνες και (β) χρήση του λογισμικού Quickview™. Ως συμπέρασμα, ο χρόνος ανάγνωσης μειώθηκε στο μισό, ενώ το ποσοστό μη ανίχνευσης βλαβών ήταν 2% για τη μέθοδο (α) και 8% για τη μέθοδο (β). Η σύσταση των συγγραφέων της μελέτης αυτής, της μόνης δημοσιευμένης την περίοδο εκείνη, ήταν ότι μέθοδοι που μειώνουν τον αριθμό των εικόνων του video, άρα και το χρόνο ανάγνωσης, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν ακόμα ευρέως, παρά μόνο σε περιπτώσεις βλαβών που καλύπτουν μεγάλη έκταση του λεπτού εντέρου, όπως συμβαίνει για παράδειγμα στη νόσο Crohn[50].

Το 2011 ο Shiotani και οι συνεργάτες του μελέτησαν σε 34 ασθενείς με γνωστή από το ιστορικό παθολογία του λεπτού εντέρου 3 τρόπους ανάγνωσης: προβολή στο automatic mode σε ταχύτητα 12 fps, κανονική προβολή 4 ταυτόχρονων εικόνων (quad view mode) σε ταχύτητα 35 fps και Quickview™ σε ταχύτητα 6 fps. Διαγνωστικά ανώτερη αλλά πιο χρονοβόρα ήταν η μέθοδος προβολής σε 12 fps, ενώ οι 2 επόμενες μέθοδοι μείωσαν εντυπωσιακά το χρόνο ανάγνωσης, «χάνοντας» όμως σημαντικό αριθμό βλαβών. Αξιοσημείωτο είναι ότι ευμεγέθεις βλάβες, όπως μεγάλα έλκη και πολύποδες εντοπίστηκαν το ίδιο ικανοποιητικά και από τις 3 μεθόδους[51].

Ο Günther και οι συνεργάτες του [52], το 2012, επέλεξαν 70 περιστατικά με συγκεκριμένα παθολογικά ευρήματα, τα οποία μελετήθηκαν από 2 έμπειρους ενδοσκόπους με 2 τρόπους ανάγνωσης (απλή προβολή με ταχύτητα 10 fps και quad view mode σε ταχύτητα 20 fps). Το αποτέλεσμα ήταν ότι χρησιμοποιώντας την πιο «ταχεία» μέθοδο δεν εντοπίστηκαν ορισμένες βλάβες όπως έλκη, αγγειοδυσπλασίες και μικροί πολύποδες αλλά αυτό δεν συνέβη σε παθήσεις που καταλαμβάνουν μεγάλη έκταση στο βλεννογόνο του λεπτού εντέρου όπως είναι η νόσος Crohn και η κοιλιοκάκη. Συμπερασματικά, οι συγγραφείς προτείνουν ότι η ταυτόχρονη προβολή 4 εικόνων να χρησιμοποιείται μόνο στα video μεγάλης διάρκειας προς συντόμευση του συνολικού χρόνου απασχόλησης του ιατρού και σίγουρα όχι από άπειρους ενδοσκόπους[53].

Στην εργασία του Hosoe και των συνεργατών του[54] (2012) συγκρίνονται 3 τρόποι ανάγνωσης:

1. Προβολή quad view mode με ταχύτητα 25 fps,
2. προβολή Automatic quad view mode με ταχύτητα 25 fps και
3. προβολή Quickview™ mode με ταχύτητα 25 fps,

και αποδεικνύεται ότι, για τις ίδιες ταχύτητες προβολής, η απλή και η automatic προβολή έχουν την ίδια διαγνωστική αξία. Αντίθετα το Quickview™ δεν εντόπισε σημαντικά ευρήματα[55].

Στην εργασία του Zheng και των συνεργατών του[56] (2012), ενδοσκόποι διαφορετικής εμπειρίας παρακολουθούν 24 επιλεγμένα και ειδικά επεξεργασμένα video με 4 διαφορετικές ταχύτητες προβολής (Πίνακας 3.6).

Ταχύτητα προβολής εικόνων	Επιτυχία διάγνωσης
Απλή με 15 fps	45%
Απλή με 25 fps	26%
Quad view mode με 20 fps	47%
Quad view mode με 30 fps	43%

Πίνακας 3.6 Επιτυχία διάγνωσης για διαφορετικές ταχύτητες προβολής από ιατρούς τυχαίας εμπειρίας.

Πιθανή αιτία ήταν ότι τα ευρήματα ήταν μονήρη, εστιακά και περιορισμένα σε λίγα καρέ. Οι παράγοντες που έπαιξαν στατιστικά σημαντικό ρόλο στα ποσοστά ανίχνευσης βλαβών ήταν το είδος της βλάβης (οι αγγειοδυσπλασίες και οι πολύποδες είχαν το υψηλότερο ποσοστό) και φυσικά ο τρόπος ανάγνωσης. Αξιοσημείωτο είναι ότι η εμπειρία του αναγνώστη δεν έπαιξε σημαντικό ρόλο.

Πιο πρόσφατα, ο Koulaouzidis και οι συνεργάτες του[57] (2012) μελέτησαν αναδρομικά 197 video ενδοσκοπικής κάψουλας από τα οποία τα 106 αφορούσαν διερεύνηση πιθανής απώλειας αίματος από το λεπτό έντερο, τα 81 γνωστή ή πιθανή νόσο

του Crohn και τα 10 σύνδρομα πολυποδίασης, παρακολουθώντας τα ξανά με τη ρύθμιση προβολή Quickview™. Όταν η ένδειξη για την εξέταση ήταν η απώλεια αίματος, η ευαισθησία, η ειδικότητα, η θετική και η αρνητική προγνωστική αξία, ήταν (συγκριτικά με τη γνωστή από πριν διάγνωση) 92,3%, 96,3%, 96,0% και 92,8%. Βέβαια στις περιπτώσεις των συνδρόμων πολυποδίασης η προβολή Quickview™ δεν ανακάλυψε 4 από τους 10 πολύποδες. Για αυτό και οι συγγραφείς συμπεραίνουν ότι η προβολή Quickview™ μπορεί να χρησιμοποιηθεί ασφαλώς σε νοσηλευόμενους ασθενείς προς διερεύνηση πιθανής αιμορραγίας από το λεπτό έντερο και σε εξωτερικούς ασθενείς προς διερεύνηση λανθάνουσας απώλειας αίματος και επιβεβαίωσης πιθανής νόσου του Crohn.

Μία ακόμα εργασία στον συγκεκριμένο τομέα προέρχεται επίσης από την ομάδα του Shiotani[58] (2012) η οποία μελέτησε την ευαισθησία της προβολής Quickview™ σε 100 παθολογικές εικόνες λεπτού εντέρου από 87 ασθενείς και διαπίστωσε πως όσο περισσότερα καρέ παρέλειπε τόσο μειωνόταν και η ευαισθησία της μεθόδου. Συμπέρασμα των μελετητών ήταν ότι η προβολή Quickview™ mode μειώνει μεν το συνολικό χρόνο ανάγνωσης αλλά εξακολουθεί να έχει μη αποδεκτό διαγνωστικό εύρος για δυνητικά σημαντικές βλάβες του λεπτού εντέρου.

Διαφορετικά από τα έως τώρα δεδομένα παρουσίασαν ο Saurin και οι συνεργάτες του[59] (2012). Αναλυτικά 12 έμπειροι ενδοσκόποι παρακολούθησαν 106 video ενδοσκοπικής κάψουλας χρησιμοποιώντας την προβολή Quickview™ και διαπίστωσαν πως είχε συγκρίσιμη ευαισθησία ως προς την ανεύρεση βλαβών με την αρχική ανάγνωση της ενδοσκοπικής κάψουλας με ένα συμβατικό τρόπο της μονής προβολής, αλλά απαιτούσε πολύ λιγότερο χρόνο (μέσος όρος 11,6 m) προτείνοντας την όχι μόνο ως αρχική μέθοδο διερευνητικής ανάγνωσης αλλά και ως εναλλακτική της συμβατικής μονής προβολής.

3.8 Ιστορική εξέλιξη της τεχνολογίας της ενδοσκοπικής κάψουλας

Το 1981, ένας αρχιμηχανικός του Τμήματος Έρευνας και Τεχνολογίας του Ισραηλινού Στρατού, ο Gavriel Iddan, αποσπάστηκε από την τακτική του θέση στην εταιρεία Elscint Inc. στη Βοστώνη των ΗΠΑ, όπου ξεκίνησε μακρά συνεργασία με τον Καθηγητή Γαστρεντερολογίας Eitan Scapa πάνω στην ιατρική απεικόνιση και κατόπιν, ειδικότερα, στον τομέα των ενδοσκοπήσεων.

Το 1992 ο Dr. Iddan συναντήθηκε και πάλι με τον καθηγητή Eitan Scapa και μετά από μακροσκελείς συζητήσεις, συνέλαβε την ιδέα μίας μικροκάμερας, που μετά την κατάποσή της θα περνούσε μέσα από τον Γαστρεντερικό Σωλήνα (ΓΕΣ) και θα αναμετέδιδε εικόνες, καθ' όλη τη διάρκεια του «ταξιδιού» της μέσα σε αυτόν. Ο Dr. Iddan, επιστρέφοντας στο εργαστήριο Rafael (παραρτήμα του Υπουργείου Εθνικής Άμυνας

του Ισραήλ), αποφάσισε να επικεντρώσει την έρευνά του στο λεπτό έντερο, μία περιοχή απροσπέλαστη με τις έως τότε διαθέσιμες ενδοσκοπικές και απεικονιστικές μεθόδους. Δύο χρόνια μετά το 1994, ο Dr. Iddan κατέθεσε τα πρώτα σχέδια του, με τη μορφή πατέντας, που αφορούσαν τη βασική τεχνολογία της μελλοντικής κάψουλας. Συνειδητοποίησε ότι το σύστημα μπορούσε να χωριστεί σε 3 ανεξάρτητα μέρη (την κάψουλα αναμεταδότη, το δέκτη-καταγραφέα και ένα σταθμό εργασίας) και θα επέτρεπε την εφαρμογή της εξέτασης σε περιπατητικούς ασθενείς, χωρίς την ανάγκη monitor[40, 7, 39].

Την ίδια χρονιά, το 1994 στις ΗΠΑ, ο Paul Swain, εργαζόμενος ανεξάρτητα και χωρίς να γνωρίζει τις εργασίες των Iddan και Scapa, παρουσίασε στο πλαίσιο των εργασιών του Διεθνούς Συνεδρίου Γαστρεντερολογίας στο Los Angeles, τη δυνατότητα λειτουργίας μιας ασύρματης ενδοσκοπικής κάψουλας, με στόχο την ενδοσκοπική απεικόνιση του λεπτού εντέρου, σε μια ομιλία με τίτλο «Microwaves in Gastroenterology». Σε δύο χρόνια, ο Dr. Swain πέτυχε την ασύρματη λήψη των πρώτων εικόνων μέσα από στομάχι χοίρου και δημοσίευσε τα πρώτα αποτελέσματα των ερευνών του σε γνωστά γαστρεντερολογικά περιοδικά[60].

Το 1997, ο Dr. Iddan συναντήθηκε με τον Gavriel Meron στο Ισραήλ και του ανακοίνωσε την ιδέα του, για τη δημιουργία μίας κάψουλας που θα απεικόνιζε το λεπτό έντερο. Ο Gavriel Meron εργαζόταν ως διευθυντής μίας Ισραηλινής εταιρείας, που πουλούσε βιντεοκάμερες για ενδοσκόπηση. Μετά από ολόήμερες συζητήσεις και με σύμμαχο τις ραγδαίες εξελίξεις στον τομέα της ηλεκτρονικής τεχνολογίας, δόθηκε στον Dr. Iddan η δυνατότητα χρησιμοποίησης της μικροκάμερας CMOS (Complementary Metal Oxide Silicon), που επέτρεπε την εξοικονόμηση ενέργειας, απαραίτητης για τη σωστή λειτουργία της κάμερας. Το 1998, ο Gavriel Iddan με τον Gavriel Meron ιδρύουν την εταιρεία GIVEN (Gastro-Intestinal Video Endoscopy) Imaging Ltd, με έδρα την πόλη Yoqneam στο Ισραήλ, στην οποία συμπεριλήφθηκαν ο Paul Swain και ο Arkady Glukhovsky. Η ομάδα των παραπάνω ειδικών αλλά και άλλων έμπειρων επιστημόνων σε τεχνολογικά πεδία, όπως τεχνικών, ιατρών, μηχανικών και μαθηματικών, ξεκίνησαν εντατικές έρευνες για την υλοποίηση της ιδέας της ενδοσκοπικής κάψουλας[42, 43, 40].

Οι ερευνητές έπρεπε να αντιμετωπίσουν διάφορα προβλήματα, που αφορούσαν τις διαστάσεις της κάψουλας, τη διάρκεια ζωής της μπαταρίας, την επιλογή της κατάλληλης πηγής φωτισμού, την ανάλυση και αναμετάδοση της εικόνας. Τον Μάιο του 2000, στην Εβδομάδα των Γαστρεντερολογικών Παθήσεων (Digestive Disease Week), ο Paul Swain και οι συνεργάτες του παρουσίασαν τα αποτελέσματα των πρώτων ερευνών τους σε πειραματόζωα και έδειξαν εικόνες video από το ΓΕΣ 10 υγιών εθελοντών[60, 40].

Το 2001 και μετά από ολοκληρωμένες και επιτυχημένες δοκιμές σε ανθρώπους, δόθηκε στην εταιρεία Given η έγκριση της κυκλοφορίας της κάψουλας M2A (mouth-to-anus) και οι απαραίτητες άδειες από τον Οργανισμό Τροφίμων και Φαρμάκων (Food

and Drug Administration - FDA) των ΗΠΑ για την κυκλοφορία της στον ευρύτερο ιατρικό κόσμο. Η ενδοσκοπική κάψουλα θεωρήθηκε ως «συμπληρωματικό εργαλείο» για τη διαγνωστική απεικόνιση της παθολογίας του λεπτού εντέρου και έτυχε ευρείας αποδοχής, τόσο από τους γαστρεντερολόγους, όσο και από τους ασθενείς.

Τον Ιούλιο του 2003, το FDA καθιέρωσε την ενδοσκοπική κάψουλα ως τη βασική, πρώτης γραμμής διαγνωστική εξέταση στη διερεύνηση της παθολογίας του λεπτού εντέρου. Μετά από ένα χρόνο, το 2004, η κάψουλα M2A μετονομάστηκε σε Pillcam™ SB1 και Pillcam™ SB2 της Given Imaging Ltd.[38]

Το 2017 εμφανίζεται στην αγορά η ενδοσκοπική κάψουλα της Olympus™ S10, με τη δυνατότητα λήψης πανοραμικών εικόνων, με αποθήκευσή τους στο εσωτερικό της (όχι σε εξωτερικό καταγραφέα) και με ρυθμό καταγραφής 20 fps.

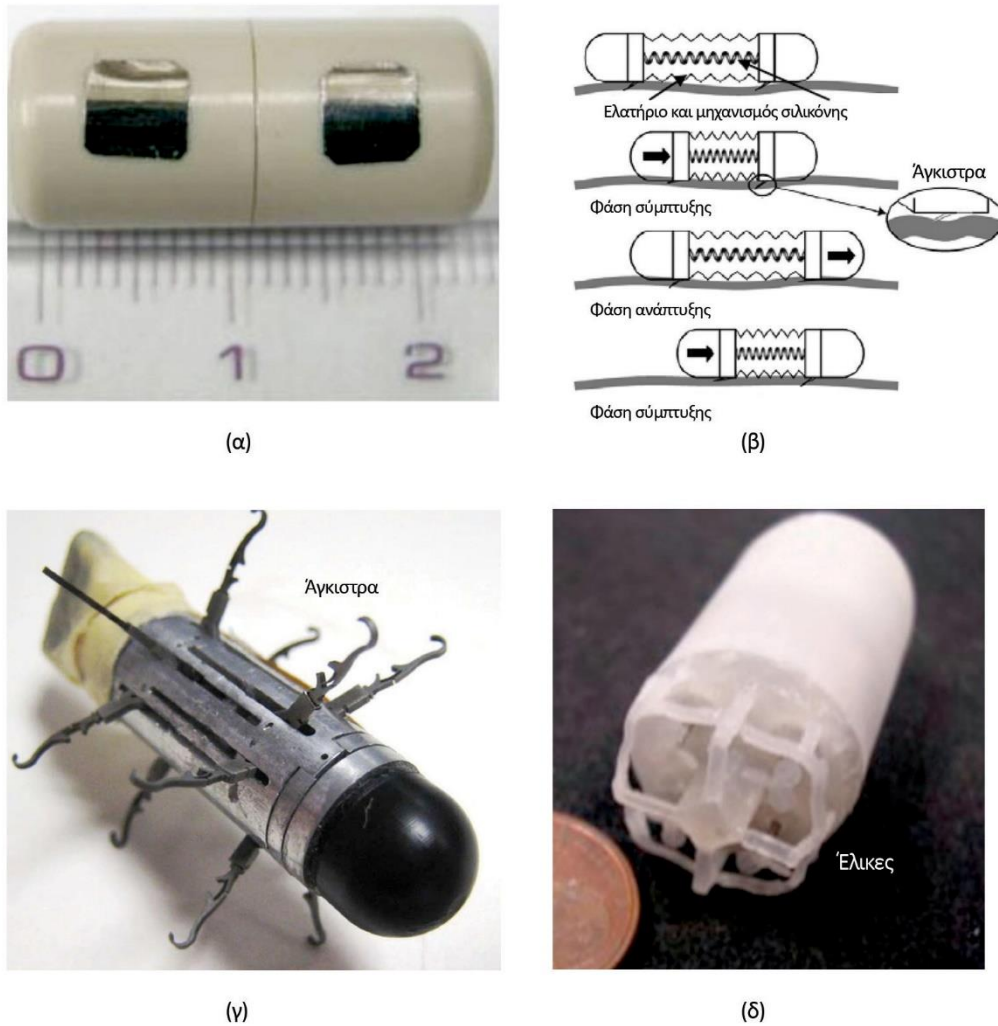
3.9 Η σημερινή εξέλιξη της τεχνολογίας της ενδοσκοπικής κάψουλας

Η διαγνωστική αποτελεσματικότητα μιας ενδοσκοπικής κάψουλας παρεμποδίζεται από μια ποικιλία τεχνολογικών προκλήσεων, καθώς επίσης και από σχετική έλλειψη πληροφορίας για την ακριβή θέση και τον προσανατολισμό της κατά την διάρκεια της διαδρομής της στο εσωτερικού του ανθρώπινου οργανισμού.

Δεδομένων αυτών των προβλημάτων και των επιπλέον τεχνικών περιορισμών που τίθενται ως επί το πλείστον από τον μικρό τους όγκο σε συνδυασμό με τις ενεργειακές τους ανάγκες, εκδηλώνεται έντονη δραστηριότητα στο πεδίο της έρευνας προς αυτές τις κατευθύνσεις. Έχουν εμφανισθεί λύσεις, αρκετές με μορφή πρωτοτύπων, που δίνουν επαυξημένες δυνατότητες όσον αφορά στην καθοδήγηση, στον προσανατολισμό, στην τροφοδοσία και στη λειτουργία των WCE και των μηχανισμών που περιέχει.

Αυτές οι πρωτοποριακές λύσεις αναπτύσσονται καταρχήν σε σχέση με το αν η προώθηση της κάψουλας λαμβάνει χώρα εξωγενώς ή ενδογενώς, ενώ επίσης διαχωρίζονται ανάλογα με το αν χρησιμοποιείται ηλεκτρομαγνητική ενέργεια κατά τη λειτουργία (επαγωγικά, inductive power transfer)[61].

Η κατηγορία των λύσεων που βασίζονται στην ανάπτυξη ενδογενών τεχνολογικών στοιχείων, δηλαδή τεχνολογίας που βρίσκεται μέσα στο θυλάκιο της κάψουλας και δίνει την δυνατότητα ελέγχου κίνησης και προσανατολισμού χωρίς χρήση μαγνητισμού (Nonmagnetic Active Locomotion) περιλαμβάνει, για παράδειγμα, πρωτότυπα που διαθέτουν ηλεκτρόδια που προκαλούν την εντερική μετακίνησή της μέσω ηλεκτρικά επαγόμενης μυϊκής σύσπασης στα τοιχώματα του εντέρου, πρωτότυπα που διαθέτουν μηχανισμούς κίνησης (παλινδρομική κίνηση «ακορντεόν» ή κίνηση «γαιοσκώληκα») ή πρωτότυπα που διαθέτουν ειδικά κινούμενα άγκιστρα ή και έλικες (βλ. Εικόνα 3.10).



Εικόνα 3.10 Προηγμένα πρωτότυπα WCE: (α) Κάψουλα με ενσωματωμένα εξωτερικά πλακίδια ηλεκτροδίων που προκαλούν την εντερική μετακίνησή της μέσω ηλεκτρικά επαγόμενης μυϊκής σύσπασης στα τοιχώματα του εντέρου, (β) Κάψουλα τύπου «γαιοσκώληκα» ή «ακορντεόν», (γ) Κάψουλα με δώδεκα προτασσόμενα άκρα για την προώθησή της στο έντερο, (δ) κάψουλα με τέσσερις προστατευμένους έλικες για πλοήγηση μέσα σε στομαχικό υγρό (σε στομάχι που έχει πληρωθεί εκ των προτέρων με υγρό).

Μερικές από τις σπουδαιότερες πρωτοποριακές μεθόδους εντάσσονται στην κατηγορία της μαγνητικώς καθοδηγούμενης ενδοσκοπίας με κάψουλες (Magnetically Guided Capsule Endoscopy, MGCE) και περιλαμβάνουν λύσεις που υλοποιούνται με έλεγχο της κάψουλας από ισχυρούς μαγνήτες που βρίσκονται έξω από το σώμα του εξεταζόμενου (βλ. Εικόνα 3.11).



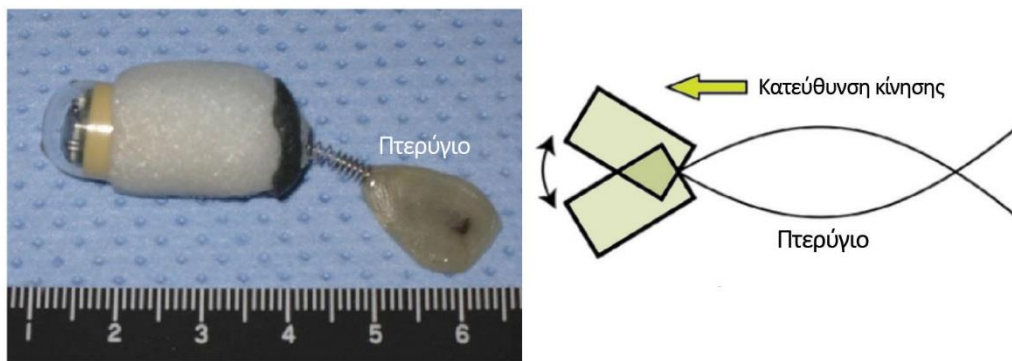
(α)



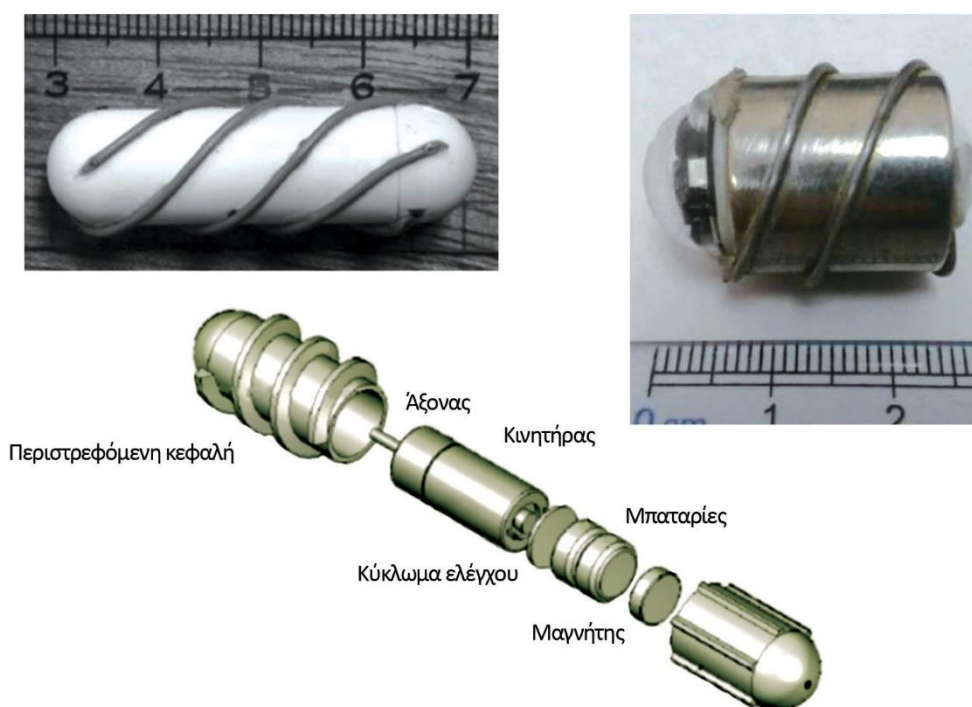
(β)

Εικόνα 3.11 Μαγνητικώς καθοδηγούμενη ενδοσκοπία με κάψουλα (MGCE) με χρήση (α) Ρομποτικού συστήματος 5 βαθμών ελευθερίας όπου το άκρο του ρομποτικού βραχίονα καθοδηγεί την κάψουλα μέσα στον εικονικό ασθενή, (β) Συστήματος με έλεγχο της κάψουλας από ειδικά διαμορφωμένη ηλεκτρομαγνητική εγκατάσταση (ένθετο: η ενδοσκοπική κάψουλα).

Άλλες καινοτομικές κατασκευές δοκιμάζουν την εφαρμογή ηλεκτρομαγνητικών μεμβρανών που μπορούν να κινηθούν παλινδρομικά όταν διαρρέονται από ασθενή ρεύματα, έτσι ώστε να χρησιμοποιούνται ως «πτερύγια κολύμβησης» σε κάψουλες, δίνοντάς τους τη δυνατότητα ελεγχόμενης αυτόνομης κίνησης μέσα σε περιβάλλον που έχει πληρωθεί με υγρό (βλ. Εικόνα 3.12). Άλλες κάνουν χρήση σπειροειδών αυλακώσεων για την προώθηση, κινούμενων περιστροφικά πάνω στο κέλυφος της κάψουλας (βλ. Εικόνα 3.13).

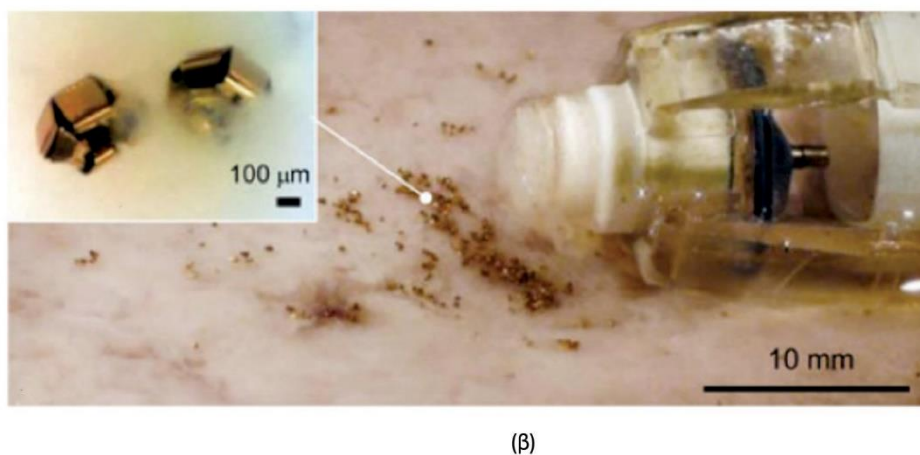
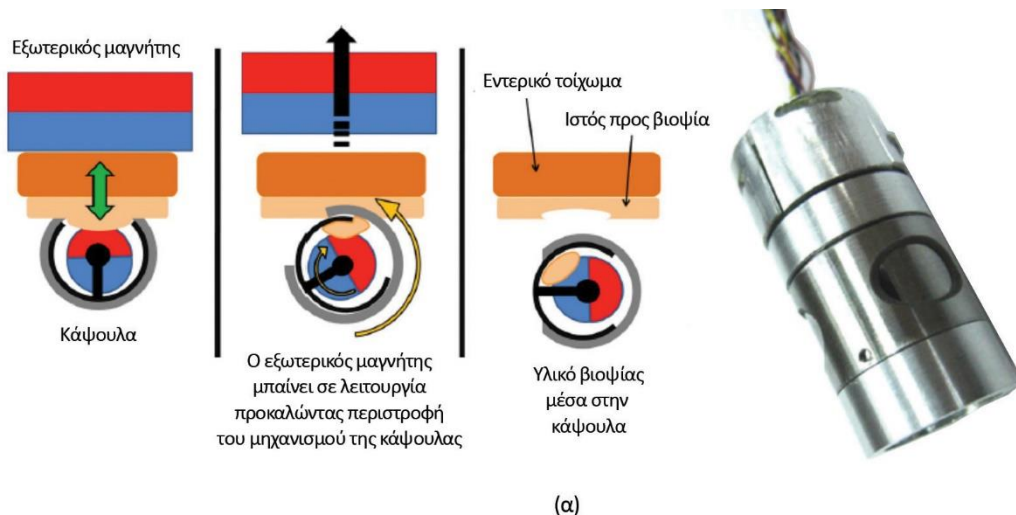


Εικόνα 3.12 Ηλεκτρομαγνητική μεμβράνη που χρησιμοποιείται ως «πτερύγιο κολύμβησης» σε πρωτότυπη κάψουλα, δίνοντάς της τη δυνατότητα ελεγχόμενης αυτόνομης κίνησης μέσα σε υγρό.



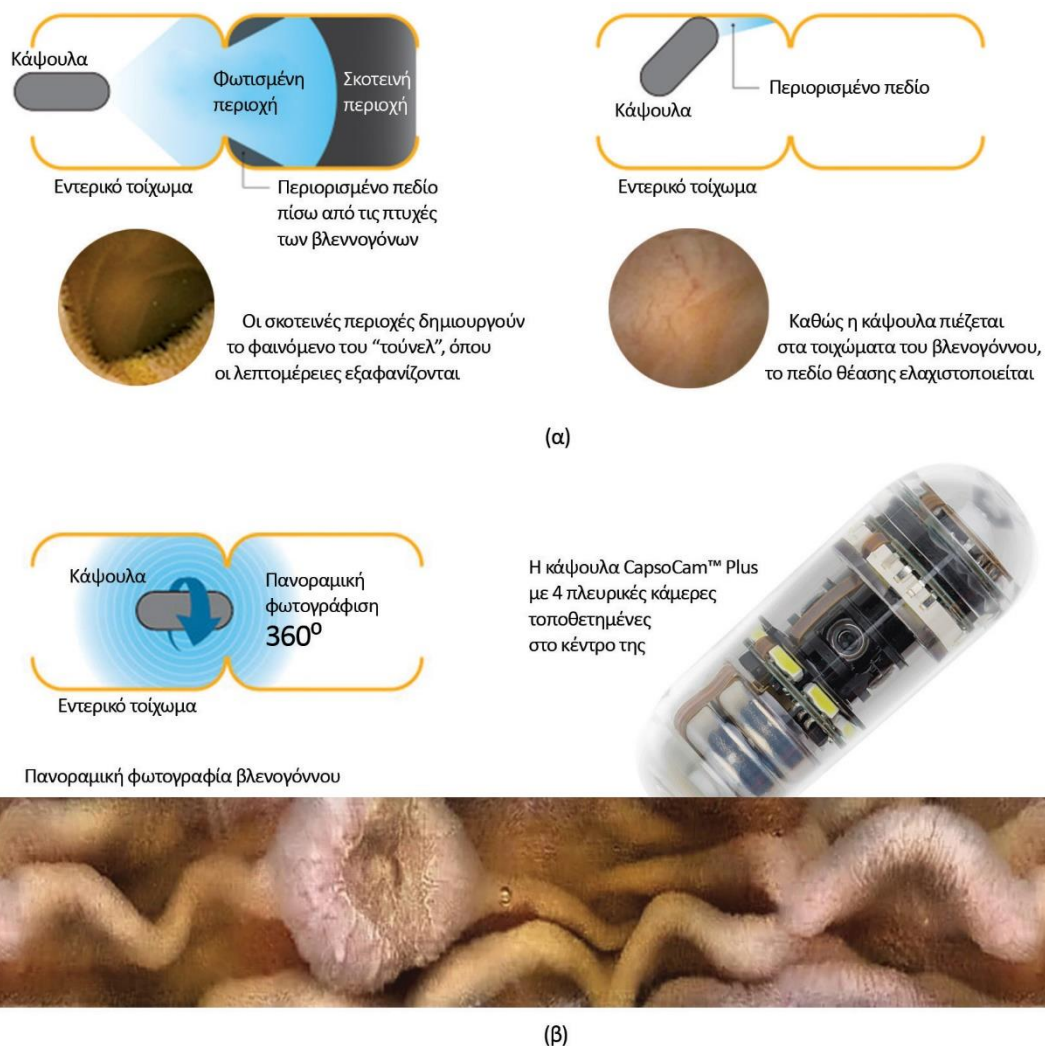
Εικόνα 3.13 Υβριδική Κάψουλα με εξωτερικό περιστρεφόμενο κινούμενο σώμα, το οποίο με τη βοήθεια σπειροειδών αυλακώσεων προκαλεί την προώθησή της.

Ηλεκτρομαγνητισμός χρησιμοποιείται επίσης για την πιλοτική εφαρμογή και λειτουργία μηχανισμών που επινοούνται προκειμένου να επιτρέψουν σε υβριδικές ενδοσκοπικές κάψουλες να διεξάγουν, εκτός της παρατήρησης, δειγματοληπτική λειτουργία, εξάγοντας και αποθηκεύοντας μέσα στο σώμα τους ένα ελάχιστο δείγμα από το περιβάλλον στο οποίο κινούνται, προς μετέπειτα ανάκτηση και ιστολογική ανάλυση (βιοψία) (βλ. Εικόνα 3.14).



Εικόνα 3.14 Κάψουλες που μπορούν να διεξάγουν βιοψίες, κάνοντας χρήση (α) μηχανισμών μικροσκοπικών περιστροφικών λεπίδων που κινούνται ηλεκτρομαγνητικά, αποθηκεύοντας ιστολογικά δείγματα στο εσωτερικό τους ή (β) φακοειδούς σχήματος μικρο-αρπάγων που ελευθερώνονται στο περιβάλλον και αφού αλλάξουν σχήμα (έχοντας αποσπάσει ιστολογικά δείγματα), συλλέγονται κολλώντας στην ειδική επικάλυψη της επιφάνειας της κάψουλας, για ανάκτηση.

Ένα άλλο ενδιαφέρον πεδίο το οποίο αναπτύσσεται συνεχώς αφορά στη βελτίωση των οπτικών αισθητήρων της ενδοσκοπικής κάψουλας[62]. Έτσι, για παράδειγμα, σήμερα ήδη διατίθενται στην αγορά κάψουλες που δίνουν τη δυνατότητα παρακολούθησης και αποτύπωσης πανοραμικών εικόνων υψηλής ανάλυσης από το περιβάλλον τους (οπτικού πεδίου 360°), παρέχοντας ανώτερης ποιότητας οπτική πληροφορία που ξεπερνά τα εμπόδια των παλαιότερων συστημάτων[63] (βλ. Εικόνα 3.15).



Εικόνα 3.15 (α) Οι συμβατικοί οπτικοί αισθητήρες φωτογραφίζουν μόνο προς μια κατεύθυνση, ενώ τους επηρεάζει η συνεχής περιστροφή της ίδιας της κάψουλας που τους περιέχει, ο ατελής φωτισμός σε βαθύτερα σημεία του περιβάλλοντος και η αδυναμία απεικόνισης πίσω π.χ. από τις πτυχές των βλεννογόνων του εντέρου. (β) Παράδειγμα εμπορικής κάψουλας (τύπου CarsoCam™ Plus, της εταιρείας CarsoVision™ Inc.) που ξεπερνά αυτά τα εμπόδια, λαμβάνοντας υψηλής ανάλυσης πανοραμικές εικόνες του λεπτού εντέρου, πλήρους οπτικού πεδίου 360°, με 4 πλευρικές κάμερες, παρέχοντας λεπτομερέστατη εικόνα της επιφάνειας του βλεννογόνου[64].

3.10 Ανάγνωση και ερμηνεία των εικόνων από την ενδοσκοπική κάψουλα

3.10.1 Ανάγνωση του video

Η πράξη της ανάγνωσης και διάγνωσης του video της ενδοσκοπικής κάψουλας μέχρι τώρα γίνεται από ιατρό γαστρεντερολόγο και αποτελεί μία ιδιαίτερα χρονοβόρα διαδικασία που προϋποθέτει συγκέντρωση, συνεχή παρατήρηση και εμπειρία στις ενδοσκοπικές τεχνικές. Η απερίσπαστη προσοχή που απαιτείται, αποτελεί ένα ιδιαίτερα δύσκολο στόχο για τον εξεταστή, δεδομένου ότι τα οπτικά ερεθίσματα είναι συνεχό-

μενα και η εξέταση μεγάλη σε χρονική διάρκεια, με αποτέλεσμα να εμφανίζεται, όπως αναμένεται, διάσπαση της προσοχής, κόπωση και αδυναμία συγκέντρωσης. Η δυσκολία που μπορεί να συνοδεύει τον εξεταστή κατά την ανάγνωση ενός video εξαρτάται από την ένδειξη της εξέτασης. Σε περιπτώσεις διερεύνησης σιδηροπενικής αναιμίας ή λανθάνουσας αιμορραγίας από τον πεπτικό σωλήνα, όπου τα ευρήματα μπορούν να απεικονίζονται σε ένα και μόνο στιγμιότυπο, όπως π.χ. μία αγγειοδυσπλασία, το επίπεδο της δυσκολίας αυξάνεται συγκριτικά με τη διερεύνηση πιθανής νόσου του Crohn ή κοιλιοκάκης, όπου ο εξεταστής αναζητά γενικώς διάχυτες αλλοιώσεις και συνεπώς πιο ευδιάκριτα ευρήματα. Οι πιο έμπειροι διαγνώστες πιστεύουν ότι η δυσκολότερη ανάγνωση είναι εκείνη ενός video με απόλυτα φυσιολογικά ευρήματα, καθώς ο εξεταστής πρέπει να αισθάνεται απόλυτα βέβαιος ότι δεν του έχει διαφύγει κάποια παθολογία. Σημαντικό επίσης είναι ο διαγνώστης να ενημερωθεί ενδελεχώς, πριν την ανάγνωση των εικόνων, για το ιστορικό του ασθενούς (π.χ. παρουσία σακχαρώδους διαβήτη, προηγούμενες χειρουργικές επεμβάσεις, κ.α.), κάτι που θα διευκολύνει την ερμηνεία των εικόνων από την ενδοσκοπική διαδικασία με χρήση κάψουλας[7, 65].

Επιπλέον, ο εξεταστής πρέπει να γνωρίζει ότι οι εικόνες από την ενδοσκοπική κάψουλα διαφέρουν ελαφρώς από τις εικόνες της συμβατικής ενδοσκόπησης (γαστροσκόπησης και κολονοσκόπησης). Αυτό συμβαίνει επειδή με την πρώτη μέθοδο το εντερικό τοίχωμα δεν υπόκειται σε διάταση με αέρα, συνεπώς η κάψουλα μπορεί να βρίσκεται πλησίον, έως λίγα χιλιοστά, στον βλεννογόνο. Η φυσιολογία του πεπτικού σωλήνα δεν επηρεάζεται κατά τη διαδικασία της εξέτασης, αφού δεν υπάρχει ανάγκη χορήγησης καταστολής στον ασθενή, με τις όποιες αιμοδυναμικές επιδράσεις αυτή συνεπάγεται, οπότε και γίνεται λόγος για «φυσιολογική ενδοσκόπηση» (physiologic endoscopy). Ακόμη, η απουσία εισαγωγής αέρα δεν επηρεάζει τη μικροκυκλοφορία και όλα τα ευρήματα είναι πραγματικά και η εντόπισή τους δεν αλλοιώνεται από τη διαδικασία της εξέτασης[66, 7].

Προκειμένου να διευκολυνθεί ο διαγνώστης στην ανάγνωση του video της ενδοσκοπικής κάψουλας, ο Blair Lewis[66] προτείνει τα παρακάτω συγκεκριμένα βήματα που μπορεί να ακολουθήσει.

1^ο Βήμα: Ο ιατρός ορίζει ως τελευταία εικόνα που κατέγραψε η ενδοσκοπική κάψουλα, την εικόνα που η κάψουλα μόλις έχει περάσει στο παχύ έντερο.

2^ο Βήμα: Ο ιατρός εντοπίζει και σημειώνει τις εικόνες των τριών βασικών ανατομικών θέσεων της ενδοσκοπικής κάψουλας κατά τη διάρκεια της διέλευσής της από το ΓΕΣ, δηλαδή:

- Της πρώτης εικόνας του στομάχου,
- της πρώτης εικόνας του Δωδεκαδακτύλου και
- της πρώτης εικόνας του παχέος εντέρου (τυφλό-ειλεοτυφλική βαλβίδα).

Ο καθορισμός τους θα ενεργοποιήσει το σύστημα εντοπισμού της κάψουλας (Localization Module), αλλά και το λογισμικό για την ανίχνευση περιοχών του λεπτού εντέρου ύποπτων για αιμορραγία. Η πρώτη εικόνα του παχέος εντέρου είναι δύσκολο να αναγνωρισθεί από αρχάριους εξεταστές. Ο Cave[7] επισημαίνει ότι η παρουσία κοπρανώδους περιεχομένου στο κόλον, λεμφοειδούς υπερπλασίας στον τελικό ειλεό ή η παρατεταμένη παραμονή στην ίδια περιοχή της κάψουλας πριν την ειλεοτυφλική βαλβίδα αποτελούν ένδειξη ότι η κάψουλα βρίσκεται στο τυφλό.

3^ο Βήμα: Ο ιατρός επιλέγει την κατάλληλη ταχύτητα προβολής των εικόνων αναλόγως της προσωπικής εμπειρίας του στην ανάγνωση προηγούμενων εξετάσεων. Ο Cave προτείνει ένα ακόμη χρήσιμο τέχνασμα: τη στιγμή που ο εξεταστής αναγνωρίζει ένα παθολογικό εύρημα, κατά προτίμηση κάποιο που θα εμφανίζεται σε συνεχόμενα στιγμιότυπα, μπορεί να αυξάνει ολοένα την ταχύτητα προβολής του video, ώστε να το διαβάσει μέχρι του σημείου να μην αναγνωρίζει πλέον τη βλάβη. Μόλις διαπιστωθεί το σημείο αυτό, ο εξεταστής θα χρησιμοποιεί ρυθμούς μικρότερους από αυτόν, στον οποίο δεν ανίχνευε τη συγκεκριμένη βλάβη. Φαίνεται, ότι η χρήση μίας «λογικής ταχύτητας», σύμφωνα με την εμπειρία του εξεταστή, είναι πιο αποτελεσματική για την ανίχνευση των παθολογικών ευρημάτων και την αναγνώριση της φύσης του.

4^ο Βήμα: Τελειώνοντας την ανάγνωση, ο εξεταστής αποθηκεύει τις εικόνες στο H/Y ή σε CD για να έχει αρχείο όλων των εξετάσεων της ενδοσκοπικής κάψουλας.

3.10.2 Ερμηνεία του video

Η ερμηνεία των εικόνων που μας παρέχει το video της ενδοσκοπικής κάψουλας είναι εξαιρετικά σημαντική, δεδομένου ότι θα πρέπει να οδηγήσει με ακρίβεια στην ανίχνευση όσων παθολογικών περιοχών υπάρχουν, στην ερμηνεία των οποίων θα στηριχθεί η τελική διάγνωση του ασθενούς. Η ορθή αναγνώριση και ταυτοποίηση συγκεκριμένων παθολογικών οντοτήτων θα απαιτήσει με τη σειρά της στην επιλογή συγκεκριμένων παρεμβάσεων. Οι οντότητες αυτές θα διαφοροποιηθούν από άλλα ευρήματα (αποκαλούμενα συνήθως «τυχαία» ή «κλινικώς ασήμαντα») τα οποία δεν υποκρύπτουν κάποια παθολογική βλάβη και αποτελούν απλώς φυσιολογικές παραλλαγές άνευ κλινικής σπουδαιότητας (για παράδειγμα σποραδικές πετέχειες, μονήρεις ή λίγες μικρές διαβρώσεις του βλεννογόνου).

Ο γαστρεντερολόγος διαγνώστης, στην προσπάθειά του να ερμηνεύσει τις εικόνες που έχουν καταγραφεί από την ενδοσκοπική κάψουλα, οφείλει να γνωρίζει ότι αυτές διαφέρουν ελαφρώς από τις εικόνες της συμβατικής ενδοσκόπησης (γαστροσκόπησης και κολονοσκόπησης). Αυτό συμβαίνει επειδή με τη μέθοδο της ενδοσκοπικής κάψουλας το εντερικό τοίχωμα δεν είναι διατεταμένο με αέρα και έτσι η κάψουλα μπορεί να βρίσκεται πολύ κοντά, μόλις λίγα χιλιοστά, στον βλεννογόνο που φωτογραφίζει. Επίσης, η φυσιολογία του πεπτικού σωλήνα δεν επηρεάζεται κατά τη διαδικασία της εξέτασης αφού δεν υπάρχει ανάγκη χορήγησης καταστολής στον ασθενή,

με τις όποιες αιμοδυναμικές επιδράσεις που αυτή συνεπάγεται, συνεπώς γίνεται λόγος για «φυσιολογική ενδοσκόπηση» (physiologic endoscopy). Ακόμη, η απουσία εισαγωγής αέρα δεν επηρεάζει τη μικροκυκλοφορία και συνεπώς όλα τα ευρήματα είναι πραγματικά και η εντόπισή τους δεν αλλοιώνεται από τη διαδικασία της εξέτασης[7, 66].

Ωστόσο, υπάρχουν συγκεκριμένα ζητήματα που ο εξεταστής του video της ενδοσκοπικής κάψουλας καλείται να επιλύσει, κατά τη διάρκεια της ερμηνείας των εικόνων, ώστε να καταλήξει στη σωστή διάγνωση. Αυτά είναι τα εξής:

- Η παρουσία του παθολογικού ευρήματος σε ένα και μοναδικό στιγμιότυπο, σε συνδυασμό με την έλλειψη δυνατότητας χειρισμού της ενδοσκοπικής κάψουλας, δυσχεραίνουν την αναγνώρισή του, για την οποία ο εξεταστής επαφίεται στην προσωπική του εμπειρία και στο βαθμό εμπιστοσύνης που έχει ο ίδιος στον εαυτό του.
- Η αναγνώριση και ταυτοποίηση μίας υποβλεννογόνιας εξεργασίας και η διάκρισή της από άλλες παθολογικές βλεννογόνιες εξεργασίες. Στη διάκριση αυτή βοηθάει η παρουσία γεφυροποιών πτυχών, που υποδηλώνει υποβλεννογόνια εξεργασία, ενώ οι υπερκείμενες πτυχές μεταφέρονται μαζί με το περισταλτικό κύμα.
- Στη διαλείπουσα αφανή αιμορραγία του πεπτικού σωλήνα ενδέχεται η εστία της να μην αποκαλυφθεί τη χρονική στιγμή της εξέτασης. Στην περίπτωση αυτή πιθανό είναι να εντοπιστεί το αίμα και όχι η υποκείμενη βλάβη.
- Για τους αρχάριους εξεταστές, σημαντικό ζήτημα είναι η διάκριση του σκουρόχρωμου αίματος από την πυκνή χολή. Μπορεί να ξεπεραστεί με τη μελέτη του βλεννογόνου πέρα από την ύποπτη περιοχή, για παρουσία αίματος ή περιεχομένου καφεοειδούς ή μέλαινας χροιάς, το οποίο συνηγορεί υπέρ της παρουσίας χολής.
- Η αποσαφήνιση του τι είναι φυσιολογικό εύρημα ή παραλλαγή του φυσιολογικού χωρίς κλινική σημασία και τι είναι πραγματικά παθολογικό εύρημα και μπορεί σε αυτό να αποδοθεί η συμπτωματολογία του ασθενούς.
- Εάν η αρχική ανάγνωση των εικόνων μπορεί να γίνεται από κάποιον άλλο εκπαιδευμένο επαγγελματία του συστήματος Υγείας π.χ. έναν ειδικευμένο νοσηλεύτη, και κατόπιν να επαναλαμβάνεται από έναν ιατρό.
- Εάν η παραμονή της κάψουλας στην ίδια περιοχή του λεπτού εντέρου αποτελεί παθολογικό εύρημα. Σίγουρα, είναι δεδομένο πως αν κατά τη διάρκεια του video της ενδοσκοπικής κάψουλας παρατηρηθεί παρατεταμένη καθυστέρηση στην προώθηση της κάψουλας σε μία συγκεκριμένη περιοχή του εντερικού σωλήνα, πρέπει αυτό να αφυπνίσει τον εξεταστή για πιθανή υποκεί-

μενη παθολογία. Πολλές φορές όμως, αυτό είναι απλώς αποτέλεσμα μιας απλής γωνίωσης ή οξείας καμπής ή ακόμη και μειωμένης κινητικότητας του εντέρου, χωρίς κλινική σημασία. Η ύπαρξη παθολογικού βλεννογόνου αμέσως μετά (π.χ. μάζα, εξέλκωση) θα επιβεβαιώσει την αιτία της καθυστερημένης προώθησης της κάψουλας (απόφραξη).

Παρά τις προσδοκίες ότι η ενδοσκοπική κάψουλα θα συνιστούσε μία εξέταση με ιδιαίτερα υψηλή ευαισθησία, η ολοένα και αυξανόμενη εμπειρία από τη χρήση της και οι αρκετές μελέτες που έχουν ασχοληθεί με την απόδοσή της, δείχνουν ότι συχνά έχουν παρατηρηθεί ψευδώς αρνητικά αποτελέσματα και ότι ένα όχι αμελητέο ποσοστό παθολογικών ευρημάτων, συμπεριλαμβανομένων και περιπτώσεων νεοπλασμάτων του λεπτού εντέρου, ενίοτε διαφεύγουν. Τα όρια μεταξύ του φυσιολογικού και του παθολογικού βλεννογόνου δεν είναι σαφή και ενώ σε ακραίες περιπτώσεις είναι πιο σαφή, σε πολλές συνήθεις περιπτώσεις, αντιθέτως, το όλο θέμα γίνεται πιο περίπλοκο. Ένα θέμα προκύπτει όταν ο εξεταστής υποθέσει ότι μία ευρεθείσα (για παράδειγμα) αγγειοδυσπλασία αποτελεί το αίτιο μίας αφανούς αιμορραγίας, κάτι το οποίο όμως δεν μπορεί και να αποδειχτεί. Σε αυτόν τον προβληματισμό και πολλούς άλλους, όπως π.χ. στο κατά πόσο μία αλλοίωση μπορεί ή όχι να αιμορραγήσει, είναι δυνατό να συμβάλει το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς, που παραμένει πολύτιμο εργαλείο για την ορθή ερμηνεία των ευρημάτων και την αξιολόγηση της κλινικής σημασίας τους[8, 9, 10].

Είναι προφανές πως για την επίτευξη της ορθής ερμηνείας των ευρημάτων της ενδοσκοπικής κάψουλας απαιτείται άρτια κατάρτιση στη μέθοδο αυτή. Παρόλα αυτά, δεν υπάρχει μέχρι σήμερα επίσημο και ενιαίο πρόγραμμα εκπαίδευσης και δεν έχει καθοριστεί ο ελάχιστος αριθμός εξετάσεων που απαιτείται να έχουν προηγηθεί στο πλαίσιο της εκπαίδευσης και υπό την επίβλεψη έμπειρων επιστημονικών επιτροπών, ώστε να πιστοποιηθεί η κλινική επάρκεια και η ικανότητα για αυτόνομη διενέργεια εξετάσεων. Επίσης, έχουν κυκλοφορήσει άτλαντες, που περιέχουν εικόνες με σημαντικά ευρήματα της ενδοσκοπικής κάψουλας, ενώ μία αξιόλογη πηγή αναφοράς είναι το διαδίκτυο όπου ο αναγνώστης μπορεί να αναζητήσει και να διαβάσει πλήθος παρόμοιων εικόνων, για να εμβαθύνει στο αντικείμενό της.

3.11 Κριτήρια κλινικής επάρκειας διαγνώστη ιατρού

3.11.1 Βασικά κριτήρια

Για την κλινική επάρκεια του γαστρεντερολόγου ιατρού για την πράξη της διάγνωσης με ενδοσκοπική κάψουλα, η Αμερικανική Εταιρεία Ενδοσκόπησης του Πεπτικού (American Society for Gastrointestinal Endoscopy, ASGE), κατόπιν εκτενούς ανασκοπήσεως της βιβλιογραφίας και λαμβάνοντας υπόψη τις συστάσεις διακεκριμένων επιστημόνων, εξέδωσε τον Απρίλιο του 2005 κατευθυντήριες οδηγίες για την αξιολόγηση και επικύρωση της κλινικής επάρκειας στην εκτέλεση εξετάσεων με τη μέθοδο

αυτή[67]. Σύμφωνα με τις οδηγίες αυτές, τα κριτήρια της κλινικής επάρκειας για την εφαρμογή της, καθορίζονται ανεξάρτητα από τις υπόλοιπες ενδοσκοπικές πράξεις, όπως η γαστροσκόπηση, η κολονοσκόπηση, η ενδοσκοπική υπερηχογραφία, η πρωθητική εντεροσκόπηση και η ERCP.

Η επάρκεια πιστοποιείται κατόπιν επιτυχούς ολοκλήρωσης ενός προγράμματος θεωρητικής και πρακτικής κατάρτισης πάνω στο συγκεκριμένο αντικείμενο. Μέρος του προγράμματος της εκπαίδευσης πρέπει υποχρεωτικά να αποτελεί η διάγνωση και η θεραπεία των νοσημάτων του λεπτού εντέρου.

Συνεπώς, ο γαστρεντερολόγος που ασχολείται με την ενδοσκοπική κάψουλα, πρέπει:

1. Να κατανοεί τις ενδείξεις, τις αντενδείξεις και τις ενδεχόμενες επιπλοκές της μεθόδου.
2. Να είναι ικανός να ενσωματώσει τη μέθοδο στα πλαίσια της κλινικής αξιολόγησης και της διαγνωστικής προσέγγισης ορθώς επιλεγμένων ασθενών.
3. Να είναι εξοπλισμένος με τις απαραίτητες θεωρητικές και πρακτικές γνώσεις της γενικής ιατρικής, συμπεριλαμβανομένων των θεμελιωδών αρχών της γενικής χειρουργικής και της χειρουργικής του πεπτικού συστήματος ειδικότερα.
4. Να έχει ολοκληρώσει ένα πρόγραμμα ειδίκευσης στην ειδικότητα της Γαστρεντερολογίας, διάρκειας 2 ετών, στα πλαίσια του οποίου να έχει εκπαιδευτεί στην κλινική διάγνωση και στην θεραπευτική αντιμετώπιση των νοσημάτων του λεπτού εντέρου.
5. Να είναι ενημερωμένος στις δυνατότητες και στις εφαρμογές της σύγχρονης ενδοσκόπησης του πεπτικού συστήματος και να έχει πιστοποιημένη επάρκεια στη διενέργεια ενδοσκοπικών τεχνικών, όπως η γαστροσκόπηση και η κολονοσκόπηση.
6. Να είναι εξοικειωμένος με τον χειρισμό του εξοπλισμού που είναι απαραίτητος για την διενέργεια της εξέτασης καθώς και με τον τρόπο λειτουργίας και τις δυνατότητες που παρέχει το ειδικό λογισμικό.
7. Να είναι ικανός να αναγνωρίζει και να ερμηνεύει με ακρίβεια τα ευρήματα της ενδοσκοπικής κάψουλας.
8. Να είναι ικανός να τεκμηριώσει τα ευρήματα στην έκθεση και να τα μοιραστεί με άλλους γαστρεντερολόγους και κλινικούς ιατρούς.

Για τους υπόλοιπους επιστήμονες του τομέα Υγείας, όπως π.χ. νοσηλευτές που ενδιαφέρονται να εκπαιδευτούν στην ενδοσκοπία γενικά και ειδικότερα στη συγκεκριμένη μέθοδο με χρήση κάψουλας, από τις πρώτες μελέτες που έχουν δημοσιευθεί φαίνεται πως αυτά τα επιπλέον άτομα θα μπορούσαν να συνεισφέρουν ουσιαστικά

στην ταχύτερη ανάγνωση των εξετάσεων και στην αναγνώριση παθολογικών ευρημάτων, περιορίζοντας προφανώς το χρόνο που πρέπει να αφιερώσει ο ιατρός γαστρεντερολόγος[68, 69]. Προς την κατεύθυνση αυτή, με ιδιαίτερο ενδιαφέρον αναμένονται τα αποτελέσματα περισσότερο εμπεριστατωμένων μελετών.

3.11.2 Συμφωνία διάγνωσης μεταξύ διαφορετικών ενδοσκοπικών ιατρών

Ένα άλλο ζήτημα που έχει αναδειχθεί έντονα είναι η συμφωνία όσον αφορά στην ερμηνεία των εικόνων της ενδοσκοπικής κάψουλας μεταξύ διαφορετικών ερευνητών (interobserver agreement). Από τις έως σήμερα βιβλιογραφικές αναφορές, προκύπτει ότι υπάρχουν ελάχιστα ερευνητικά δεδομένα σχετικά με αυτό το θέμα.

Στην πρώτη πειραματική συγκριτική μελέτη χρήσης ενδοσκοπικής κάψουλας με την τεχνική push, που δοκιμάστηκε σε σκύλους, ο Appleyard και οι συνεργάτες του είχαν συρράψει μικρές χάντρες διαφορετικού χρώματος στο βλεννογόνο του λεπτού εντέρου σκύλων και εκτέλεσαν push εντεροσκόπηση και ενδοσκόπηση με video-κάψουλα, με τυχαία σειρά. Ο βαθμός συμφωνίας μεταξύ των δύο ανεξάρτητων παρατηρητών ως προς την ανάγνωση των χαντρών με την ενδοσκοπική κάψουλα ανερχόταν σε ποσοστό 92,2%[70].

Σε μία μεταγενέστερη μελέτη των Lai et al. 2006, μεταξύ τριών ανεξάρτητων ενδοσκόπων, ο καθένας από τους οποίους ειδικευόταν σε διαφορετικό αντικείμενο, δεν υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά ως προς την ανάγνωση και ερμηνεία των ευρημάτων τους, ενώ ο βαθμός συμφωνίας τους ήταν ικανοποιητικός ανεξάρτητα από τη φύση της αλλοίωσης ή την ένδειξη της εξέτασης[54].

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα μίας άλλης μελέτης των Mergener et al., 2003, δύο παρατηρητές, ο ένας εκπαιδευόμενος ενδοσκόπος και ο άλλος έμπειρος στις ενδοσκοπικές τεχνικές, επέδειξαν βαθμό συμφωνίας ως προς την αναγνώριση των παθολογικών ευρημάτων στο λεπτό έντερο 90% ενώ οι διαφορές τους δεν είχαν καμία επίπτωση στο θεραπευτικό σχήμα που ακολούθησαν οι ασθενείς. Ο μεγαλύτερος βαθμός ταύτισης μεταξύ των δύο παρατηρητών αφορούσε κυρίως τις φυσιολογικές εικόνες και εκείνες με διαγνωστικά παθολογικά ευρήματα ενώ αντίθετα οι εικόνες, των οποίων τα ευρήματα είχαν ασαφή ή και μηδενική κλινική σημασία είχαν τη μεγαλύτερη πιθανότητα να αποτελέσουν πηγή διαφωνίας μεταξύ τους[52].

Από την άλλη όμως, στη μελέτη των Lai et al., 2006, δύο ειδικευόμενοι ιατροί επέδειξαν σημαντικά χαμηλότερη διαγνωστική ακρίβεια στην ανάδειξη των βλαβών με τη μεγαλύτερη κλινική σημασία συγκριτικά με τον εμπειρογνώμονα στην ενδοσκοπική κάψουλα[54].

Από την πιο πρόσφατη μελέτη των Jang, 2010, και συνεργατών του, προκύπτει πως το ποσοστό συμφωνίας μεταξύ διαφορετικών παρατηρητών είναι μεγαλύτερο για τις ευμεγέθεις και πιο έντονες, επομένως πιο εύκολα ανιχνεύσιμες, αλλοιώσεις (όγκος,

ενεργός αιμορραγία, έλκος, στένωση αυλού) σε σύγκριση με τις μικρότερου μεγέθους και τις λιγότερο ειδικές (διαβρώσεις αγγειοδυσπλασίες, εγκόλπωμα). Επίσης, η συμφωνία ήταν μεγαλύτερη μεταξύ των ειδικών και έμπειρων στον τομέα της ενδοσκοπικής κάψουλας (μέσος δείκτης συμφωνίας $k: 0,61$) συγκριτικά με εκείνη μεταξύ άπειρων ενδοσκοπών καθώς και εκπαιδευόμενων στο αντικείμενο της ενδοσκοπικής κάψουλας (μέσος δείκτης συμφωνίας $k: 0,46$)[5].

3.12 Συμπεράσματα

Η διάγνωση με χρήση ενδοσκοπικής κάψουλας γίνεται από ιατρό γαστρεντερολόγο και ενέχει διαπιστωμένη δυσκολία ως προς την ανάγνωση και την ερμηνεία των ευρημάτων της και συχνά απαιτεί τη δεύτερη γνώμη ενός ειδικού, πέραν του γαστρεντερολόγου εξεταστή. Επίσης είναι διαπιστωμένο και αποδεκτό ότι το φάσμα των παθολογικών ευρημάτων στο λεπτό έντερο είναι ευρύ και τα ίδια τα ευρήματα χαρακτηρίζονται γενικά ως όχι τυπικά και παθογνωμονικά. Συνεπώς, ενώ η μέθοδος έχει αποδείξει τη μεγάλη συγκριτική της αξία, παραμένουν μεγάλα περιθώρια βελτίωσής της, σε πολλά επίπεδα και στάδια εφαρμογής της.

Σημαντικό ρόλο στην ακρίβεια της διάγνωσης και την ταχύτητα της ανάγνωσης των εικόνων του βίντεο έχει η εμπειρία του ιατρού. Στατιστικά, ένας ιδιαίτερα έμπειρος διαγνώστης ιατρός (που έχει διενεργήσει επιτυχώς περισσότερο από 1.000 ενδοσκοπικές πράξεις) χρειάζεται περίπου το $\frac{1}{3}$ του χρόνου που χρειάζεται ένας άπειρος, ενώ ένας μέσης εμπειρίας το $\frac{1}{2}$ του χρόνου. Συνεπώς, η εκμάθηση και εξάσκηση ενός άπειρου διαγνώστη θα μπορούσε να υποστηριχτεί αποτελεσματικά με κάποιας μορφής βοηθητικό λογισμικό αυτόματης διάγνωσης.

Οι εταιρείες κατασκευής ενδοσκοπικών καψουλών εξελίσσουν διαρκώς την τεχνολογία τους, χωρίς όμως ανάλογη εξέλιξη στο υποστηρικτικό λογισμικό ανάγνωσης και αυτόματης διάγνωσης με το οποίο τις συνοδεύουν κατά την αγορά τους. Θα μπορούσαμε να υποθέσουμε με σχετική ασφάλεια ότι οι λόγοι που υπαγορεύουν αυτή την υστέρηση στην ανάπτυξη του λογισμικού δεν έχουν τόσο σχέση με τις τεχνολογικές προκλήσεις των ίδιων των αλγορίθμων, όσο μάλλον με την οικονομική απόσβεση μιας τέτοιας μορφής επένδυσης, για την ώρα.

4 ΒΑΣΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Με τον όρο «εικόνα» δεν νοείται απλά η απεικόνιση μιας σκηνής, αλλά ένας τρόπος απεικόνισης σημαντικού όγκου πληροφοριών. Συνεπώς, ιατρικά δεδομένα (όπως για παράδειγμα μαγνητικές τομογραφίες ή υπερηχογραφήματα), διαστημικά δεδομένα και λοιπές μορφές επιστημονικών απεικονίσεων πληροφοριών, μπορούν να ψηφιοποιηθούν και να επεξεργαστούν ως ψηφιακές εικόνες. Ο τομέας της Ψηφιακής Επεξεργασίας εικόνας, αναπτύχθηκε με σκοπό την αντιμετώπιση των ακόλουθων κύριων προβλημάτων:

- Την ψηφιοποίηση και την κωδικοποίηση των εικόνων με στόχο την αποθήκευση και τη μετάδοσή τους.
- Την βελτιστοποίηση και την αποκατάσταση των εικόνων, με σκοπό την καλύτερη δυνατή απεικόνισή τους.
- Την τμηματοποίηση και την περιγραφή των εικόνων.
- Την ανάλυση και την κατανόηση του περιεχόμενου των εικόνων.

Τα προβλήματα που αντιμετωπίζει ο κλάδος της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας, αφορούν τόσο στην αξιοποίηση των μέσων όσο και στην κατανόηση των εικόνων, με σκοπό την κατά το δυνατόν πιο ακριβή προσομοίωση της ανθρώπινης όρασης. Υπό την έννοια αυτή η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας ταυτίζεται με θέματα μηχανικής όρασης (machine vision), αναγνώρισης προτύπων (pattern recognition) και τεχνητής νοημοσύνης (AI).

4.1 Τύποι ψηφιακών εικόνων

Η μετάβαση από τον αναλογικό χώρο στον ψηφιακό, απαιτεί τη μετατροπή των αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά. Συνεπώς, μια αναλογική εικόνα μεταφέρεται σε ψηφιακή μορφή με τη μορφή ενός διακριτού σήματος.

$$f(i, j) = \begin{bmatrix} f(1,1) & f(1,2) & \dots & f(1,y) & \dots & f(1,M) \\ f(1,1) & f(2,2) & \dots & f(2,y) & \dots & f(2,M) \\ \vdots & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ f(x,1) & f(x,2) & \dots & f(x,y) & \dots & f(x,M) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(N,1) & f(N,2) & \dots & f(N,y) & \dots & f(N,M) \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Μια ψηφιακή εικόνα μπορεί να χαρακτηριστεί ως:

- έντασης (intensity),
- Indexed,

- δυαδική (binary),
- αποχρώσεων του γκριζου (grayscale),
- έγχρωμη (color).

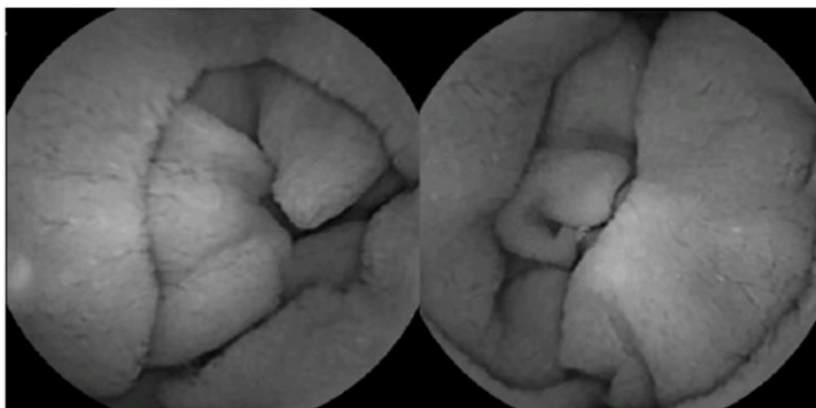
Μια **εικόνα έντασης** αποτελείται από ένα μοναδικό πίνακα δεδομένων, κάθε στοιχείο του που υποδηλώνει την ένταση του αντίστοιχου εικονοστοιχείου. Στο χώρο της ιατρικής απεικόνισης οι εικόνες με τις οποίες κυρίως εργαζόμαστε είναι τύπου έντασης.

Μία **δυαδική εικόνα** αποθηκεύεται ως ένας λογικός δυαδικός πίνακας. Κάθε στοιχείο του πίνακα λαμβάνει μία από δύο τιμές (δηλ. κάθε εικονοστοιχείο ενεργοποιείται ή απενεργοποιείται) και εκφράζεται από ένα byte.

4.1.1 Εικόνα σε τόνους ή αποχρώσεις του γκριζου (grayscale)

Μία ψηφιακή εικόνα αποχρώσεων του γκριζου, διαστάσεων $N \times M$, παριστάνεται από ένα διδιάστατο πίνακα ακέραιων αριθμών (βλ. Σχέση 4.1) $f(i, j)$, $i = 1, \dots, N$ και $j = 1, \dots, M$, όπου $0 \leq f(i, j) \leq G-1$. Το G ισούται με μία δύναμη του 2 (όπου η δύναμη είναι ο αριθμός των bit για να αποθηκευτεί η τιμή του κάθε εικονοστοιχείου) δηλαδή $G = 2^B$, με συνηθέστερη τιμή το $B=8$, που αντιστοιχεί σε $2^8=256$ αποχρώσεις του γκριζου. Η τιμή του κάθε στοιχείου του $f(i, j)$ είναι ανάλογη της φωτεινότητας της εικόνας στο εικονοστοιχείο (i, j) . Συνεπώς, ο πίνακας $f(i, j)$ είναι μια διακεκριμένη συνάρτηση που εκφράζει την ένταση της φωτεινότητας της εικόνας (light intensity function) σε κάθε εικονοστοιχείο (pixel). Η λέξη «pixel» προέρχεται από τη φράση «picture element». Μια grayscale εικόνα διαστάσεων $N \times M$ και πλήθους αποχρώσεων $G = 2^B$, απαιτεί $b = N \times M \times B$ bits για να αποθηκευτεί.

Η παράμετρος B καλείται και **βάθος χρώματος** και εκφράζει πόση χρωματική πληροφορία διαθέτει η εικόνα. Μεγαλύτερο βάθος χρώματος συνεπάγεται περισσότερες διαθέσιμες αποχρώσεις, που μεταφράζονται σε μεγαλύτερης ακρίβειας ψηφιακές εικόνες (Εικόνα 4.1).



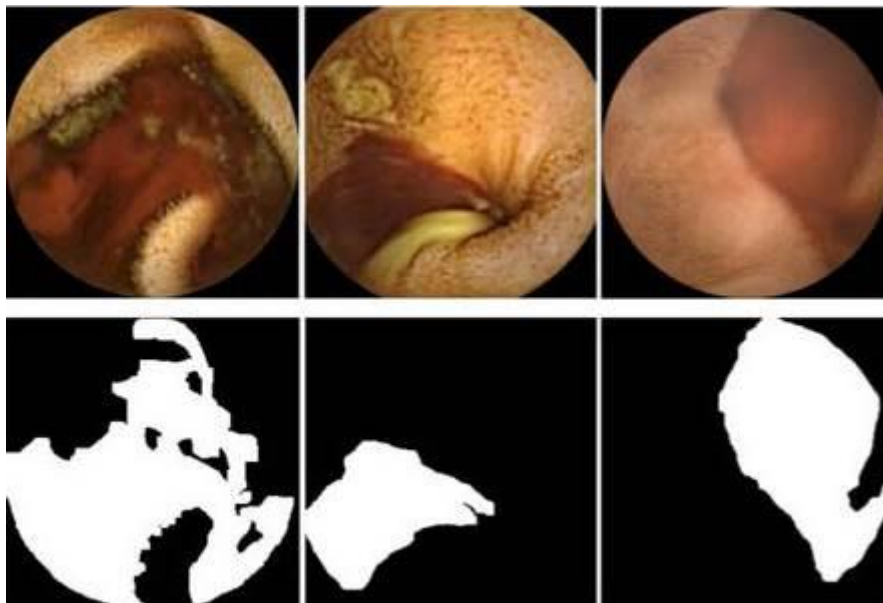
Εικόνα 4.1 Grayscale εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας όπως προκύπτουν στον προτεινόμενο αλγόριθμο.

4.1.2 Δυαδική (Binary) ψηφιακή εικόνα

Η απλούστερη μορφή εικόνας είναι η δυαδική. Μια δυαδική εικόνα διαθέτει μόνο δύο στάθμες φωτεινότητας που συνήθως αντιστοιχούν στο καθαρό μαύρο και στο καθαρό άσπρο χρώμα. Το μαύρο χρώμα συνήθως αντιστοιχεί στην τιμή 0 ενώ το άσπρο στην τιμή 1 ή (σε αντιστοιχία με τις grayscale 8-bit εικόνες) στην τιμή 255. Μια δυαδική εικόνα (βλ. Εικόνα 4.2 και Εικόνα 4.3) καταλαμβάνει μικρότερη μνήμη κατά την αποθήκευσή της απαιτεί προφανώς λιγότερη επεξεργαστική ισχύ κατά την επεξεργασία της, σε σχέση με τα άλλα πρότυπα. Σε δυαδική μορφή απεικονίζονται, συνήθως, σημαντικές πληροφορίες της εικόνας όπως το εμβαδόν, η μορφή και η θέση αντικειμένων.

[illegible]

Εικόνα 4.2 Τιμές των εικονοστοιχείων σε διαδική εικόνα.



Εικόνα 4.3 Εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας RGB (πάνω) και δυαδική μορφή αυτών (κάτω) όπως προκύπτουν στον προτεινόμενο αλγόριθμο.

4.1.3 Χρωματικά μοντέλα έγχρωμων ψηφιακών εικόνων

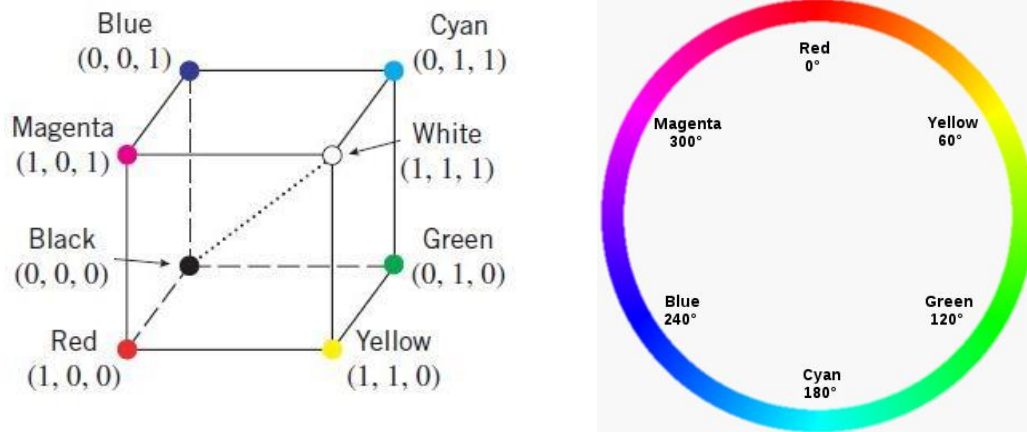
Οι εικόνες που λαμβάνουμε από τις ενδοσκοπικές κάψουλες ανήκουν κατά κανόνα στη συγκεκριμένη κατηγορία. Οι έγχρωμες ψηφιακές εικόνες μπορούν να θεωρηθούν ότι συντίθενται από τρεις επιμέρους εικόνες, κάθε μία από τις οποίες αντιστοιχεί σε μια χρωματική συνιστώσα. Δηλαδή, κάθε χρώμα ενός pixel της εικόνας χαρακτηρίζεται από τρεις τιμές. Ο ορισμός των χρωμάτων γίνεται με την χρήση χρωματικών μοντέλων. Ένα **χρωματικό μοντέλο** μπορεί να αναπαρασταθεί με ένα διάγραμμα στον τρισδιάστατο χώρο που ονομάζεται **χρωματικός χώρος**. Σε αυτόν το χώρο κάθε χρώμα αναπαρίσταται με ένα σημείο. Στην παρούσα εργασία γίνεται χρήση τριών χρωματικών μοντέλων: RGB, HSV και YCbCr για την εύρεση και απομόνωση αιμορραγίας, τα οποία και αναλύονται στη συνέχεια.

4.1.3.1 Χρωματικό μοντέλο RGB (Red, Green, Blue)

Το μοντέλο RGB είναι ένα αθροιστικό μοντέλο στο οποίο το κάθε χρώμα προκύπτει από τον συνδυασμό τριών προκαθορισμένων πρότυπων χρωμάτων. Οι εικόνες RGB είναι συνήθως 24-bit εικόνες, όταν οι τιμές των κόκκινων, πράσινων και μπλε παραμέτρων του κάθε pixel είναι 8 bits αντιστοίχως το κάθε ένα. Αυτό μας δίνει τη δυνατότητα απεικόνισης 16 εκατομμυρίων χρωμάτων. Για pixel 8-bit, οι τιμές των τριών παραμέτρων είναι:

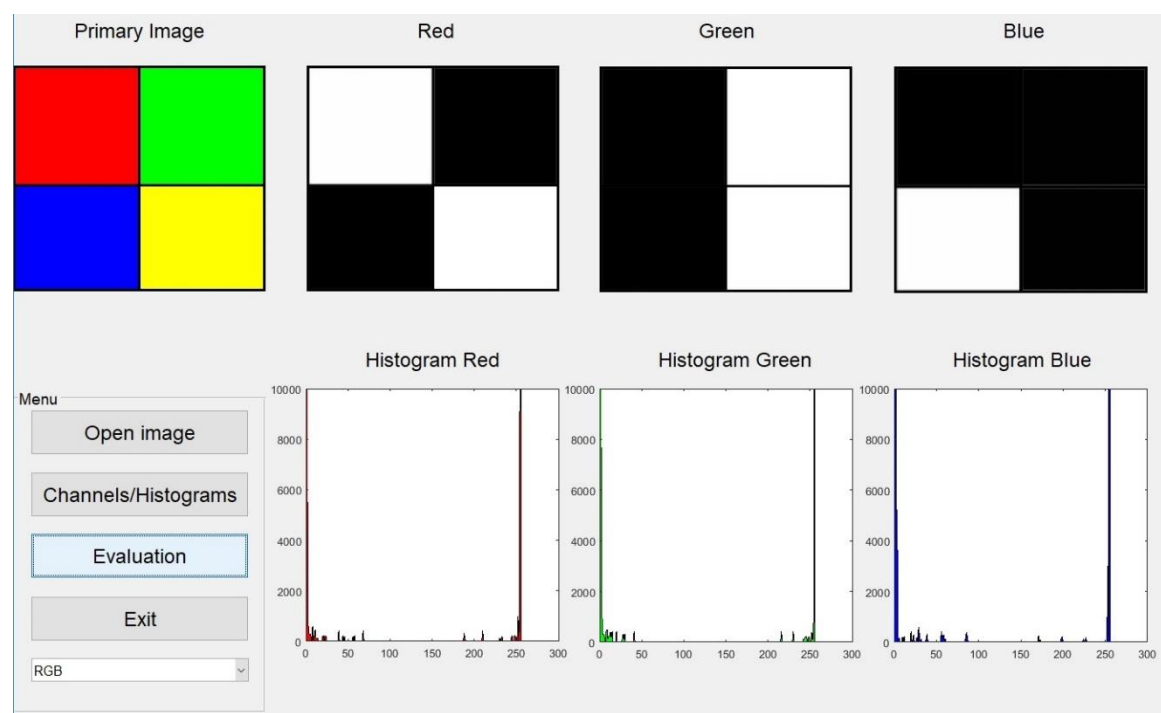
- το κόκκινο (R), με εύρος τιμών [0 – 255],
- το μπλε (B), με εύρος τιμών [0 – 255] και
- το πράσινο (G), με εύρος τιμών [0 – 255].

Με αυτά τα βασικά χρώματα το μοντέλο κωδικοποιεί όλα τα χρώματα που μπορούν να εμφανιστούν σε μία οθόνη. Το RGB μοντέλο μπορεί να παρασταθεί σαν τρισδιάστατο διάγραμμα ως ένας κύβος (Εικόνα 4.4) σε ένα καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων, όπου στις τρεις γωνίες του (πάνω στις ακμές / άξονες) βρίσκονται τα τρία βασικά χρώματα RGB. Αντίστοιχα, στις άλλες τρεις κορυφές βρίσκονται τα δευτερογενή χρώματα κυανό (cyan), ματζέντα ή ιώδες (magenta) και κίτρινο (yellow). Το μαύρο χρώμα βρίσκεται στην αρχή των αξόνων, έχοντας στην απέναντι διαγώνιό του το άσπρο χρώμα. Τα επίπεδα του γκριζου βρίσκονται πάνω στο ευθύγραμμο τμήμα που ξεκινάει από το μαύρο και εκτείνεται μέχρι το άσπρο χρώμα. Όλα τα υπόλοιπα χρώματα βρίσκονται μέσα ή πάνω στον κύβο[71, 72].



Εικόνα 4.4 Αριστερά, διάγραμμα χρωματικού χώρου του χρωματικού μοντέλου RGB. Δεξιά, ο τροχός χρωμάτων κατά το μοντέλο RGB.

Όπως μπορεί να φανεί στην Εικόνα 4.4, οι 0° στον τροχό χρώματος δεξιά αντιστοιχούν σε ένα κόκκινο χρώμα και οι 240° αντιστοιχούν σε ένα μπλε χρώμα. Στο MATLAB™, η απόχρωση ενός χρώματος κυμαίνεται από 0 έως 1 (οι οποίες αντιστοιχούν στο διάστημα 0° έως 360°).



Εικόνα 4.5 Παράδειγμα ανάλυσης πρότυπης εικόνας κατά το μοντέλο RGB.

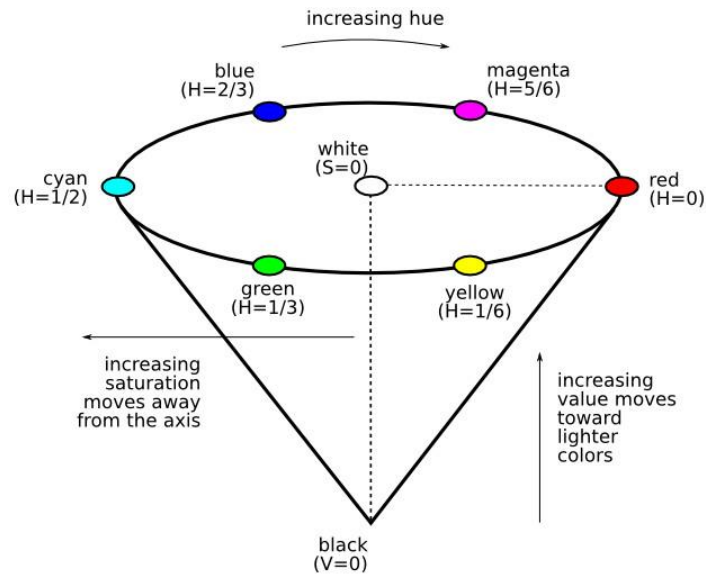
4.1.3.2 Χρωματικό μοντέλο HSV (Hue, Saturation, Value)

Το χρωματικό μοντέλο HSV (Hue, Saturation, Value) επινοήθηκε το 1978 από τον A. R. Smith. Είναι ένα ιδιαίτερα ενδιαφέρον μοντέλο, καθώς πλησιάζει αρκετά κοντά τον τρόπο με τον οποίο η ανθρώπινη όραση αντιλαμβάνεται τις ιδιότητες των χρωμάτων. Το κάθε χρώμα προκύπτει από τον συνδυασμό τριών συνιστωσών.

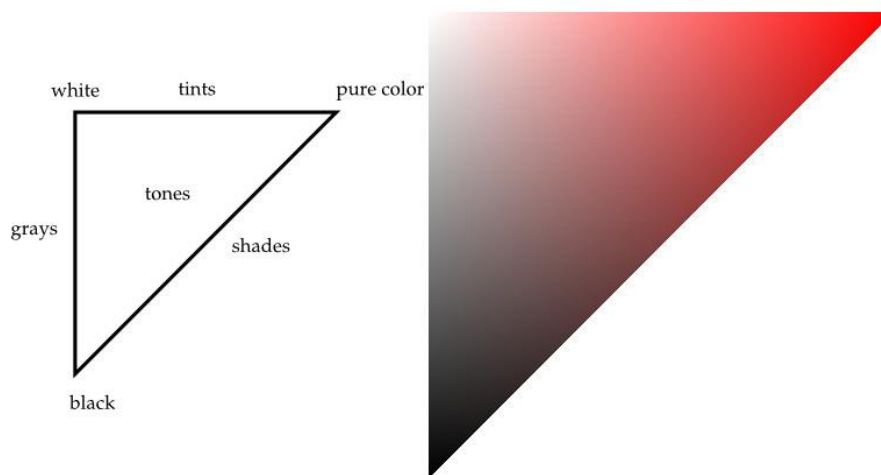
- Απόχρωση (Hue), η οποία μετατρέπει σε ποσοτική την ποιοτική εγγύτητα ομοιότητας του αναλυόμενου χρώματος με κάποιο κοντινό σε αυτό καθαρό χρώμα. Όλες οι αποχρώσεις, οι τόνοι και οι σκιές του π.χ. του κόκκινου χρώματος έχουν την ίδια απόχρωση. Οι αποχρώσεις (Hue) περιγράφονται με έναν αριθμό που καθορίζει τη θέση του αντίστοιχου καθαρού χρώματος σε έναν τροχό χρώματος, με εύρος τιμών $[0^\circ - 360^\circ]$ ή ως κλάσμα μεταξύ των τιμών 0 και 1. Η τιμή 0 αναφέρεται στο κόκκινο. Το $1/6$ αντιστοιχεί στο κίτρινο χρώμα και το $1/3$ στο πράσινο.
- Κορεσμός (Saturation), ο οποίος περιγράφει το πόσο κοντά στο καθαρό λευκό χρώμα είναι το αναλυόμενο χρώμα. Για παράδειγμα, ένα καθαρό κόκκινο θεωρείται πλήρως κορεσμένο (κορεσμός=1). Οι αποχρώσεις του κόκκινου χρώματος έχουν κορεσμό μικρότερο του 1 και το λευκό έχει κορεσμό=0.
- Τιμή (Value), η οποία ονομάζεται επίσης και φωτεινότητα και η οποία περιγράφει το πόσο σκοτεινό είναι ή αλλιώς το πόσο κοντά στο καθαρό μαύρο χρώμα είναι το αναλυόμενο χρώμα. Η τιμή 0 αναφέρεται στο καθαρό μαύρο.

Το διάγραμμα που φαίνεται στην Εικόνα 4.6 και ονομάζεται απλό μοντέλο hexcone του χρωματικού χώρου HSV, βοηθά να απεικονιστεί η σημασία των παραμέτρων Hue, Saturation και Value, όπως εξηγήθηκαν παραπάνω.

Να σημειωθεί ότι το τρίγωνο μεταξύ π.χ. του αναλυόμενου κόκκινου χρώματος, του καθαρού λευκού και του καθαρού μαύρου χρώματος ονομάζεται διάγραμμα Ostwald για τις ποικιλίες κόκκινου χρώματος και φαίνεται στην Εικόνα 4.7.



Εικόνα 4.6 Διάγραμμα επεξήγησης για το χρωματικό μοντέλο HSV, όπου τα H, S, V αντιστοιχούν σε Hue, Saturation και Value. Το τρίγωνο μεταξύ κόκκινου, λευκού και μαύρου είναι το διάγραμμα Ostwald για τις ποικιλίες κόκκινου χρώματος, όπως στην Εικόνα 4.7.

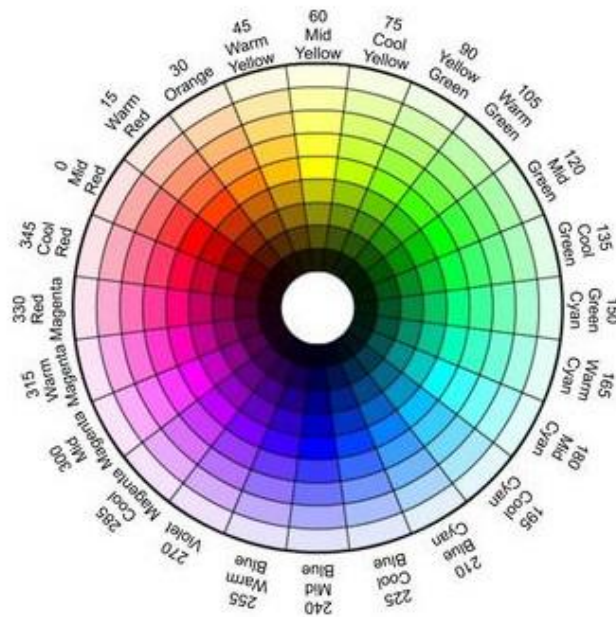


Εικόνα 4.7 Χρωματικό μοντέλο HSV. Το τρίγωνο μεταξύ κόκκινου, λευκού και μαύρου είναι το διάγραμμα Ostwald για τις διαβαθμίσεις π.χ. του κόκκινου χρώματος.

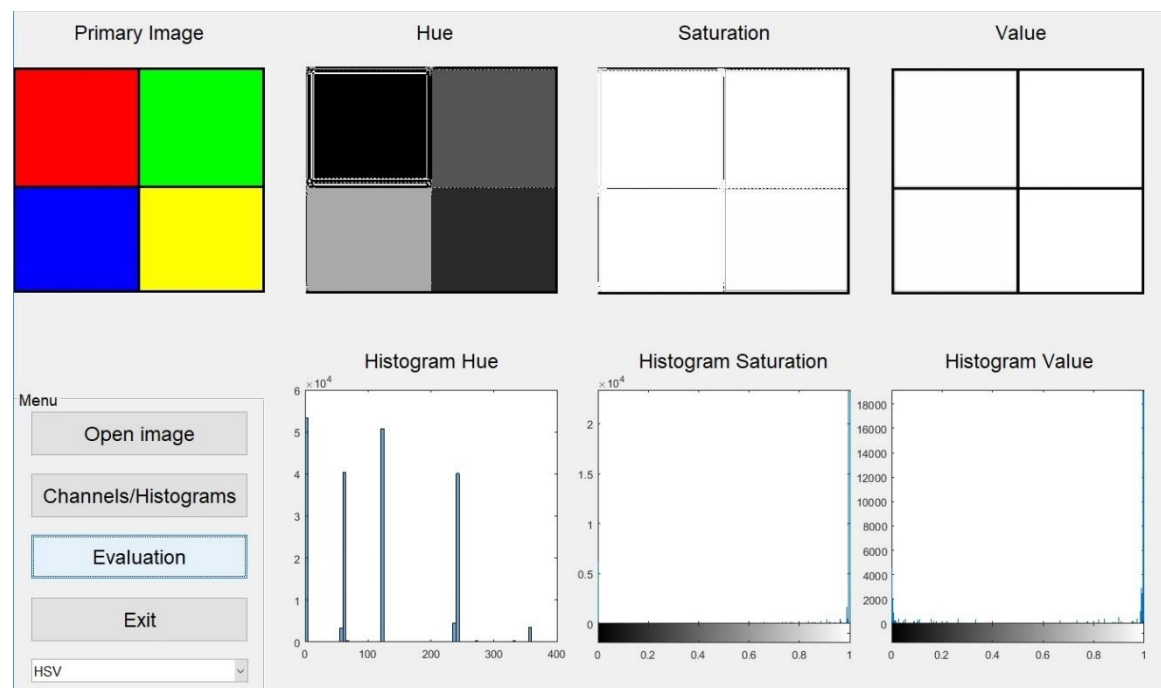
Η εξωτερική άκρη της κορυφής του κώνου είναι ο χρωματικός τροχός (Εικόνα 4.8), με όλα τα καθαρά χρώματα. Η παράμετρος H περιγράφει τη γωνία γύρω από τον τροχό.

Το S (κορεσμός) είναι μηδέν για οποιοδήποτε χρώμα πάνω στον άξονα του κώνου. Το κέντρο του κορυφαίου κύκλου αντιστοιχεί στο λευκό χρώμα. Μια αύξηση στην τιμή του S αντιστοιχεί σε κίνηση μακριά από τον άξονα.

Το V (τιμή ή φωτεινότητα) ισούται με μηδέν για το μαύρο χρώμα. Η αύξηση της τιμής του V αντιστοιχεί σε κίνηση μακριά από το καθαρό μαύρο χρώμα και προς την κορυφή του κώνου.



Εικόνα 4.8 Ο τροχός χρωμάτων στο μοντέλο HSV.



Εικόνα 4.9 Παράδειγμα ανάλυσης πρότυπης εικόνας κατά το μοντέλο HSV.

Η τριάδα τιμών των παραμέτρων H , S και V ορίζει μια τελικά μια συγκεκριμένη απόχρωση. Οι παρακάτω μαθηματικές σχέσεις χρησιμοποιούνται για την μετατροπή των παραμέτρων ενός χρώματος από το μοντέλο RGB στο μοντέλο HSV[71, 72]:

$$H = \begin{cases} \cos^{-1} \left(\frac{\frac{1}{2}[(R-G)+(R-B)]}{\sqrt{(R-G)^2 + (R-B)(G-R)}} \right), & \text{εάν } B \leq G \\ 360^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{\frac{1}{2}[(R-G)+(R-B)]}{\sqrt{(R-G)^2 + (R-B)(G-R)}} \right), & \text{εάν } B > G \end{cases} \quad (4.2)$$

$$S = \frac{(\max(R, G, B) - \min(R, G, B))}{\max(R, G, B)} \quad (4.3)$$

$$v = \frac{\max(R, G, B)}{255} \quad (4.4)$$

4.1.4 Χρωματικό μοντέλο YCbCr (Luma, Chroma Blue, Chroma Red)

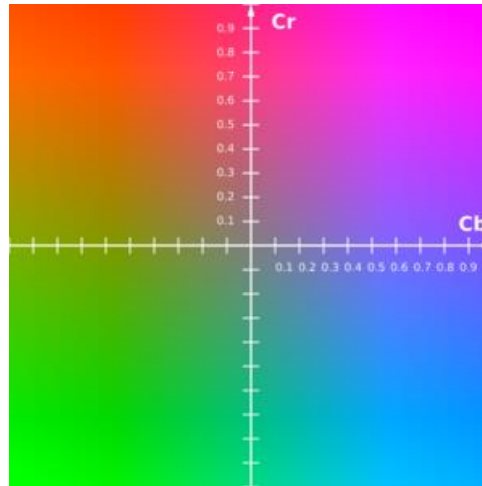
Το χρωματικό μοντέλο YCbCr δημιουργήθηκε για να καλύψει τις ανάγκες της ψηφιακής επεξεργασίας video. Αποτελεί ένα ψηφιακό μοντέλο χρωμάτων που χρησιμοποιείται κυρίως για την τηλεοπτική μετάδοση εικόνας. Το συγκεκριμένο μοντέλο δεν απεικονίζει τα χρώματα σύμφωνα με τον τρόπο που τα αντιλαμβάνονται τα ανθρώπινα αισθητήρια: Το κάθε χρώμα προκύπτει από συνδυασμό των ακόλουθων τριών παραμέτρων:

- Φωτεινότητα Y (Luma), με εύρος τιμών [16 – 235],
- Χρωματική διαφορά ως προς το μπλε (Cb), με εύρος τιμών [16 – 240] και
- Χρωματική διαφορά ως προς το κόκκινο (Cr), με εύρος τιμών [0° – 360°].

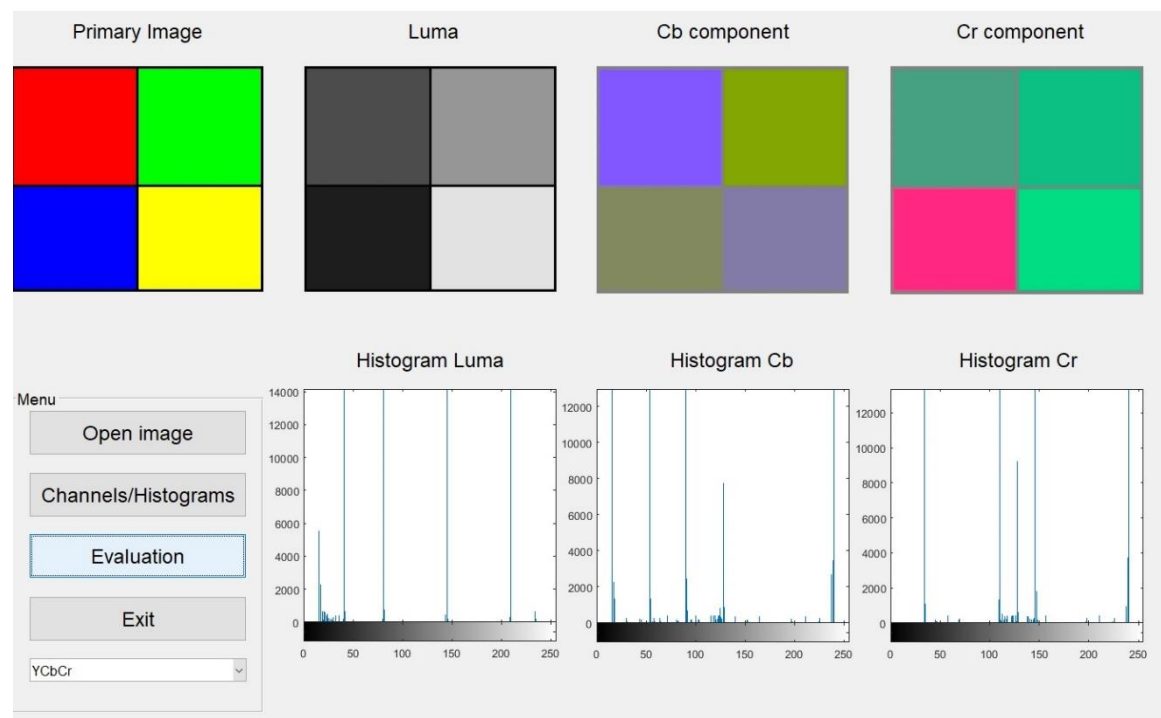
Όσον αφορά στα σύμβολα:

- Το Y εκφράζει τη φωτεινότητα (Luminance).
- Το Cb (Chroma Blue) εκφράζει τη χρωματική διαφορά ως προς το μπλε.
- Το Cr (Chroma Red) τη χρωματική διαφορά ως προς το κόκκινο.

Η χρήση αυτού του μοντέλου γίνεται επειδή η ανθρώπινη όραση είναι πολύ πιο ευαίσθητη στη φωτεινότητα μιας εικόνας παρά στα διαφορετικά χρώματα που την απαρτίζουν. Επίσης, διατηρείται και η συμβατότητα με παλαιότερα συστήματα τηλεόρασης, όπως οι ασπρόμαυρες τηλεοράσεις, όπου μετατρέπουν τα χρώματα σε τόνους του γκριζου και προβάλλουν μόνο τη φωτεινότητα.



Εικόνα 4.10 Διάγραμμα του χρωματικού μοντέλου YcbCr, για σταθερή φωτεινότητα Y=0,5.



Εικόνα 4.11 Παράδειγμα ανάλυσης πρότυπης εικόνας κατά το μοντέλο YcbCr.

Με χρήση της ακόλουθης σχέσης μπορούμε να μεταβούμε από το χρωματικό μοντέλο RGB στο YCbCr, όπου οι τιμές RGB θεωρούνται ότι ανήκουν στο διάστημα [0, 1][71, 72].

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 16 \\ 128 \\ 128 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 65,481 & 128,553 & 24,966 \\ -37,797 & -74,203 & 112 \\ 112 & -93,786 & -18,214 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

4.2 Ιστογράμμα ψηφιακής εικόνας

Το ιστόγραμμα μιας εικόνας αποτελεί με τη σειρά του ένα στατιστικό στοιχείο που δείχνει την κατανομή των τιμών έντασης των εικονοστοιχείων που την απαρτίζουν. Ένα ιστόγραμμα έντασης αντιπροσωπεύει τη συχνότητα εμφάνισης έντασης σε μια εικόνα. Για μια εικόνα με L δυνατά επίπεδα έντασης χρώματος στην περιοχή $[0, L-1]$, το ιστόγραμμα είναι ο αριθμός των εικονοστοιχείων στην εικόνα σε κάθε διαφορετικό επίπεδο έντασης χρώματος, που ορίζεται ως η διακριτή συνάρτηση:

Σύμφωνα με τα παραπάνω, το ιστόγραμμα μιας ψηφιακής εικόνας πίνακα τιμών διαστάσεων $N \times M$, με διακριτές αποχρώσεις του γκριζου στην περιοχή $[0, L-1]$, όπου L ακέραιος, μπορεί να προσδιοριστεί με την βοήθεια της σχέσης[72]:

$$h(r_k) = n_k \quad (4.6)$$

όπου:

r_k είναι ακέραιος και δηλώνει το $k^{\text{στο}}$ επίπεδο έντασης στην περιοχή $[0, L-1]$,

n_k είναι το πλήθος των εικονοστοιχείων της εικόνας που έχουν επίπεδο έντασης r_k ,

$L=2^B$ είναι τα διακριτά επίπεδα αποχρώσεων και

B είναι το βάθος των bit της εικόνας.

Για μια εικόνα που αποδίδεται με αποχρώσεις του γκριζου, η οποία εμφανίζει L διαφορετικές δυνατές εντάσεις, L αριθμοί θα εμφανίζονται στο ιστόγραμμά της, προκειμένου να αναλυθεί η κατανομή των εικονοστοιχείων μεταξύ αυτών των επιπέδων του γκριζου. Ένα παράδειγμα ιστογράμματος εικόνας με 8-bit pixel επιπέδων γκριζου διαθέτει 256 πιθανά επίπεδα έντασης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.12. Για μια έγχρωμη εικόνα μπορούν να ληφθούν τρία επιμέρους ιστογράμματα, το κόκκινο, το πράσινο και το μπλε.

Ένα ιστόγραμμα συνήθως κανονικοποιείται διαιρώντας όλα τα στοιχεία του $h(r_k)$ με το σύνολο του αριθμού των εικονοστοιχείων της εικόνας στην οποία αναφέρεται. Το $p(r_k)$ δίνει την πιθανότητα, ή αλλιώς τη συχνότητα εμφάνισης του επιπέδου έντασης r_k σε μια εικόνα.

$$p_{r_k} = \frac{h(r_k)}{n}, \quad k=0, 1, \dots, L-1 \quad (4.7)$$

όπου:

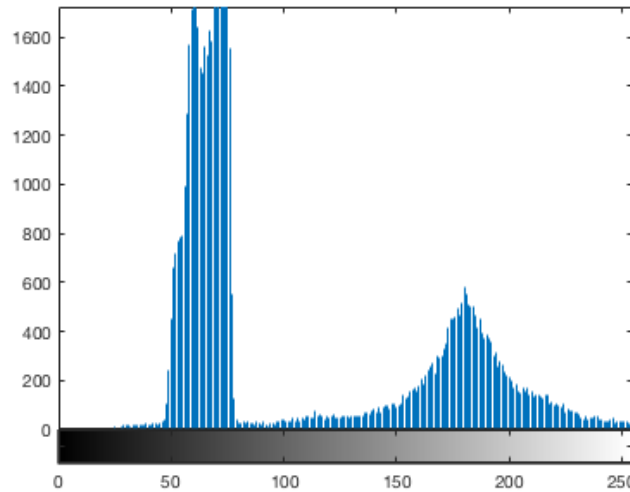
M, N , οι γραμμές και οι στήλες της διάστασης του πίνακα της εικόνας και

n το πλήθος των εικονοστοιχείων της εικόνας, όπως στην ακόλουθη σχέση:

$$n=N \times M = \sum_{k=0}^{L-1} h(r_k) \quad (4.8)$$

Το ιστόγραμμα παίζει βασικότατο ρόλο στην ψηφιακή επεξεργασία μιας εικόνας. Χρησιμοποιείται ευρέως σε πολλούς τομείς, όπως η ενίσχυση, η συμπίεση, η κατάτμηση και η περιγραφή εικόνων. Στην κατάτμηση εικόνας το ιστόγραμμα μπορεί π.χ. να χρησιμοποιηθεί για να αποφασίσει την τιμή του κατώτατου ορίου κατά τη μετατροπή της υπό εξέταση εικόνας, από κλίμακα του γκριζου σε δυαδική εικόνα, με τη μέθοδο του κατώτατου ορίου (Thresholding).

Οι αριθμοί bin είναι οι αριθμοί που αναπαριστούν τα διαστήματα έντασης που είναι επιθυμητό να χρησιμοποιεί το εργαλείο του ιστογράμματος για την μέτρηση των δεδομένων εισόδου στην ανάλυση δεδομένων (histogram bin).



Εικόνα 4.12 Ιστόγραμμα εικόνας grayscale. Διάγραμμα του $h(r_k)$, σε συνάρτηση με το r_k .

4.3 Φίλτρο Μεσαίας Τιμής (Median Filter)

Το φιλτράρισμα μιας εικόνας με ένα Φίλτρο Μεσαίας Τιμής είναι μια μη γραμμική τεχνική η οποία αναπτύχθηκε για την μείωση του θορύβου και την εξομάλυνση των ακμών σε ψηφιακές εικόνες. Δημιουργεί περιοχές με σχεδόν σταθερή ένταση. Για την εφαρμογή του φίλτρου median, καθορίζεται αρχικά η γειτονιά που θα χρησιμοποιηθεί και αυτό συνήθως γίνεται με τον καθορισμό της ακτίνας (απόστασης) από το εικονοστοιχείο αναφοράς. Έτσι, εάν η ακτίνα είναι ίση με 1, η γειτονιά καθορίζεται από ένα παράθυρο 3×3 , εάν η ακτίνα είναι ίση με 2, τότε λαμβάνεται ένα παράθυρο 5×5 , κ.ο.κ.. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις η τιμή του κεντρικού εικονοστοιχείου αντικαθίσταται με τη μεσαία τιμή της γειτονιάς. Στην περιοχή των ορίων της εικόνας η μεσαία τιμή προσδιορίζεται με χρήση μόνο των στοιχείων της γειτονιάς που αντιστοιχούν σε εικονοστοιχεία της εικόνας[72].

Η τιμή median ενός συνόλου A είναι ίση με τη μεσαία τιμή του συνόλου. Σε ένα σύνολο το οποίο παρουσιάζει περιττό αριθμό στοιχείων, ταξινομούνται τα στοιχεία του συνόλου κατά αύξουσα τιμή, οπότε το median του συνόλου ισούται με το μεσαίο στοιχείο. Στην περίπτωση που το σύνολο παρουσιάζει άρτιο αριθμό στοιχείων, ως median λαμβάνεται η μέση τιμή των δύο γειτονικών μεσαίων στοιχείων.

Συγκεκριμένα, έστω το σύνολο των εικονοστοιχείων (pixel) $A = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}$ με όλα τα στοιχεία a_n να ανήκουν στο R και να ισχύει ότι $a_1 \leq a_2 \leq \dots \leq a_n$. Τότε, το median του A δίνεται από τη σχέση:

$$\text{median}(A) = \begin{cases} a_{\frac{n}{2}}, & \text{εάν } n \text{ περιττός} \\ \frac{1}{2} \left(a_{\frac{n}{2}} + a_{\frac{n}{2}+1} \right), & \text{εάν } n \text{ άρτιος} \end{cases} \quad (4.9)$$

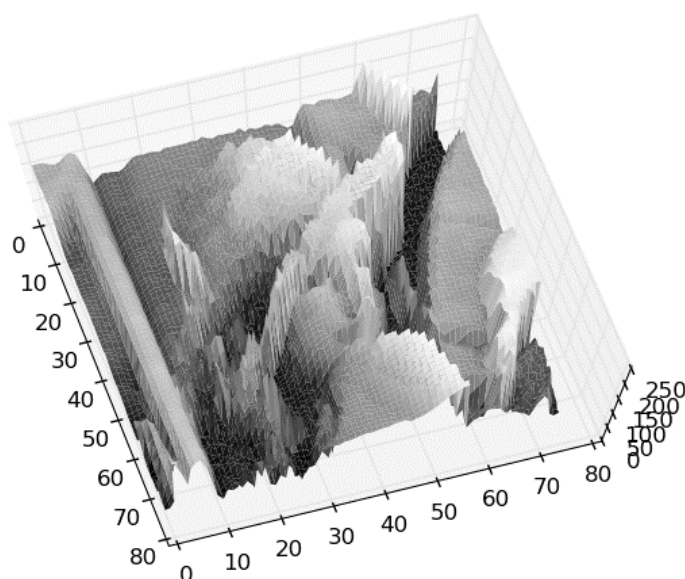
4.4 Μαθηματική μορφολογία

Το πεδίο της μαθηματικής μορφολογίας συμβάλλει στην επιστήμη της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων παρέχοντας το αναγκαίο θεωρητικό υπόβαθρο για την ανάπτυξη τελεστών (μορφολογικοί τελεστές) που μπορούν να χρησιμοποιηθούν κατά την διεξαγωγή της. Αυτοί οι μορφολογικοί τελεστές βασίζονται σε μερικές απλές μαθηματικές έννοιες από τη θεωρία των συνόλων. Καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα δυνατοτήτων και είναι ιδιαίτερα χρήσιμοι για την ανάλυση δυαδικών εικόνων (με συνηθισμένες εφαρμογές την ανίχνευση άκρων και ακμών, την αφαίρεση θορύβου, την ενίσχυση και την κατάτμηση εικόνας).

Δύο από τους βασικότερους τελεστές της μαθηματικής μορφολογίας είναι η Διάβρωση (Erosion) και η Διαστολή (Dilation). Και οι δύο λαμβάνουν ως είσοδό τους δύο στοιχεία δεδομένων: (α) μια εικόνα που πρόκειται να υποστεί Διάβρωση ή Διαστολή και (β) ένα δομικό στοιχείο, επίσης γνωστό και ως πυρήνας (kernel). Τα δύο δεδομένα εισόδου αντιμετωπίζονται ως αντιπροσωπευτικά σύνολα συντεταγμένων, με τρόπο που είναι ελαφρώς διαφορετικός για τις δυαδικές και για τις εικόνες με τόνους του γκριζου.

Σε μια δυαδική εικόνα, τα λευκά εικονοστοιχεία θεωρούνται συνήθως ότι αντιπροσωπεύουν τις περιοχές πάνω από το φόντο (προσκήνιο), ενώ τα μαύρα εικονοστοιχεία υποδηλώνουν το φόντο. Να σημειωθεί ότι σε ορισμένες εφαρμογές η σύμβαση αυτή αντιστρέφεται και έτσι είναι πολύ σημαντικό να γνωρίζουμε την επιλεγμένη σύμβαση, ανάλογα με την εφαρμογή που χρησιμοποιείται. Στη συνέχεια, το σύνολο των συντεταγμένων που αντιστοιχούν σε αυτήν την εικόνα αποτελεί απλά το σύνολο των δισδιάστατων Ευκλείδειων συντεταγμένων όλων των εικονοστοιχείων του προσκήνιου, με το αρχικό σημείο αναφοράς συνήθως να λαμβάνεται σε μία από τις γωνίες της, έτσι ώστε όλες οι συντεταγμένες να λαμβάνουν θετικές τιμές. Για μια εικόνα

σε κλίμακα του γκρίζου, η τιμή της έντασης θεωρείται ότι αντιπροσωπεύει το ύψος πάνω από ένα επίπεδο αναφοράς, έτσι ώστε η εικόνα να αντιπροσωπεύει μια επιφάνεια στον τρισδιάστατο Ευκλείδειο χώρο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.13.



Εικόνα 4.13 Παράδειγμα απεικόνισης τρισδιάστατης επιφάνειας που αντιστοιχεί σε μια αρχική εικόνα τόνων του γκρίζου.

Στη συνέχεια, το σύνολο των συντεταγμένων που σχετίζονται με αυτή την επιφάνεια θεωρείται ότι είναι απλά το σύνολο των τρισδιάστατων Ευκλείδειων συντεταγμένων, όλων των σημείων που εμπεριέχονται σε αυτή την επιφάνεια, καθώς και όλων των σημείων κάτω από την επιφάνεια αυτή, έως το επίπεδο αναφοράς. Προφανώς, ακόμα και όταν εξετάζουμε σημεία με μόνο ακέραιες συντεταγμένες, το πλήθος τους μπορεί εύκολα να γίνει πολύ μεγάλο, οπότε συνήθως χρησιμοποιούνται αλγόριθμοι που εξετάζουν υποσύνολα αυτών με αμελητέα στατιστική διαφοροποίηση. Επιπλέον, οι δυαδικές εικόνες μπορούν να θεωρηθούν ως μια ειδική περίπτωση εικόνων με τόνους του γκρίζου, στις οποίες η εικόνα εισόδου παρουσιάζει μόνο δύο επίπεδα γκρίζου που αντιστοιχούν στις τιμές 0 και 1.

Οι τελεστές διάβρωσης και Διαστολής πρακτικά μεταφέρουν τη θέση του δομικού στοιχείου ή πυρήνα σε διάφορα σημεία της υπό ανάλυση εικόνας εισόδου και εξετάζουν τη σχέση μεταξύ των συντεταγμένων του μεταφερμένου πυρήνα και των συντεταγμένων της εικόνας εισόδου. Για παράδειγμα, στην περίπτωση του τελεστή Διάβρωσης, το σύνολο συντεταγμένων εξόδου αποτελείται μόνο από εκείνα τα σημεία στα οποία μπορεί να μεταφερθεί η θέση του δομικού στοιχείου, δεδομένου ότι αυτό παραμένει πάντοτε «εντός» της αναλυόμενης εικόνας

Αξίζει να σημειωθεί ότι η Διάβρωση των εικονοστοιχείων του προσκηνίου είναι ισοδύναμη με τη Διαστολή των εικονοστοιχείων του φόντου μιας εικόνας.

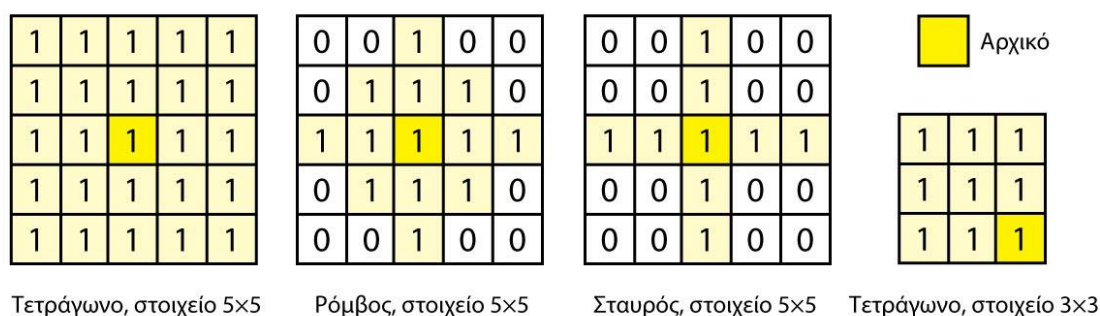
Σχεδόν όλοι οι υπόλοιποι τελεστές που μας παρέχει η θεωρία της μαθηματικής μορφολογίας μπορούν να οριστούν ως συνδυασμοί των τελεστών Διάβρωσης και Διαστολής, κάνοντας χρήση βασικών πράξεων της θεωρίας συνόλων, όπως η τομή και η ένωση. Μερικοί από τους πιο σημαντικούς είναι το Άνοιγμα (Opening), το Κλείσιμο (Closing).

4.4.1 Δομικό στοιχείο

Όπως είδαμε, στη θεωρία της μαθηματικής μορφολογίας είναι απαραίτητη η χρήση μιας πρότυπης μοναδιαίας δομής, η οποία ονομάζεται δομικό στοιχείο ή πυρήνας. Αυτό, κατά την εφαρμογή του εκάστοτε μορφολογικού τελεστή, μεταφέρεται σταδιακά σε όλες τις πιθανές θέσεις της αναλυόμενης εικόνας και συγκρίνεται με την αντίστοιχη γειτονιά εικονοστοιχείων αυτής. Ορισμένες λειτουργίες ελέγχουν αν το στοιχείο βρίσκεται μέσα στη γειτονιά, ενώ άλλες ελέγχουν αν την τέμνουν.

Η μορφολογική ανάλυση μιας δυαδικής εικόνας θα παράγει μια νέα δυαδική εικόνα στην οποία ένα εικονοστοιχείο έχει μη μηδενική τιμή μόνο εάν ο προαναφερθείς έλεγχος είναι επιτυχής σε αυτή τη θέση.

Το ίδιο το δομικό στοιχείο αποτελεί εξ' ορισμού μια μοναδιαία δυαδική εικόνα, δηλαδή μια μήτρα εικονοστοιχείων, όπου το καθένα από αυτά λαμβάνει τιμή 0 ή 1. Οι διαστάσεις της μήτρας καθορίζουν το μέγεθος του δομικού στοιχείου ενώ το μοτίβο που εμφανίζουν τα εικονοστοιχεία που την απαρτίζουν (τα 0 και τα 1) καθορίζει το εγγεγραμμένο στη μήτρα σχήμα του. Επιπλέον, πρέπει να ορίσουμε ένα από τα εικονοστοιχεία της μήτρας ως σημείο αναφοράς της (π.χ. το γεωμετρικό της κέντρο) χωρίς όμως να είναι υποχρεωτικό το σημείο αυτό να είναι ένα από τα εικονοστοιχεία στο εσωτερικό της (βλ. Εικόνα 4.14).



Εικόνα 4.14 Παραδείγματα απλών δομικών στοιχείων.

4.4.2 Διάβρωση (Erosion)

Η βασική επίδραση αυτού του μορφολογικού τελεστή έγκειται στο να «διαβρώνει» τα σύνορα της περιοχής των εικονοστοιχείων που βρίσκονται στο προσκήνιο μιας δυαδικής εικόνας (για παράδειγμα τα μαύρα pixels), όπως και να αφαιρεί τις μικρού

μεγέθους οπές («τρύπες») από τις μεγαλύτερες ομάδες (συγκεντρώσεις) ομοειδών εικονοστοιχείων.

Τα δύο στοιχεία δεδομένων που χρειάζεται ο τελεστής Διάβρωσης ως είσοδο είναι (α) η εικόνα που πρέπει να αναλυθεί και (β) το γνωστό πλέον μικρό σύνολο σημείων συντεταγμένων που ορίσαμε ως δομικό στοιχείο. Η μορφή του τελευταίου προφανώς καθορίζει και την ακριβή επίδραση του τελεστή στην εικόνα εισόδου.

Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή της Διάβρωσης για δυαδικές εικόνες παρουσιάζεται στη συνέχεια.

Ας υποθέσουμε ότι το X είναι το σύνολο όλων των Ευκλείδειων συντεταγμένων που αντιστοιχούν στα εικονοστοιχεία (συντεταγμένες) της δυαδικής εικόνας που επεξεργαζόμαστε, ενώ με k συμβολίζουμε το σύνολο των συντεταγμένων του δομικού στοιχείου, με k_x να δηλώνει την μετακίνηση του k ώστε το σημείο αναφοράς τους να είναι το x . Τότε, η Διάβρωση του x από το k θα είναι απλά το σύνολο όλων των σημείων x , έτσι ώστε το k_x να αποτελεί ένα υποσύνολο του x .

Σε περίπτωση που η αναλυόμενη εικόνα δεν είναι δυαδική αλλά δίνεται σε τόνους του γκριζου, η λειτουργία του τελεστή είναι πανομοιότυπη, εκτός από τον τρόπο με τον οποίο παράγεται το σύνολο των συντεταγμένων που σχετίζονται με την εικόνα εισόδου. Επιπλέον, αυτές οι συντεταγμένες είναι απαραίτητο να δοθούν στον τρισδιάστατο χώρο (και όχι στον δισδιάστατο που ήταν επαρκής για μια δυαδική εικόνα).

Η Διάβρωση μιας δυαδικής εικόνας f από ένα δομικό στοιχείο s (τη συμβολίζουμε με $f \ominus s$) παράγει μια νέα δυαδική εικόνα $g = f \ominus s$ με 1 σε όλες τις θέσεις (x, y) του σημείου αναφοράς του δομικού στοιχείου, στις οποίες το δομικό στοιχείο s ταιριάζει με την εικόνα εισόδου f , δηλαδή $g(x, y) = 1$ αν το s ταιριάζει με το f και $g(x, y) = 0$ σε αντίθετη περίπτωση, για όλες τις συντεταγμένες των εικονοστοιχείων (x, y) .

Η Διάβρωση με δομικά στοιχεία μικρών διαστάσεων (π.χ. 2×2 ή 5×5) συρρικνώνει την εικόνα εισόδου, απομακρύνοντας ένα στρώμα από εικονοστοιχεία. Μεγαλύτερα δομικά στοιχεία επιφέρουν περισσότερο δραστικές αλλαγές στην εικόνα εισόδου. Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του τελεστή Διάβρωσης με ένα μεγάλο δομικό στοιχείο είναι παρόμοιο με το αποτέλεσμα που προκύπτει από την επαναλαμβανόμενη εφαρμογή του τελεστή χρησιμοποιώντας ένα μικρότερο δομικό στοιχείο του ίδιου σχήματος, πολλές φορές.

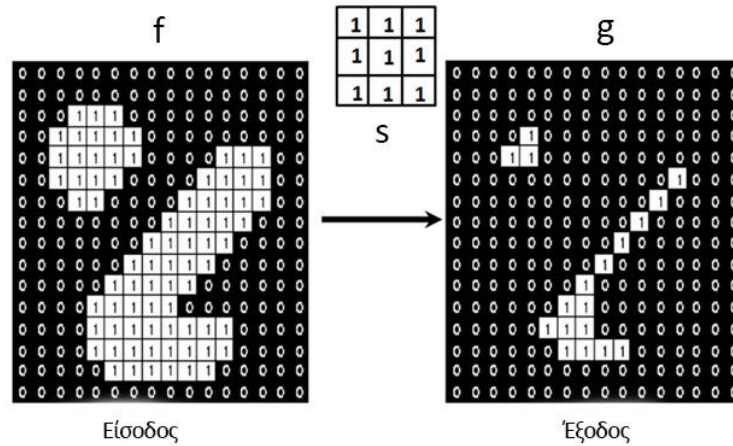
Η Διάβρωση επίσης αφαιρεί μικρής κλίμακας λεπτομέρειες από μια δυαδική εικόνα, αλλά ταυτόχρονα μειώνει το μέγεθος των περιοχών ενδιαφέροντος. Αφαιρώντας την τελική εικόνα εξόδου από την αρχική εικόνα εισόδου, τα όρια κάθε περιοχής μπορούν να βρεθούν ως: $b = f \ominus (f \ominus s)$, όπου f είναι μια εικόνα των επαναλήψεων, s είναι ένα δομικό στοιχείο μεγέθους π.χ. 3×3 και b είναι μια εικόνα των ορίων της περιοχής.

Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή της Διάβρωσης για δυαδικές εικόνες είναι ο εξής:

$$g=f \ominus s=\{z:g_z \subseteq f\} \quad (4.10)$$

$$g=(f \ominus s)(x,y)=\min_{(dx,dy) \in s} \{A(x+dx, y+dy)\} \quad (4.11)$$

έτσι ώστε το s μετασχηματίζεται από το z σε ένα υποσύνολο του f , με $z=(dx, dy)$. Τα f και s είναι δύο σύνολα ορισμένα στο χώρο $\mathbb{Z} \times \mathbb{Z}$.



Εικόνα 4.15 Παράδειγμα εφαρμογής του μορφολογικού τελεστή Διάβρωσης (Erosion) με χρήση ενός δομικού στοιχείου διαστάσεων 3×3.

4.4.3 Διαστολή (Dilation)

Το βασικό αποτέλεσμα του τελεστή Διαστολής σε μια δυαδική εικόνα είναι η σταδιακή μεγέθυνση των ορίων των περιοχών των εικονοστοιχείων του προσκηνίου (δηλαδή συνήθως λευκά εικονοστοιχεία). Συνεπώς, οι περιοχές των εικονοστοιχείων του προσκηνίου αυξάνονται σε μέγεθος ενώ οι οπές εντός αυτών των περιοχών γίνονται μικρότερες. Με τον τρόπο αυτόν αφαιρεί αντικείμενα, πολύ μικρού μεγέθους ή διαγράφει μικρά, στενά εξογκώματα αντικειμένων.

Τα δύο στοιχεία δεδομένων που χρειάζεται ο τελεστής Διαστολής ως είσοδο είναι (α) η εικόνα που πρέπει να αναλυθεί και (β) κατά τα γνωστά, ένα δομικό στοιχείο. Η μορφή του τελευταίου καθορίζει και την ακριβή επίδραση του τελεστή στην εικόνα εισόδου. Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή της Διαστολής για δυαδικές εικόνες παρουσιάζεται στη συνέχεια.

Ας υποθέσουμε ότι το X είναι το σύνολο όλων των Ευκλείδειων συντεταγμένων που αντιστοιχούν στα εικονοστοιχεία (συντεταγμένες) της δυαδικής εικόνας που επεξεργαζόμαστε, ενώ με k συμβολίζουμε το σύνολο των συντεταγμένων του δομικού στοιχείου, με k_x να δηλώνει την μετακίνηση του k ώστε το σημείο αναφοράς τους να είναι το x . Τότε, η Διαστολή του x από το k θα είναι το σύνολο όλων των σημείων x , έτσι ώστε η τομή μεταξύ του k_x και του x να είναι μη κενή.

Σε περίπτωση που η αναλυόμενη εικόνα δεν είναι δυαδική αλλά δίνεται σε τόνους του γκριζου, η λειτουργία του τελεστή είναι πανομοιότυπη, εκτός από τον τρόπο με τον οποίο παράγεται το σύνολο των συντεταγμένων που σχετίζονται με την εικόνα εισόδου. Επιπλέον, αυτές οι συντεταγμένες είναι απαραίτητο να δοθούν στον τρισδιάστατο χώρο (και όχι στον δισδιάστατο που ήταν επαρκής για μια δυαδική εικόνα).

Η Διαστολή μιας δυαδικής εικόνας f από ένα δομικό στοιχείο s (τη συμβολίζουμε με $f \oplus s$) παράγει μια νέα δυαδική εικόνα $g = f \oplus s$ με 1 σε όλες τις θέσεις (x, y) του σημείου αναφοράς του δομικού στοιχείου, στις οποίες το δομικό στοιχείο s ταιριάζει με την εικόνα εισόδου f , δηλαδή $g(x, y) = 1$ αν το s ταιριάζει με το f και $g(x, y) = 0$ σε αντίθετη περίπτωση, για όλες τις συντεταγμένες των εικονοστοιχείων (x, y) .

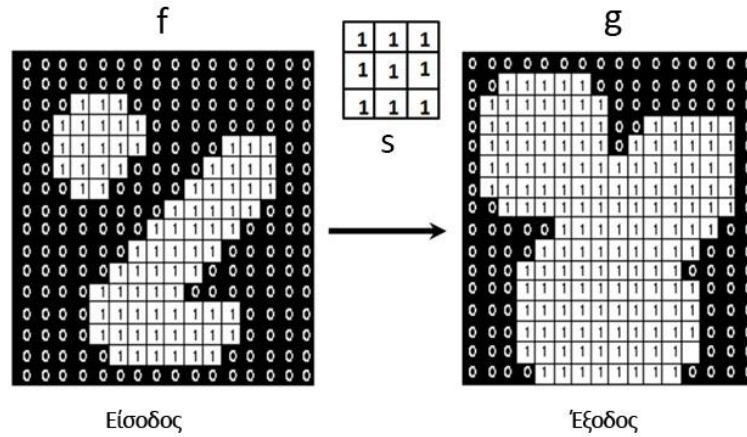
Ο τελεστής της Διαστολής έχει την αντίθετη επίδραση πάνω στην εικόνα εισόδου από εκείνον της Διάβρωσης: προσθέτει ένα στρώμα εικονοστοιχείων, τόσο στα εσωτερικά όσο και στα εξωτερικά σύνορα των μεγαλύτερων ομάδων (συγκεντρώσεων) ομοειδών εικονοστοιχείων. Οπές που περικλείονται από μια ενιαία περιοχή καθώς και κενά μεταξύ των περιοχών γίνονται μικρότερα, ενώ μικρές εσοχές στα όρια μιας ενιαίας περιοχής γεμίζονται και κλείνουν. Τα αποτελέσματα από την εφαρμογή του τελεστή Διαστολής, όπως και του τελεστή Διάβρωσης επηρεάζονται προφανώς από το μέγεθος και από το σχήμα του επιλεγθέντος δομικού στοιχείου.

Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή της Διαστολής για δυαδικές εικόνες είναι ο εξής:

$$g = f \oplus s = \{z: g_z \cap f \neq \emptyset\} \quad (4.12)$$

$$g = (f \oplus s)(x, y) = \max_{(dx, dy) \in s} \{A(x-dx, y-dy)\} \quad (4.13)$$

Εάν ένα δομικό στοιχείο παρουσιάζει την κατάλληλη συμμετρία, υπάρχει περίπτωση μετά την περιστροφή του να μη διαφέρει από το s . Εάν μια δυαδική εικόνα θεωρηθεί ότι είναι μια συλλογή συνδεδεμένων περιοχών εικονοστοιχείων που αντιστοιχούν στην τιμή 1 (προσκήνιο), πάνω σε ένα φόντο εικονοστοιχείων που αντιστοιχούν στην τιμή 0, τότε Διάβρωση είναι η προσαρμογή ενός δομικού στοιχείου σε αυτές τις περιοχές και Διαστολή είναι η προσαρμογή ενός δομικού στοιχείου (έχοντας κατά περίπτωση περιστροφή) στο παρασκήνιο, ακολουθούμενη από αντιστροφή του αποτελέσματος, σε σχέση με το αποτέλεσμα που επιφέρει ο τελεστής Διάβρωσης.



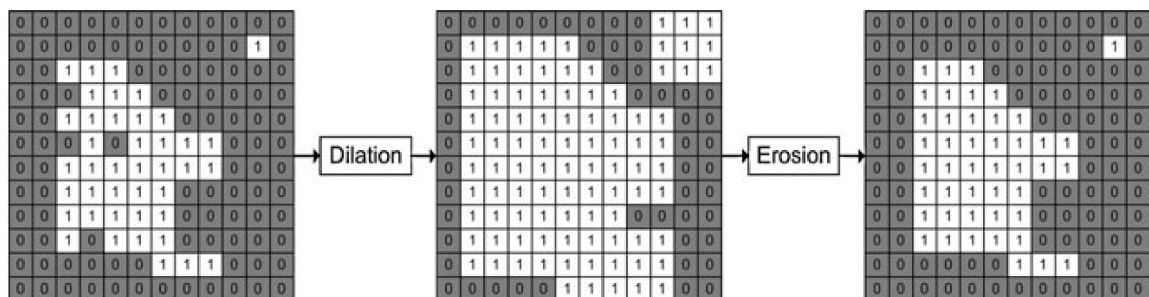
Εικόνα 4.16 Παράδειγμα εφαρμογής του μορφολογικού τελεστή Διαστολής (Dilation) με χρήση ενός δομικού στοιχείου διαστάσεων 3×3.

4.4.4 Κλείσιμο (Closing)

Πολλοί μορφολογικοί τελεστές αποτελούν στην πραγματικότητα ποικιλία συνδυασμών των τελεστών της Διάβρωσης και της Διαστολής. Ένας από τους σπουδαιότερους είναι ο τελεστής Κλείσιμο, που αποτελείται ουσιαστικά από τη διαδοχική εφαρμογή των τελεστών Διαστολής και Διάβρωσης. Η διαδικασία του τελεστή Κλείσιμο εξαλείφει όλες τις εσοχές των ομοειδών περιοχών εικονοστοιχείων, στις οποίες δεν μπορεί να εισέλθει το επιλεγμένο δομικό στοιχείο, ή αλλιώς μπορεί να γεμίσει τις οπές αυτών των περιοχών, χωρίς να αυξήσει το αρχικό μέγεθός τους. Η λείανση του περιγράμματος του σχήματος της εικόνας f , με τη βοήθεια του δομικού στοιχείου s και ταυτόχρονη αύξηση της επιφάνειάς του, αποτελεί τη διαδικασία Κλεισίματος και επιτυγχάνεται με εφαρμογή αρχικώς του τελεστή Διαστολής και στην συνέχεια του τελεστή Διάβρωσης.

Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή Κλείσιμο, για δυαδικές εικόνες, είναι ο ακόλουθος:

$$f \bullet s = (f \oplus s_{\text{rot}}) \ominus s_{\text{rot}} \quad (4.14)$$



Εικόνα 4.17 Παράδειγμα εφαρμογής του μορφολογικού τελεστή Κλείσιμο (Closing) με χρήση ενός δομικού στοιχείου διαστάσεων 3×3.

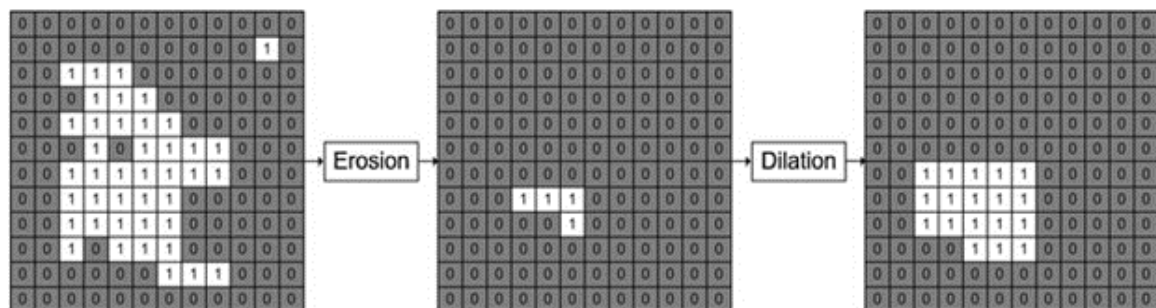
4.4.5 Άνοιγμα (Opening)

Ένας άλλος σπουδαίος μορφολογικός τελεστής που αποτελείται ουσιαστικά από τη διαδοχική εφαρμογή των τελεστών Διάβρωσης και Διαστολής, είναι ο τελεστής Άνοιγμα.

Η διαδικασία του τελεστή Άνοιγμα εξαλείφει όλες τις προεξοχές των ομοειδών περιοχών εικονοστοιχείων, στις οποίες δεν μπορεί να εισέλθει το επιλεγμένο δομικό στοιχείο.

Ο μαθηματικός ορισμός του μορφολογικού τελεστή Κλείσιμο, για δυαδικές εικόνες, είναι ο ακόλουθος:

$$f \circ s = (f \ominus s) \oplus s \quad (4.15)$$



Εικόνα 4.18 Παράδειγμα εφαρμογής του μορφολογικού τελεστή άνοιγμα (opening).

Με άλλα λόγια, το Κλείσιμο (ή Άνοιγμα) μιας δυαδικής εικόνας μπορεί να πραγματοποιηθεί λαμβάνοντας το συμπλήρωμα αυτής της εικόνας, εφαρμόζοντας Άνοιγμα (ή Κλείσιμο) με το επιλεγθέν δομικό στοιχείο λαμβάνοντας τελικά εκ νέου το συμπλήρωμα της νέας εικόνας.

4.5 Μάσκες

Τα φίλτρα που εφαρμόζονται πάνω στα εικονοστοιχεία μιας εικόνας, όπως γνωρίζουμε, χωρίζονται σε γραμμικά και μη γραμμικά. Είδαμε επίσης ότι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό που χρησιμοποιούμε στην ψηφιακή επεξεργασία εικόνας είναι η έννοια της συνδεσιμότητας, δηλαδή το να εξετάζουμε ποια εικονοστοιχεία «γειτονεύουν» με άλλα εικονοστοιχεία. Η εφαρμογή μορφολογικών τελεστών σε μία εικόνα βασίζεται σε αυτή την έννοια της «γειτονιάς». Δηλαδή η τιμή για κάθε εικονοστοιχείο στην αναλυόμενη εικόνα αντικαθίσταται με μία νέα τιμή, η οποία εξαρτάται μόνο από την τιμή των εικονοστοιχείων σε μία προκαθορισμένη γειτονιά, γύρω από το εικονοστοιχείο-στόχο. Η ιδέα είναι ότι μετακινούμε μία περιοχή ενδιαφέροντος ή μάσκα, πάνω από την αναλυόμενη εικόνα και ως αποτέλεσμα παίρνουμε μία νέα εικόνα στην οποία οι τιμές των εικονοστοιχείων έχουν τιμές που έχουν υπολογιστεί από την εφαρμογή αυτής της μάσκας. Γενικά, τα γραμμικά φίλτρα χρησιμοποιούν μία μάσκα

μεγέθους $N \times N$. Η επόμενη σχέση αποτελεί παράδειγμα μαθηματικής περιγραφής μίας μάσκας μεγέθους 3×3 .

$$\omega = \begin{bmatrix} \omega(-1,-1) & \omega(-1,0) & \omega(-1,1) \\ \omega(0,-1) & \omega(0,0) & \omega(0,1) \\ \omega(1,-1) & \omega(1,0) & \omega(1,1) \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

Η βασική προσέγγιση είναι να αθροιστούν τα γινόμενα μεταξύ των συντελεστών της μάσκας και των εντάσεων των εικονοστοιχείων που βρίσκονται κάτω από τη μάσκα, σε μία συγκεκριμένη θέση στην εικόνα. Αν το κέντρο της μάσκας βρίσκεται στη θέση (x, y) , η τιμή που έχει το εικονοστοιχείο της αρχικής εικόνας σε αυτή τη θέση, αντικαθίσταται από το προηγούμενο άθροισμα. Η μάσκα κατόπιν μετακινείται στο επόμενο εικονοστοιχείο και η διαδικασία επαναλαμβάνεται. Δηλαδή, αν θεωρήσουμε ως f την αρχική εικόνα και g την εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της μάσκας ω , θα έχουμε για κάθε εικονοστοιχείο (x, y) :

$$g(x,y) = \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 f(x-i, y-j) * \omega(i, j) \quad (4.17)$$

Για παράδειγμα, στην περίπτωση του γραμμικού φίλτρου μέσου όρου μεγέθους $N \times N$, ισχύει $\omega_{i,j} = 1/(N*N)$ δηλαδή, για το παράδειγμα της προηγούμενης μάσκας μεγέθους 3×3 θα είναι:

$$\omega = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Άρα, αντικαθιστούμε κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας με τον μέσο όρο των γειτονικών του εικονοστοιχείων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.19.

a	b	c	
d	e	f	
g	h	i	

$$\frac{1}{9} a+b+c+d+e+f+g+h+i$$

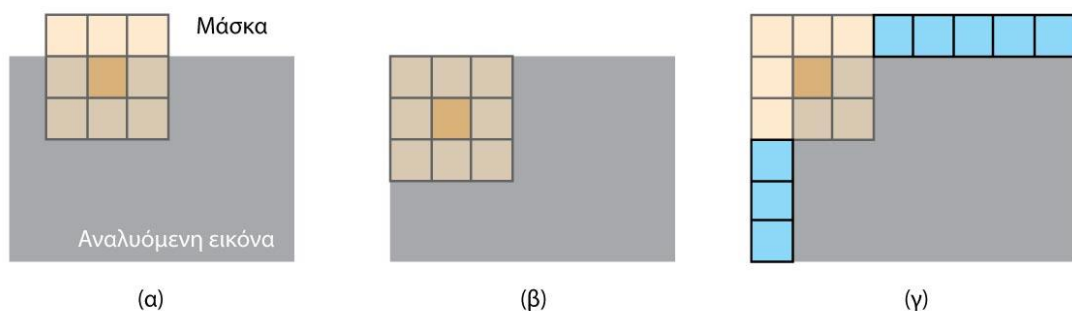
Εικόνα 4.19 Παράδειγμα εφαρμογής μάσκας 3×3 .

Τα μη γραμμικά φίλτρα εφαρμόζονται στην εικόνα με τον ίδιο τρόπο που εφαρμόζονται τα γραμμικά, με μόνη διαφορά ότι η τιμή για κάθε εικονοστοιχείο είναι ένας μη γραμμικός συνδυασμός των γειτονικών εικονοστοιχείων.

Αξίζει να σημειωθεί ότι πάντα πρέπει να παρθεί μια απόφαση που αφορά τα άκρα (όρια) της υπό ανάλυση εικόνας, εκεί όπου ένα μέρος της μάσκας θα βρεθεί κατά τη διαδικασία μετακίνησής της έξω από τα όρια της εικόνας όπως δείχνει η Εικόνα 4.20(α). Δύο διαφορετικές τεχνικές χρησιμοποιούνται για την επίλυση αυτού του προβλήματος.

Η πρώτη τεχνική (βλ. Εικόνα 4.20(β)) αγνοεί τα άκρα και εφαρμόζει τη μάσκα εσωτερικά στην εικόνα, οπότε η μάσκα δεν εφαρμόζεται στα άκρα της εικόνας και συνακόλουθα λαμβάνουμε ως έξοδο μία εικόνα μικρότερη σε μέγεθος από την αρχική. Προφανώς το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι χάνεται πληροφορία, ειδικά όταν η μάσκα έχει μεγάλο μέγεθος συγκριτικά με την εξεταζόμενη εικόνα.

Η δεύτερη τεχνική (βλ. Εικόνα 4.20(γ)) γεμίζει με μηδενικά εικονοστοιχεία την περιοχή στην οποία η μάσκα και η εικόνα δε συμπίπτουν, επιστρέφοντας μία εικόνα που έχει ίδιο μέγεθος με την αρχική, αλλά μπορεί να μην έχει επιθυμητό αποτέλεσμα στα άκρα της.



Εικόνα 4.20 Παράδειγμα (α) εικονικής εφαρμογής μάσκας 3×3 σε εικόνα, με δύο τεχνικές εφαρμογής της στα άκρα της εικόνας, εφαρμογή μόνο στο εσωτερικό της εικόνας (β) ή εφαρμογή με υπερκερασμό και γέμισμα με μηδενικά εικονοστοιχεία στα όρια της εικόνας (γ).

4.6 Τμηματοποίηση εικόνας (Image Segmentantion)

Ως κατάτμηση ή τμηματοποίηση, ορίζεται η διαδικασία διαχωρισμού μιας εικόνας σε κατάλληλες περιοχές, με βάση ένα δεδομένο κριτήριο. Για την κατάτμηση των εικόνων έχει αναπτυχθεί πληθώρα τεχνικών, δεν υπάρχει όμως γενική μέθοδος και σταθερές προδιαγραφές, που να καθορίζουν την ποιότητα και την αποτελεσματικότητα των τεχνικών αυτών. Ανάλογα με την εφαρμογή πρέπει να επιλέγεται και η κατάλληλη τεχνική τμηματοποίησης. Ο Haralick και ο Shapiro[73] πρότειναν ότι για να είναι αποδοτική μια μέθοδος τμηματοποίησης πρέπει:

- Οι περιοχές που διαχωρίζει να είναι ομοιόμορφες και ομογενείς σε σχέση με κάποιο χαρακτηριστικό, όπως για παράδειγμα τα επίπεδα του γκριζου .
- Το εσωτερικό των περιοχών πρέπει να είναι ομογενές, χωρίς για παράδειγμα πολλές μικρές οπές.

- Οι γειτονικές περιοχές πρέπει να έχουν σαφέστατα διαφορετικές τιμές για το χαρακτηριστικό με βάση το οποίο έγινε ο διαχωρισμός.
- Τα όρια των περιοχών πρέπει να είναι ομαλά και ακριβή.

Άλλα παραδείγματα μεθόδων τμηματοποίησης εικόνας αποτελούν:

- Η τεχνική εξισορρόπησης ιστογράμματος (histogram equalization), η οποία μετασχηματίζει τις γκρίζες φωτεινότητες μιας εικόνας έτσι ώστε αυτές να κατανέμονται ομοιόμορφα σε όλη την κλίμακα των φωτεινότητων.
- Η μέθοδος του Otsu η οποία προτάθηκε το 1979 και αποτελεί μια από τις καλύτερες τεχνικές εύρεσης κατωφλίου. Το κριτήριο που χρησιμοποιείται στη μέθοδο Otsu για τον προσδιορισμό του βέλτιστου κατωφλίου είναι η μεγιστοποίηση της διαχωριστικότητας μεταξύ των σκοτεινών και των φωτεινών περιοχών.
- Ο αλγόριθμος μετατόπισης της μέσης τιμής (mean-shift), ο οποίος είναι ένας μη παραμετρικός και επαναληπτικός αλγόριθμος ταξινόμησης. Η βασική του ιδέα είναι η μετατόπιση κάθε σημείου στη μέση τιμή μιας γειτονιάς.
- Η μέθοδος τμηματοποίησης με σύγκριση προτύπων, η οποία βασίζεται στην ανίχνευση με σύγκριση ενός εκ των προτέρων γνωστού προτύπου. Όταν το αντικείμενο προσδιοριστεί, μπορεί να αφαιρεθεί από την εικόνα οπότε η αρχική μας εικόνα διασπάται σε δύο, μία που περιέχει το ευρεθέν πρότυπο και μια άλλη με την υπόλοιπη εικόνα.



Εικόνα 4.21 Εφαρμογή τμηματοποίησης εικόνας σε εικόνα ενδοσκοπικής κάψουλας, όπως προκύπτει με χρήση του προτεινόμενου αλγορίθμου.

5 ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΥ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΩΝ ΑΠΟ ΒΙΝΤΕΟ

ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗΣ ΚΑΨΟΥΛΑΣ

5.1 Εισαγωγή

Παρατηρώντας τις εικόνες αιμορραγικών περιοχών, το ενδιαφέρον του διαγνώστη εστιάζεται στο να ξεχωρίσει τις περιοχές με αίμα, με σπουδαιότερο κριτήριο το διαφορετικό χρώμα που παρουσιάζει συνήθως η αιμορραγία. Υπό αυτή την οπτική, το προσκήνιο της εικόνας αποτελούν οι περιοχές με αίμα, που εμφανίζονται σε αποχρώσεις του κόκκινου, ενώ το παρασκήνιο (φόντο) οι περιοχές χωρίς αίμα που περιέχουν επίσης διαφορετικές αποχρώσεις κόκκινου. Η φύση λοιπόν του προβλήματος των αιμορραγιών μας οδηγεί να επιλέξουμε τις ιδιότητες του χρώματος σαν σημαντικό χαρακτηριστικό για την διάγνωση των αιμορραγικών εικόνων καθώς και για τον εντοπισμό και την οριοθέτηση των αιμορραγικών ζωνών πάνω σε μια διαγνωσμένη εικόνα. Παρόλο που το πρόβλημα φαίνεται απλό δεν είναι λόγω των διαφορετικών αποχρώσεων του κόκκινου των αιμορραγιών και του τυχαίου σχήματός τους. Στις εικόνες των έγχρωμων ιστογραμμάτων των εικόνων από ενδοσκοπική κάψουλα φαίνεται ότι η κατανομή των αποχρώσεων του κόκκινου χρώματος του αίματος βρίσκεται μέσα στο εύρος της κατανομής του παρασκήνιου της εικόνας με αποτέλεσμα να μην μπορεί εξαχθούν οι τιμές των κατωφλίων αίματος από το ιστόγραμμα της έγχρωμης εικόνας. Η παρατήρηση διαγνωσμένων εικόνων μας οδήγησε στο να αποφασίσουμε να υπολογίσουμε με πειραματικό τρόπο την ένταση των χρωμάτων των αιμορραγιών ώστε οι τιμές αυτές να χρησιμοποιηθούν για την δημιουργία ενός χρωματολογίου αναφοράς αιμορραγιών, τέτοιο ώστε να είναι ανεξάρτητο από την περίπτωση του εξεταζόμενου ασθενή. Αυτό το αποτέλεσμα εξασφαλίζεται αν το χρωματολόγιο εξαχθεί από πάρα πολύ μεγάλη βάση δεδομένων, όπως και έγινε.

5.2 Φάσεις και μεθοδολογία εργασιών

Οι φάσεις εργασιών της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκαν για την ανάπτυξη και επικύρωση των αλγορίθμων παρουσιάζονται στη συνέχεια:

5.2.1 Φάση 1: Εξεύρεση δεδομένων

Λόγω του ότι στα βίντεο οι υγιείς εικόνες είναι εξαιρετικά περισσότερες των αιμορραγικών, για παράδειγμα σε αναλογία τουλάχιστον 1000:1, αυτά τα δεδομένα ονομάζονται «μη ζυγισμένα» (unbalanced), κρίθηκε να χρησιμοποιηθούν τα βίντεο με διαγνωσμένη αιμορραγία και για την μελέτη των υγείων περιπτώσεων. Έγινε συλλογή

138 βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας με διαγνωσμένη αιμορραγία, από τις Πανεπιστημιακές Κλινικές:

1. Γαστρεντερολογική Κλινική της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Γ.Ν. Αθηνών «Λαϊκό».
2. Β' Χειρουργική Κλινική, Μονάδα Θεραπευτικής Ενδοσκόπησης, του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Νοσοκομείο «Αρεταίειο».
3. Γαστρεντερολογικό Τμήμα Β' Προπαιδευτικής Παθολογικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Νοσοκομείο «Αττικόν».
4. Γαστρεντερολογικό Τμήμα Β' Παθολογικής Κλινικής Αριστοτέλειου Παν/μίου Θεσσαλονίκης στο Νοσοκομείο «Ιπποκράτειο».

Καθώς και από την ιδιωτική Κλινική «EUROMEDICA», Γενική Κλινική Θεσσαλονίκης.

Τα βίντεο μοιράζονται σε δύο σύνολα, των 99 και 39: το Set 1={99} και το Set2={39}. Το Set 1={99} χρησιμοποιήθηκε για να εξαχθούν οι τιμές των κατωφλίων των αιμορραγικών περιοχών, να επικυρωθούν και να ρυθμιστούν οι προτεινόμενοι αλγόριθμοι, ενώ το Set2={39} για να επαληθευτούν οι αλγόριθμοι. Οι εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν για τους πειραματισμούς είχαν ανάλυση 576×576, όπως εξήχθησαν από το λογισμικό του κατασκευαστή της κάψουλας. Πρέπει να σημειώσουμε ότι η ανάλυση της αρχικής εικόνας που προσλαμβάνει ο οπτικός αισθητήρας της κάψουλας είναι 250×250.

Η επαύξηση της ανάλυσης της αρχικής εικόνας που καταρχήν αποτυπώνει το ηλεκτρονικό κύκλωμα της κάψουλας αποτελεί ενεργό πεδίο έρευνας από παλιά[74]. Επι του παρόντος, οι εμπορικές κάψουλες (δηλαδή το λογισμικό στο οποίο μεταφορτώνονται οι εικόνες και το οποίο τις επεξεργάζεται στη συνέχεια) εφαρμόζουν περιορισμένης κλίμακας αύξηση της ανάλυσης (moderate upscaling) προκειμένου να βελτιώσουν την ανάλυση των εικόνων που αναλύονται, ενώ ολοένα νεότερες τεχνολογίες επιτρέπουν την αποτύπωση εικόνων που από την αρχική τους σύλληψη διαθέτουν όλο και υψηλότερη ανάλυση.

5.2.2 Φάση 2: Διάγνωση των δεδομένων.

Με το πρόγραμμα αυτόματης διάγνωσης του εμπορικού λογισμικού (SBI™) που χρησιμοποιείται στις Κλινικές, έγινε διάγνωση των αιμορραγικών εικόνων και των αιμορραγικών ζωνών της κάθε εικόνας από τα 137 βίντεο. Ακολούθησε η επαλήθευση των αυτόματων διαγνώσεων από έμπειρο ιατρό και συγχρόνως σημειώθηκαν πάνω στις εικόνες οι αιμορραγικές ζώνες.

5.2.3 Φάση 3: Ανάπτυξη κώδικα και GUI στο MATLAB®

Η τρίτη Φάση αφορά στην ανάπτυξη κώδικα και στην κατασκευή ενός πρωτότυπου γραφικού περιβάλλοντος (GUI), με τα εργαλεία του περιβάλλοντος MATLAB®, προκειμένου να προχωρήσουμε στην ανάγνωση και στις δοκιμές επεξεργασίας των εικόνων από βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας.

Λόγω του μεγάλου πλήθους των προβλεπόμενων πειραματισμών, όσον αφορά τόσο στο πλήθος των εικόνων όσο και στα υπό διερεύνηση διαφορετικά σενάρια επεξεργασίας τους, χρειάζεται ιδιαίτερα μεθοδικός τρόπος εργασιών. Για αυτό γράφτηκε κώδικας ανάγνωσης των εικόνων από βίντεο και αναπτύχθηκε κατάλληλο GUI με σκοπό την τυποποιημένη διαδικασία ανάγνωσης, τον εργονομικό τρόπο εμφάνισης στην οθόνη των υπό μελέτη εικόνων προκειμένου να είναι δυνατή η εποπτική σύγκριση πριν και μετά την κάθε επεξεργασία, την εύκολη αποθήκευση τιμών και εικόνων.

5.2.4 Φάση 4: Πειραματική εξαγωγή και επικύρωση χρωματολογίου αιμορραγιών.

Αρχικά έγινε εκτενής μελέτη δοκιμών υπολογισμού διαφορετικού τύπου ιστογραμμάτων των εικόνων με και χωρίς αιμορραγία. Για τις ίδιες εικόνες υπολογίστηκαν τα ιστογράμματα όλων των επιπέδων έντασης των παραμέτρων του κάθε χρωματικού μοντέλου, καθώς και τα ιστογράμματα διάφορων υποσυνόλων επιπέδων έντασης (histogram bin). Από την παρατήρηση των ιστογραμμάτων αποφασίστηκε ότι για μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα, το χρωματολόγιο να εξαχθεί αφενός από τις τιμές όλων των αποχρώσεων που δίνουν δυνατότητα τα 8 bit, 256bin, και αφετέρου οι τιμές των αποχρώσεων να υπολογίζονται από μονά εικονοστοιχεία και όχι ομάδων εικονοστοιχείων.

Από το πλήθος των βίντεο του Set1, αποδείχτηκε ότι τα 20 βίντεο είναι ικανοποιητικός αριθμός για την εξαγωγή τιμών παραμέτρων του χρωματολογίου αίματος αιμορραγιών. Από διαφορετικές εικόνες με διαγνωσμένη ζώνη αιμορραγίας, μέσω της ανάλυσης της οθόνης, επιλέχθηκαν εικονοστοιχεία αιμορραγιών, των οποίων μετρήθηκαν μέσω MATLAB® οι τιμές των παραμέτρων χρώματος αιμορραγίας στα τρία χρωματικά μοντέλα, RGB, HSV, YCbCr. Οι τιμές των παραμέτρων αυτών επικυρώθηκαν εφαρμόζοντάς της σε ένα διαφορετικό υποσύνολο 10 βίντεο του Set1, με σκοπό τον εντοπισμό και την μέτρηση της συγκέντρωσης των εικονοστοιχείων αιμορραγίας (δηλ. το ποσοστό κάλυψης της κάθε διαγνωσμένης ζώνης αιμορραγίας). Η διαδικασία της επικύρωσης επαναλήφθηκε μέχρι οι τιμές του χρωματολογίου να ρυθμιστούν ώστε να καλύπτεται το 100% των ζωνών αιμορραγίας.

5.2.5 Φάση 5: Δημιουργία μασκών χρωματολογίου αίματος.

Κατά τις εργασίες αυτής της φάσης, από τις τιμές του χρωματολογίου για το κάθε χρωματικό μοντέλο, όπως υπολογίστηκαν στη Φάση 2, δημιουργήθηκαν στο

MATLAB® μάσκες του ενός εικονοστοιχείου για το εύρος αποχρώσεων του χρωματολογίου αιμορραγιών.

Οι μάσκες αυτές επικυρώθηκαν δειγματοληπτικά στα 30 βίντεο του Set1 από τα οποία προέκυψαν οι τιμές του χρωματολογίου και διαπιστώθηκε:

1. 100% επιτυχία εντοπισμού των αιμορραγικών ζωνών σε κάθε διαγνωσμένη εικόνα.
2. 100% κάλυψη των ορίων των αιμορραγικών ζωνών και ομοιογενή κάλυψη του εσωτερικού των ζωνών με διακριτά σημεία.
3. Εντοπισμός ψευδώς αιμορραγικών ζωνών πλήθους λίγων εικονοστοιχείων στο παρασκήνιο της εικόνας.

5.2.6 Φάση 6: Βελτίωση αλγορίθμου εντοπισμού εικόνας και ζώνης αιμορραγιών

Η βελτίωση του αλγορίθμου εντοπισμού εικόνας και ζώνης αιμορραγιών έγινε με εφαρμογή δύο μορφολογικών τελεστών: φίλτρο μεσαίας τιμής (Median) και φίλτρο ελαχίστου (Minimum).

Για την μείωση του αριθμού επαναλήψεων υπολογισμών κατά την εφαρμογή των πολλαπλών μασκών, σε κάθε εικονοστοιχείο της υπό εξέταση εικόνας, εφαρμόστηκε στάδιο προεπεξεργασίας της υπό εξέταση εικόνας (πριν την εφαρμογή των μασκών). Με αυτόν τον τρόπο έγινε κατάτμηση της εικόνας σε περιοχές εικονοστοιχείων σταθερής έντασης. Εξετάστηκαν ξεχωριστά το φίλτρο μεσαίας τιμής Median και το φίλτρο μικρότερης τιμής Minimum. Οι δοκιμές και η επικύρωση έγιναν σε νέο υποσύνολο των βίντεο του Set1, (διαφορετικό από αυτό που χρησιμοποιήθηκε στη Φάση 5). Τόσο στο Median φίλτρο όσο και στο Minimum, αποδείχτηκε ότι μπορεί να βελτιώνεται το αποτέλεσμα εφαρμογής των μασκών αν χρησιμοποιηθεί δομικό στοιχείο 3x3. Οι στατιστικές μετρήσεις έδειξαν ότι το φίλτρο Minimum δίνει ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα σχετικά με το φίλτρο Median.

5.2.7 Φάση 7: Βελτίωση του αλγορίθμου για τις απαραίτητες απαλοιφές ψευδώς αιμορραγικών σημείων

Η βελτίωση του αλγορίθμου προς απαλοιφή των ψευδώς αιμορραγικών σημείων και των ασήμαντων μικρών περιοχών έγινε με τον τελεστή Opening area.

Με σκοπό την απαλοιφή των ψευδώς αιμορραγικών σημείων που παρατηρήθηκαν πάνω στις εικόνες μετά τις εργασίες της Φάσης 6, έγινε η πειραματική μέτρηση του μέγιστου αριθμού εικονοστοιχείων που μπορεί να καταλαμβάνει μια σημειακή ψευδής μικρο-περιοχή, σε σύνολο τουλάχιστον 1.000 διαγνωσμένων μη υγιών εικόνων του Set1. Μέσω της ανάλυσης που προσφέρει η οθόνη, μετρήθηκε το πλήθος των εικονοστοιχείων που αποτελούν τις μικρο-περιοχές ψευδούς αιμορραγίας. Οι τιμές καταγράφηκαν σε λίστα προς στατιστική επεξεργασία από την οποία υπολογίστηκε

ο μέγιστος αριθμός, \max , του πλήθους εικονοστοιχείων ψευδώς διαγνωσμένης ζώνης που παρατηρήθηκε στις παραπάνω υπό εξέταση εικόνες. Η μεγαλύτερη περιοχή που βρέθηκε στη βάση δεδομένων μας ότι δεν αντιπροσωπεύει αιμορραγία είναι μικρότερη ή ίση των 100 pixel. Αυτή η τιμή χρησιμοποιείται για το δομικό στοιχείο του μορφολογικού τελεστή Ανοίγματος περιοχής, Opening area, για την απαλοιφή των ψευδώς σημειακών ζωνών αιμορραγίας.

5.2.8 Φάση 8: Πειραματικός υπολογισμός δείκτη για χαρακτηρισμό των εικόνων

Για τον χαρακτηρισμό των εικόνων ως υγιών ή με παθολογικά ευρήματα κάνουμε χρήση ενός στατιστικού δείκτη από το ιστόγραμμα χρώματος των εικόνων.

Μετά τις εργασίες της Φάσης 6, παράλληλα με τις εργασίες της Φάσης 7, με σκοπό το χαρακτηρισμό μιας εικόνας ως υγιούς ή αιμορραγικής μετρήθηκε πειραματικά ένας στατιστικός «δείκτης αιμορραγίας» από τα έγχρωμα ιστογράμματα των εικόνων που έχουν ήδη υποστεί επεξεργασία Median ή Minimum τελεστών, σε σύνολο τουλάχιστον 1.000 διαγνωσμένων μη υγιών εικόνων του Set1. Αυτός ο «δείκτης αιμορραγίας» σχετίζεται με το ελάχιστο πλήθος εικονοστοιχείων αποχρώσεων του κόκκινου, τα οποία, ενώ βρίσκονται να ανήκουν στο χρωματολόγιο αναφοράς αίματος, δεν επαρκούν για να χαρακτηριστεί η εικόνα ως «παθολογικής». Χρησιμοποιείται στο προτεινόμενο πρόγραμμα για την λήψη της απόφασης διάγνωσης.

5.2.9 Φάση 9: Απαλοιφή όμοιων διαδοχικών αιμορραγικών εικόνων video.

Στις εργασίες αυτής της φάσης, διαγνωσμένες με αιμορραγία εικόνες, του υποσυνόλου του Set1, μετασχηματίστηκαν από έγχρωμες (χωρίς προ-επεξεργασία) σε αποχρώσεις του γκριζου και για την κάθε μια χωριστά υπολογίστηκε το ιστόγραμμά της. Από αυτά υπολογίστηκε πειραματικά η ελάχιστη τιμή του διαφοράς SSE (sum of square error) μεταξύ δύο διαδοχικά διαγνωσμένων μη υγιών εικόνων, αν αφορούν την ίδια περιοχή αιμορραγίας. Αυτή η οριακή τιμή χρησιμοποιείται από το προτεινόμενο πρόγραμμα για να αποφασίζει ποιες από τις χαρακτηρισμένες ως «μη υγιείς» εικόνες θα απαλείφει.

5.2.10 Φάση 10: Επαλήθευση προτεινόμενης μεθόδου

Η τελευταία Φάση περιλαμβάνει την επαλήθευση της προτεινόμενης μεθόδου σε βίντεο.

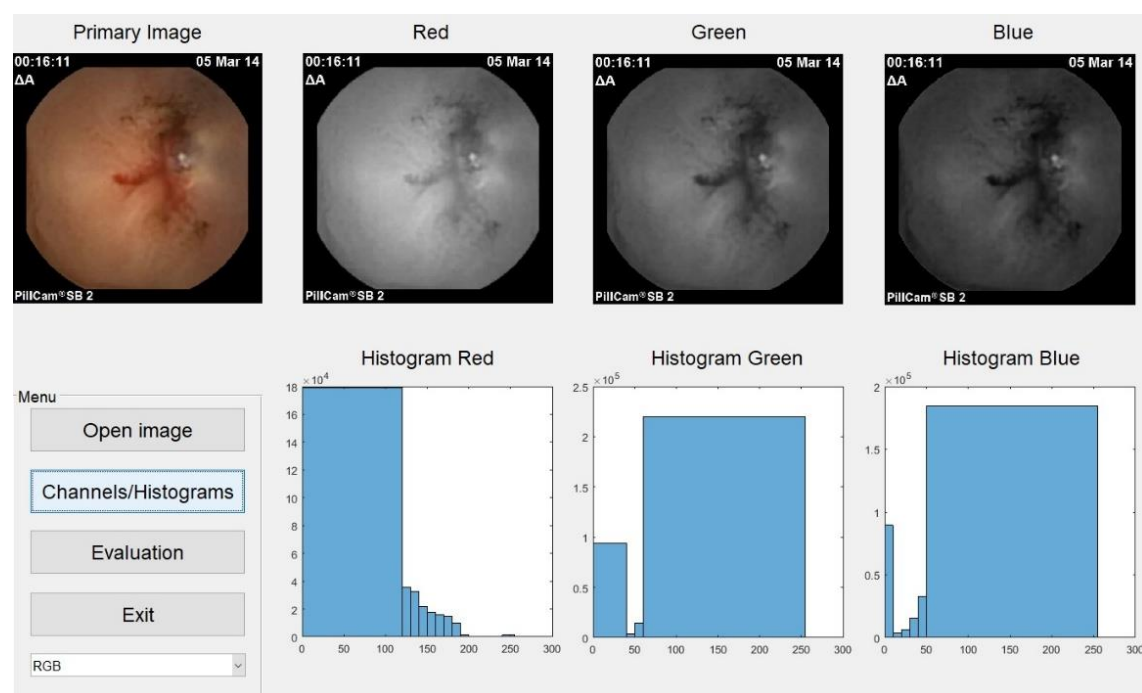
5.3 Παραδείγματα δοκιμών στις διάφορες Φάσεις εργασιών

Στις εικόνες που ακολουθούν φαίνονται μερικά αποτελέσματα από τις πειραματικές δοκιμές που έγιναν στις διάφορες φάσεις εργασιών. Από την Εικόνα 5.1, την Εικόνα 5.2 και την Εικόνα 5.3, φαίνεται ότι το ιστόγραμμα 3bin στις περιοχές εύρους χρωματολογίου αίματος δεν μπορεί να ξεχωρίσει υγιείς από μη υγιείς εικόνες.

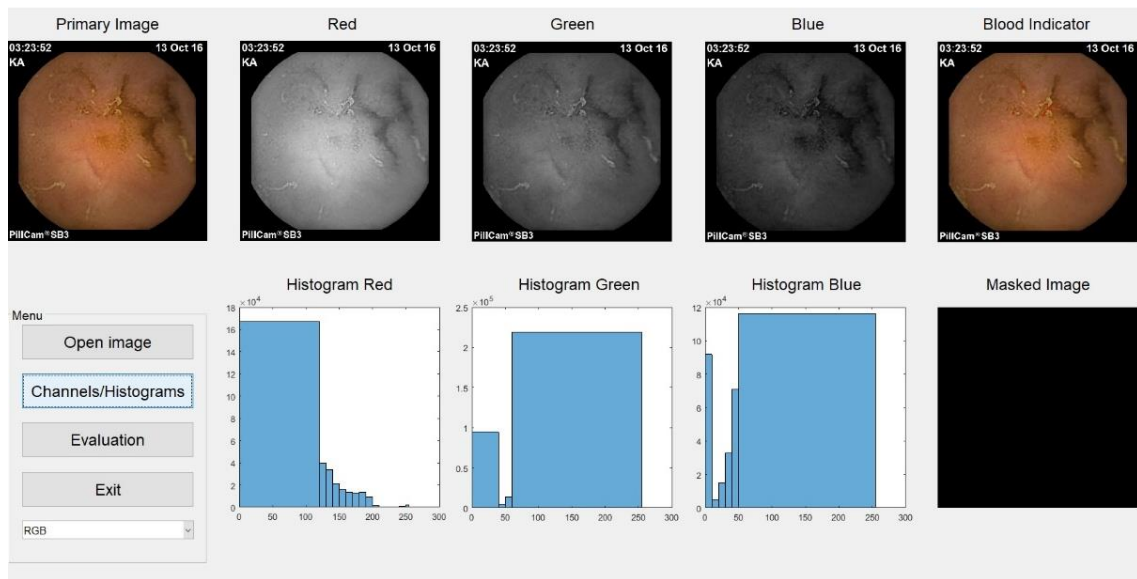
Από την Εικόνα 5.4 και την Εικόνα 5.5 φαίνεται ότι το ιστόγραμμα 256bin δεν μπορεί να ξεχωρίσει υγιείς από μη υγιείς εικόνες.

Από την Εικόνα 5.4 και την Εικόνα 5.6, δείχνεται η επίδραση του φίλτρου Median στην οριοθέτηση της ζώνης αιμορραγίας.

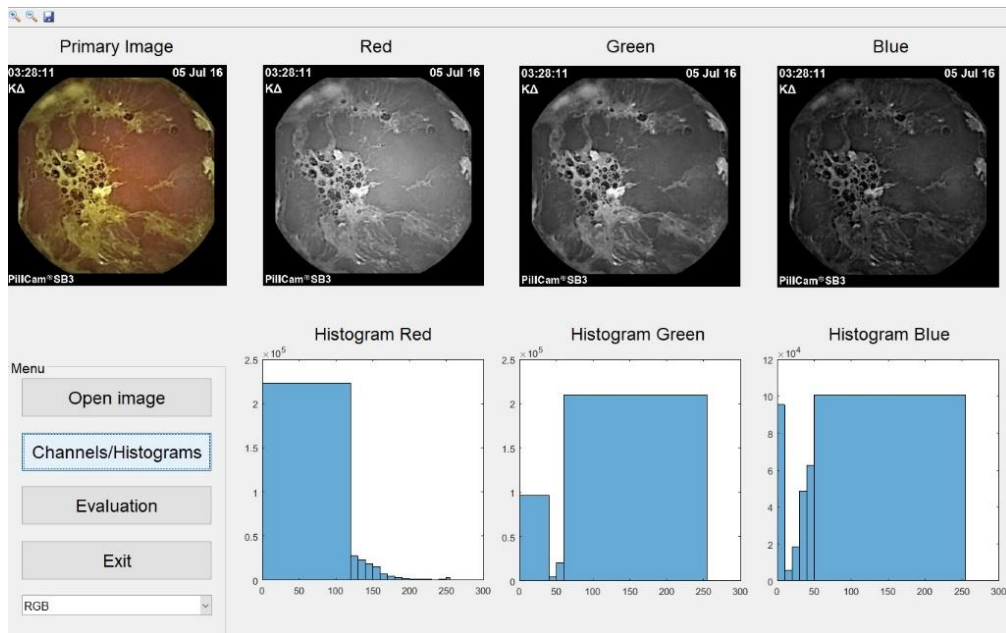
Από την Εικόνα 5.4 και την Εικόνα 5.7 δείχνεται η επίδραση του φίλτρου Minimum στην οριοθέτηση της ζώνης αιμορραγίας.



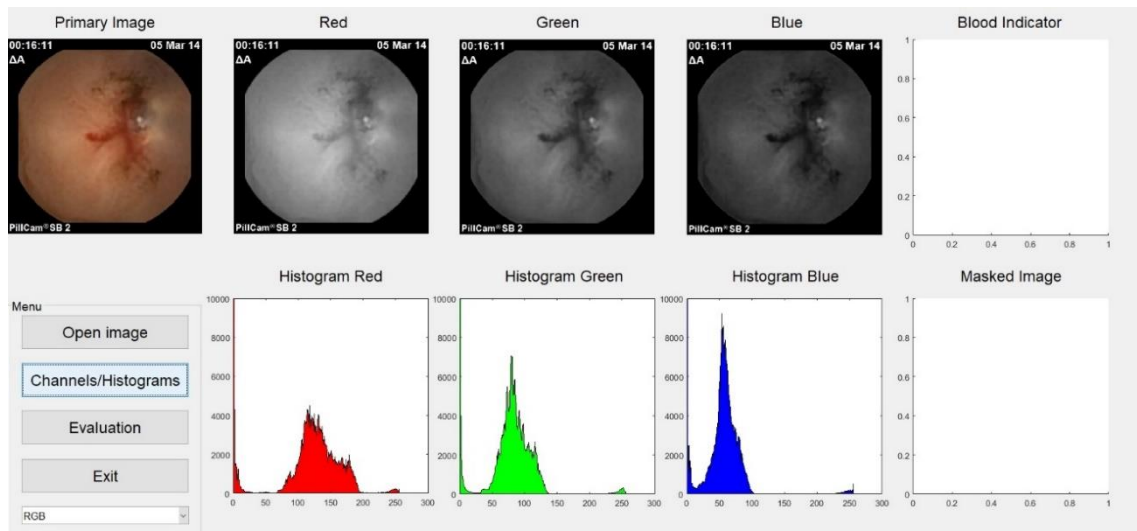
Εικόνα 5.1 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος λίγων bin, RGB, στις περιοχές εκτός και εντός του εύρους τιμών του χρωματολογίου αίματος, **μη υγιούς εικόνας** με αιμορραγία.



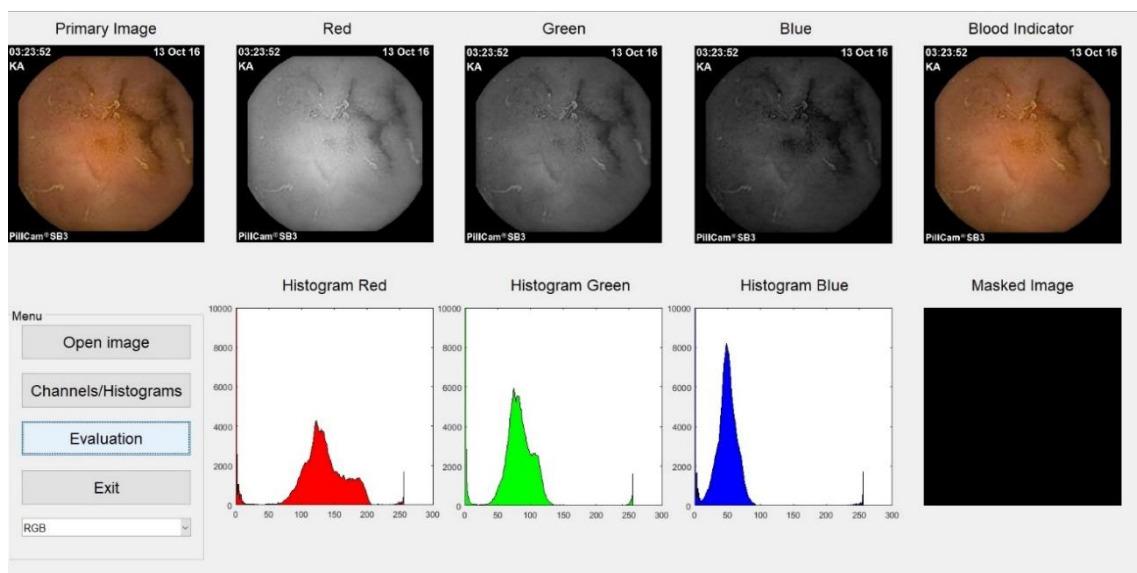
Εικόνα 5.2 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος λίγων bin, RGB, στις περιοχές εκτός και εντός του εύρους τιμών του χρωματολογίου αίματος, **υγιών εικόνων**.



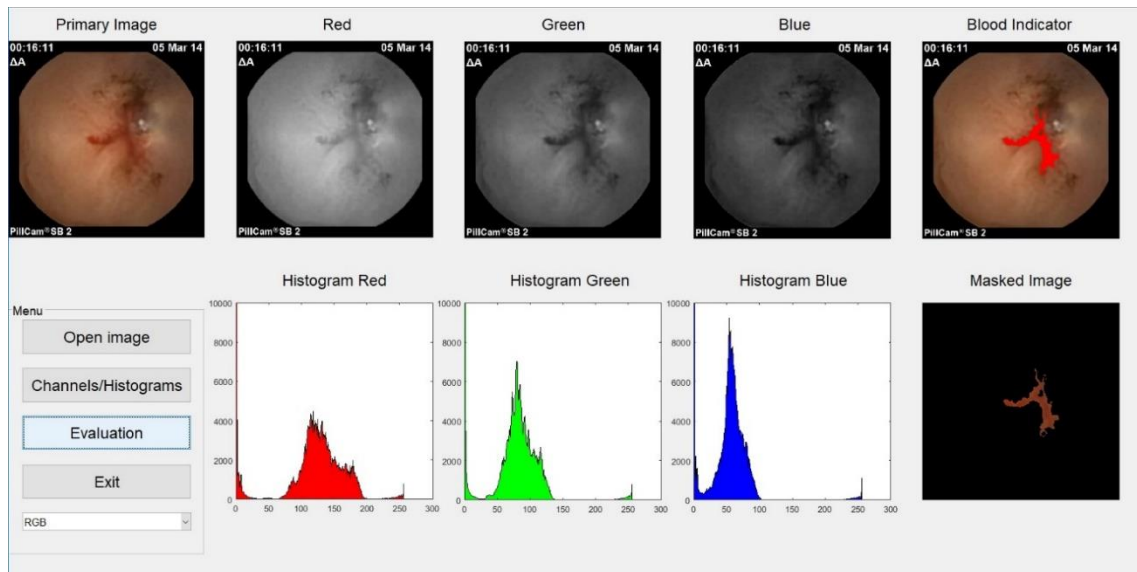
Εικόνα 5.3 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος λίγων bin, RGB, στις περιοχές εκτός και εντός του εύρους τιμών του χρωματολογίου αίματος, **υγιών εικόνων**.



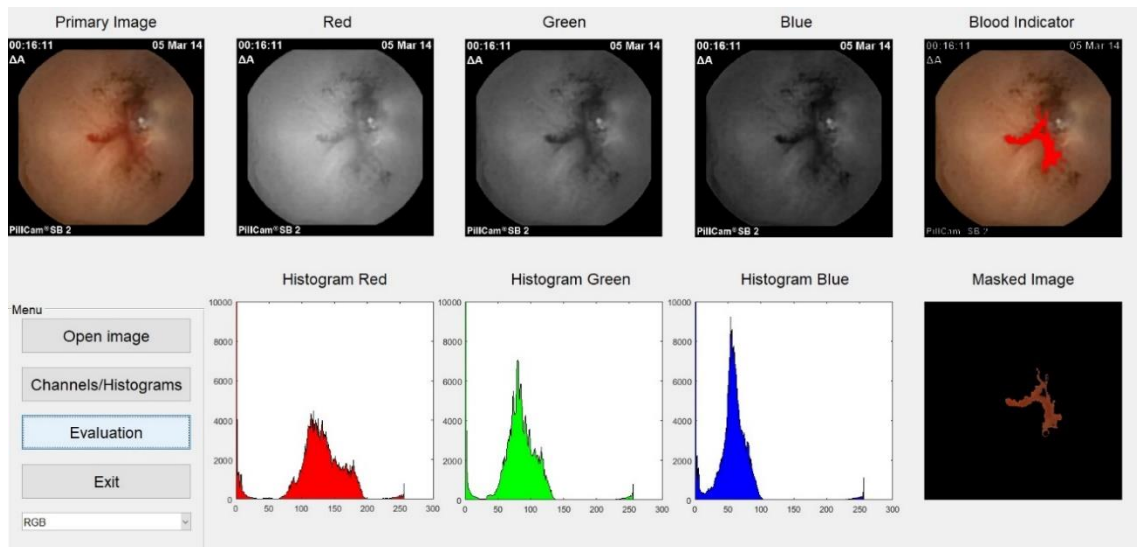
Εικόνα 5.4 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος 256bin, RGB, μη υγιούς εικόνας με αιμορραγία.



Εικόνα 5.5 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος 256bin, RGB, υγιούς εικόνας.



Εικόνα 5.6 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος 256bin, RGB, **μη υγιούς εικόνας** με αιμορραγία, μετά την εφαρμογή Median φίλτρου.



Εικόνα 5.7 Εικόνα υπολογισμού ιστογράμματος 256bin, RGB, **μη υγιούς εικόνας** με αιμορραγία, μετά την εφαρμογή Minimum φίλτρου.

5.4 Περιγραφή δεδομένων

Για την εύρεση του πειραματικού χρωματολογίου αίματος σε εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας, για την πειραματική ρύθμιση και την επικύρωση των προτεινόμενων αλγορίθμων, για την επαλήθευση της προτεινόμενης μεθόδου αιμορραγιών χρησιμοποιήθηκαν οι κάψουλες Pillcam™ SB2 και Pillcam™ SB3 (με κάμερα ανάλυσης 250x250 και 320x320) της εταιρείας Given Imaging, για τη λήψη των εικόνων του βλεννογόνου του πεπτικού συστήματος (οισοφάγος, στόμαχος, λεπτό και παχύ έντερο). Οι ασθενείς που εξετάστηκαν με την ενδοσκοπική κάψουλα παρουσίαζαν όλοι παθολογικά ευρήματα, όπως διαπιστωμένη αιμορραγία, ερύθημα και αιμαγγειώματα στην περιοχή του λεπτού εντέρου και προέρχονται από 138 βίντεο ασθενών που

παραχωρήθηκαν από τις πανεπιστημιακές κλινικές Αθήνας και Θεσσαλονίκης και μια ιδιωτική κλινική:

- Πανεπιστημιακή Γαστρεντερολογική Κλινική της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Γ.Ν. Αθηνών «Λαϊκό».
- Πανεπιστημιακή Β' Χειρουργική Κλινική, Μονάδα Θεραπευτικής Ενδοσκόπησης, του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Νοσοκομείο «Αρεταίειο».
- Πανεπιστημιακό Γαστρεντερολογικό Τμήμα Β' Προπαιδευτικής Παθολογικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Αθηνών στο Νοσοκομείο «Αττικών».
- Πανεπιστημιακό Γαστρεντερολογικό Τμήμα Β' Παθολογικής Κλινικής Αριστοτέλειου Παν/μίου Θεσσαλονίκης στο Νοσοκομείο «Ιπποκράτειο».
- «EUROMEDICA» Γενική Κλινική Θεσσαλονίκης.

Τα βίντεο αυτά διαγνώσθηκαν σε συνεργασία με ιατρούς με τη χρήση του προγράμματος SBI του λογισμικού RAPID™ Reader, το οποίο παρέχεται από την κατασκευάστρια εταιρεία κάψουλας Pillcam™ SB και στη συνέχεια διασταυρώθηκε η κάθε διάγνωση από εξαιρετικά έμπειρο ιατρό (>1.000 εξετάσεις) ώστε να αφαιρεθούν όσες εικόνες είχαν χαρακτηριστεί εσφαλμένα (false positive) ως παθολογικές.

Συνολικά, από τα 138 βίντεο (99 βίντεο+39 βίντεο), δημιουργήθηκε μία βάση δεδομένων 3.200 εικόνων ανάλυσης 576×576 pixel εκ των οποίων οι 2.800 είναι με αιμορραγικές βλάβες στο λεπτό έντερο και οι 500 υγιείς.

Από τις 2.800 παθολογικές εικόνες οι 2.300 προέρχονται από τα 99 βίντεο (τυχαία επιλογή από τα 138 βίντεο) και τις ονομάζουμε Set1. Αυτές χρησιμοποιήθηκαν μόνο για την εύρεση αντιπροσωπευτικού πειραματικού χρωματολογίου αίματος σε εικόνες ενδοσκοπικής κάψουλας, για την πειραματική ρύθμιση και για την επικύρωση των προτεινόμενων αλγορίθμων.

Οι υπόλοιπες 500 παθολογικές προέρχονται από τα 39 βίντεο (τυχαία επιλογή από τα 138 βίντεο), που μαζί με 500 υγιείς εικόνες από τα 39 βίντεο αποτελούν το σύνολο 1.000 εικόνων που ονομάζουμε Set2. Αυτό χρησιμοποιήθηκε μόνο για την επαλήθευση των προτεινόμενων αλγορίθμων. Οι 500 υγιείς του Set2 επιλέχθηκαν και αυτές από τα 39 βίντεο, από διαφορετικά σημεία του λεπτού εντέρου.

Όλες οι παραπάνω παθολογικές εικόνες ταξινομήθηκαν, ανάλογα το είδος της διαγνωσμένης αιμορραγίας και τη δυσκολία διάγνωσης, προκειμένου στις διάφορες φάσεις εργασιών να χρησιμοποιούνται δείγματα ποικιλίας περιπτώσεων. Ειδικά για τις παθολογικές εικόνες του Set2, δόθηκε ιδιαίτερη έμφαση όσο το δυνατόν να καλύπτουν διαφορετικά είδη αιμορραγιών με κλιμάκωση δυσκολίας διάγνωσης.

Στον Πίνακα 6 παρατίθεται πληροφορίες για τα 99 βίντεο του Set1: το φύλλο των ασθενών καθώς και η διάγνωση της κατάστασής τους από ιατρό μετά από την εξέτασή τους.

Κατάσταση	Άνδρες	Γυναίκες
Υγιείς	10	8
Μικρή αιμορραγία	13 (5)	17 (5)
Μεγάλη αιμορραγία	25 (5)	14 (5)
Άλλη ασθένεια	3	9

Πίνακας 5.1 Στοιχεία για τα δεδομένα των 99 βίντεο από τα οποία προέκυψε το Set1 εικόνων, για τον πειραματικό υπολογισμό του χρωματολογίου αιμορραγιών, για την πειραματική ρύθμιση και την επικύρωση των προτεινόμενων αλγορίθμων (training and validation dataset).

5.5 Προτεινόμενο πρόγραμμα διάγνωσης για video ενδοσκοπικής κάψουλας

Στην Εικόνα 5.8 φαίνονται τα βήματα της μεθόδου του αλγορίθμου που υλοποιήθηκε σε πρόγραμμα.

Βήμα 1: Οι εικόνες του υπό κάθε εξέταση βίντεο παράγονται από το βίντεο μέσω του προγράμματος ανάγνωσης (frame extraction) και αναλύονται στο χρωματικό μοντέλο στο οποίο μελετάται ο αλγόριθμος.

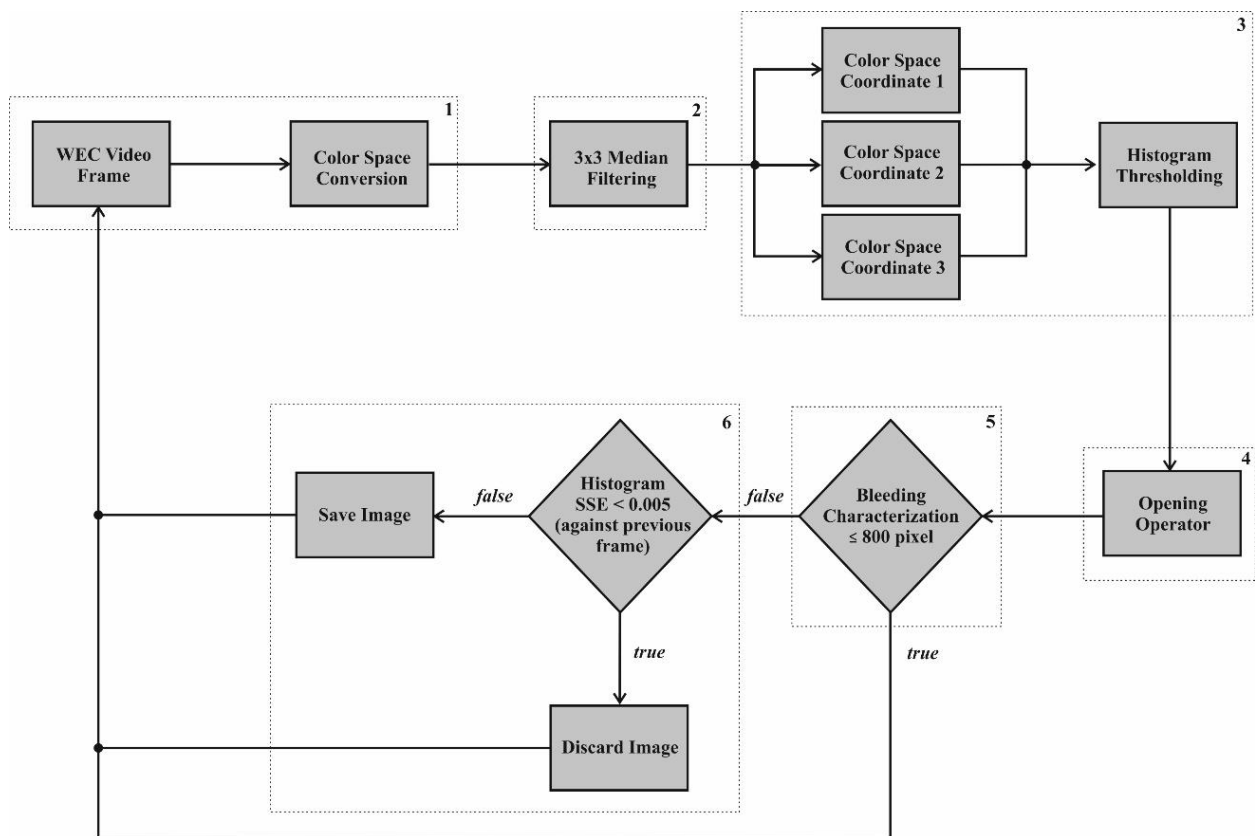
Βήμα 2: Εφαρμόζεται επεξεργασία της έγχρωμης εικόνας του μορφολογικού τελεστή Μεσαίας τιμής Median (ή του Minimum) για να καθαρίσει ο θόρυβος στα όρια των περιοχών ενδιαφέροντος και για να ομογενοποιηθούν οι τιμές έντασης στις ζώνες αιμορραγίας.

Βήμα 3: Από την κάθε έγχρωμη εικόνα που εξάγεται από το Βήμα 2, παράγονται οι τρεις συνιστώσες της στο υπό μελέτη χρωματικό μοντέλο και εφαρμόζεται η αντίστοιχη μάσκα κατωφλίων του χρωματολογίου (Υπολογίστηκε πειραματικά στη Φάση 4 των εργασιών).

Βήμα 4: Στην εξαγόμενη εικόνα του Βήματος 3 εφαρμόζεται ο μορφολογικός τελεστής Opening με δομικό στοιχείο (Υπολογίστηκε πειραματικά στη Φάση 7 των εργασιών) για την αφαίρεση των τυχών ψευδώς διαγνωσμένων σημείων.

Βήμα 5: Υπολογισμός του πλήθους των εικονοστοιχείων των έγχρωμων ιστογραμμάτων που ανήκουν στο εύρος των κατωφλίων του χρωματολογίου αίματος και σύγκριση αυτής της τιμής με τον οριακό πειραματικό Δείκτη αιμορραγίας (Υπολογίστηκε πειραματικά στη Φάση 7 των εργασιών).

Βήμα 6: Μετατροπή της έγχρωμης εικόνας (από Βήμα 1) σε αποχρώσεις του γκριζου, υπολογισμός του ιστογράμματος και του αθροίσματος των τετραγώνων των εντάσεων του, υπολογισμός της διαφοράς του SSE με την τιμή της προηγούμενης διαγνωσμένης εικόνας και σύγκριση της SSE με το πειραματικά υπολογισμένο όριο. (Υπολογίστηκε πειραματικά στη Φάση 9 των εργασιών). Καταχώριση ή όχι της εικόνας στην λίστα των παθολογικών εικόνων.



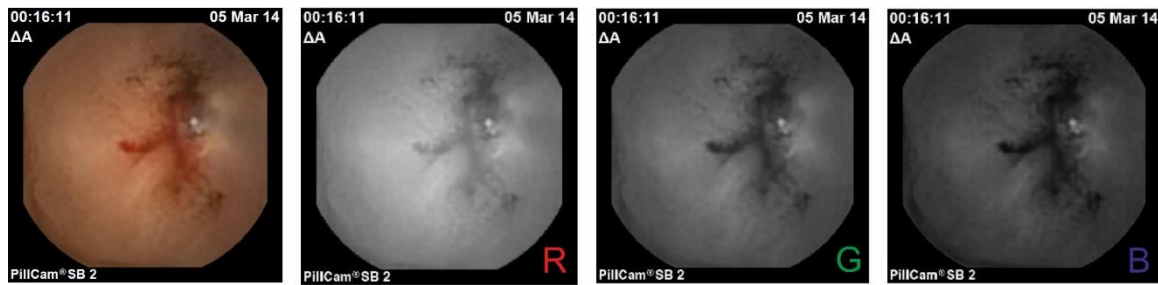
Εικόνα 5.8 Λογικό διάγραμμα προγράμματος της προτεινόμενης μεθόδου για το βίντεο. Οι στικτές περιοχές υποδεικνύουν τα βήματα (1 έως 6), με τα λογικά blocks που τα απαρτίζουν .

Δείγμα του κώδικα δίνεται στο Παράρτημα Π5.

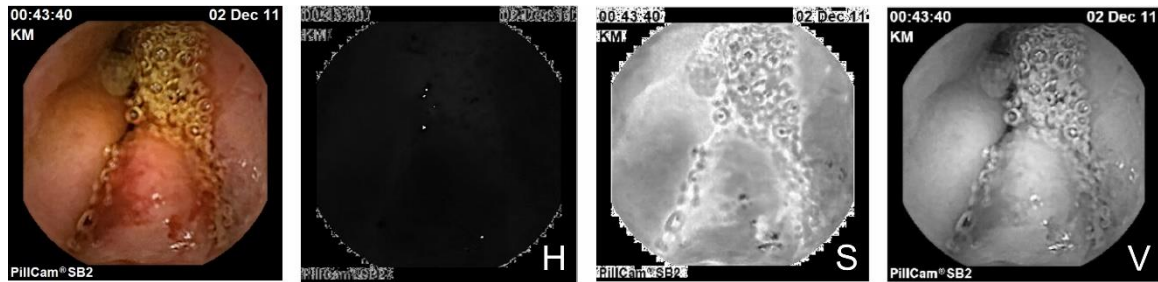
5.6 Ανάγνωση και μετατροπή εικόνας σε προεπιλεγμένο χρωματικό μοντέλο (Βήμα 1)

Αρχικά λαμβάνεται μια εικόνα (frame) από το video. Η εικόνα αυτή αφορά πάντα στο χρωματικό μοντέλο RGB. Το επόμενο βήμα είναι να μετατραπεί η εικόνα στο προεπιλεγμένο χρωματικό μοντέλο. Εδώ ανάλογα με το τι έχει επιλέξει ο χρήστης γίνεται ανάλυση στο HSV ή YCbCr. Ανεξάρτητα όμως από το χρωματικό μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί, θα παραχθούν για κάθε εικόνα τρεις δισδιάστατοι πίνακες 576x576 pixel:

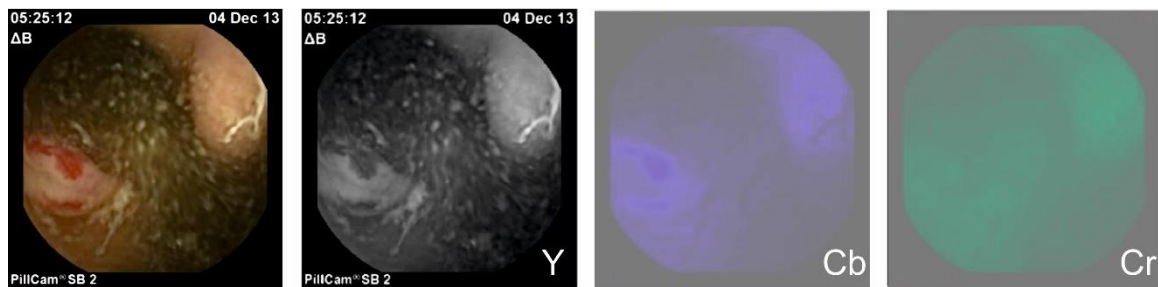
- Πίνακας για το RGB μοντέλο: Red, Green, Blue (βλέπε Εικόνα 5.9)
- Πίνακας για το HSV μοντέλο: Hue, Saturation, Value (βλέπε Εικόνα 5.10)
- Πίνακας για το YCbCr μοντέλο: Luma, Blue Chroma, Red Chroma (βλέπε Εικόνα 5.11)



Εικόνα 5.9 Αριστερά εικόνα από ενδοσκοπική κάψουλα και δεξιά οι RGB συνιστώσες της.



Εικόνα 5.10 Αριστερά εικόνα από ενδοσκοπική κάψουλα και δεξιά οι HSV συνιστώσες της.



Εικόνα 5.11 Αριστερά εικόνα από ενδοσκοπική κάψουλα και δεξιά οι YCbCr συνιστώσες της.

5.7 Προεπεξεργασία εικόνας (Βήμα 2)

Στους τρεις διδιάστατους πίνακες (εξαγόμενοι από το Βήμα 2) εφαρμόζεται ένα 3×3 Median φίλτρο (ή Minimum) με σκοπό να απομακρυνθεί ο θόρυβος από στις ακμές του προσκήνιου της εικόνας. Το φίλτρο αυτό δημιουργεί επίσης περιοχές πάνω στην εικόνα με σταθερή ένταση, οπότε και στην ζώνη της αιμορραγίας. Ο αλγόριθμος του φίλτρου «τρέχει» ανά εικονοστοιχείου και το αντικαθιστά με τη μεσαία τιμή των γειτονικών του εικονοστοιχείων (ή, στην περίπτωση του Minimum, με την ελάχιστη).

Στις εικόνες που ακολουθούν μπορεί να γίνει σύγκριση του αποτελέσματος της εφαρμογής της πολλαπλής μάσκας στα διαφορετικά χρωματικά μοντέλα για την περίπτωση εφαρμογής προεργασίας με Minimum ή Median φίλτρου. Το μοντέλο RGB δίνει σαφώς καλύτερα αποτελέσματα, ενώ το φίλτρο Minimum συγκριτικά με το Median φαίνεται να χάνει τα περιφερειακά εικονοστοιχεία αιμορραγίας, δίνει ελαφρώς μικρότερη ζώνη αιμορραγίας πάνω στην εικόνα. Για περιπτώσεις ιδιαίτερα μικρής έκτασης αιμορραγιών το Median έχει καλύτερη ευαισθησία.

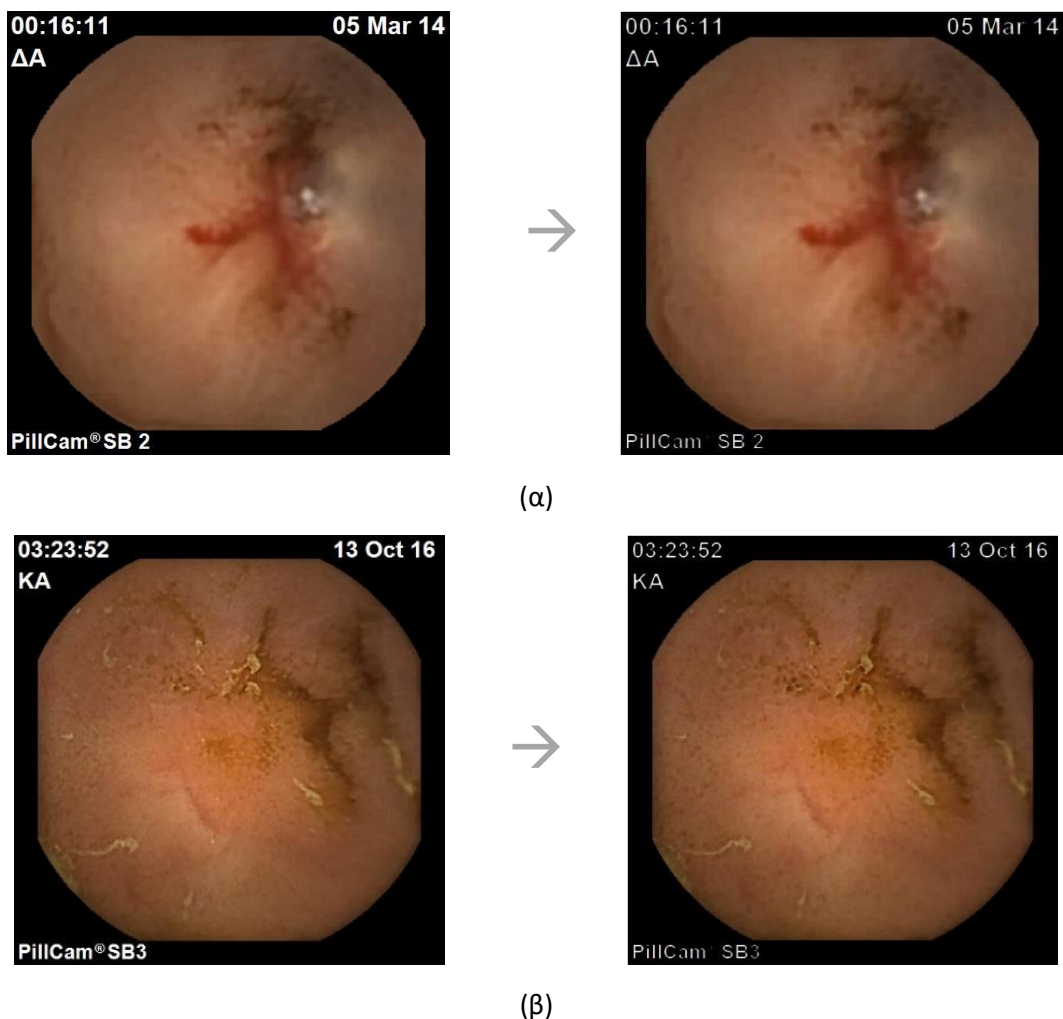


(α)



(β)

Εικόνα 5.12 Αριστερά φαίνεται η αρχική εικόνα, δεξιά φαίνεται η σύνθεση του αποτελέσματος της εφαρμογής: (α) Median filter, (β) Minimum filter, στις τρεις επιμέρους συνιστώσες της έγχρωμης αριστερά εικόνας.

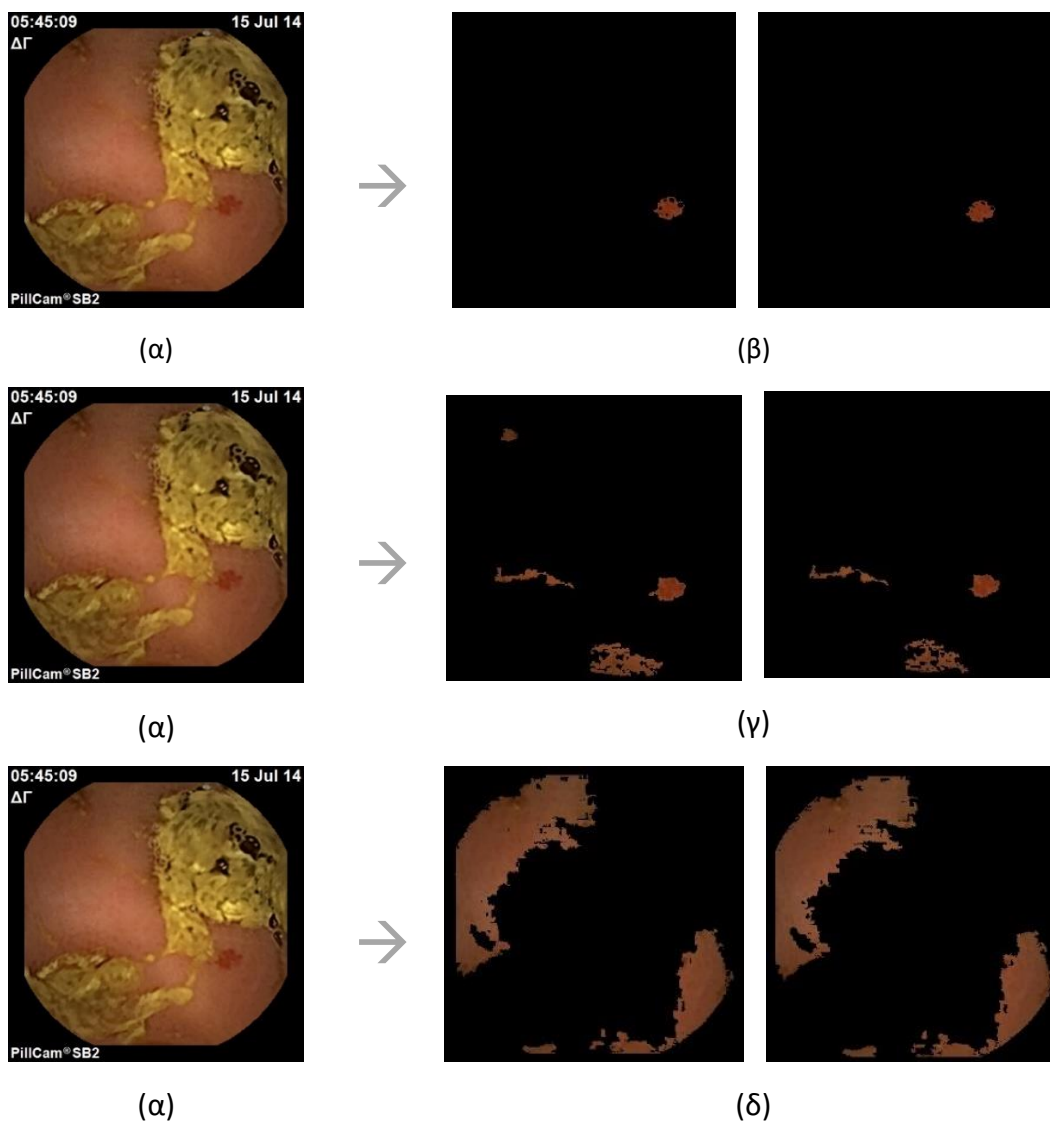


Εικόνα 5.13 Δεξιά φαίνεται η σύνθεση του αποτελέσματος της εφαρμογής Minimum filter στις τρεις επιμέρους συνιστώσες της έγχρωμης αριστερά εικόνας. (α) Περίπτωση υγιούς εικόνας και (β) περίπτωση μη υγιούς εικόνας.

5.8 Τμηματοποίηση εικόνας με μάσκες (Βήμα 3)

Τα προηγούμενα βήματα, που αφορούσαν την προεπεξεργασία της κάθε εικόνας γίνονται με τον ίδιο τρόπο στα διαφορετικά χρωματικά μοντέλα (η μέθοδος δοκιμάζεται ξεχωριστά στα RGB, HSV, YCbCr). Για την απομόνωση του προσκήνιου (περιοχών με αίμα) γίνεται τμηματοποίηση της εικόνας, εφαρμόζονται στην υπό εξέταση εικόνα πολλαπλά φίλτρα, για την κάθε παράμετρο του χρωματικού μοντέλου, των οποίων τα κατώφλια είναι από το πειραματικό χρωματολόγιο αναφοράς αίματος που υπολογίστηκε στις εργασίες της Φάσης 5).

Στην Εικόνα 5.13 δείχνεται το αποτέλεσμα της εφαρμογής της πολλαπλής μάσκας σε εικόνα που δεν ανήκει στην ομάδα αυτών από τις οποίες έχει υπολογιστεί το χρωματολόγιο (Set2) στο χρωματικό μοντέλο RGB.

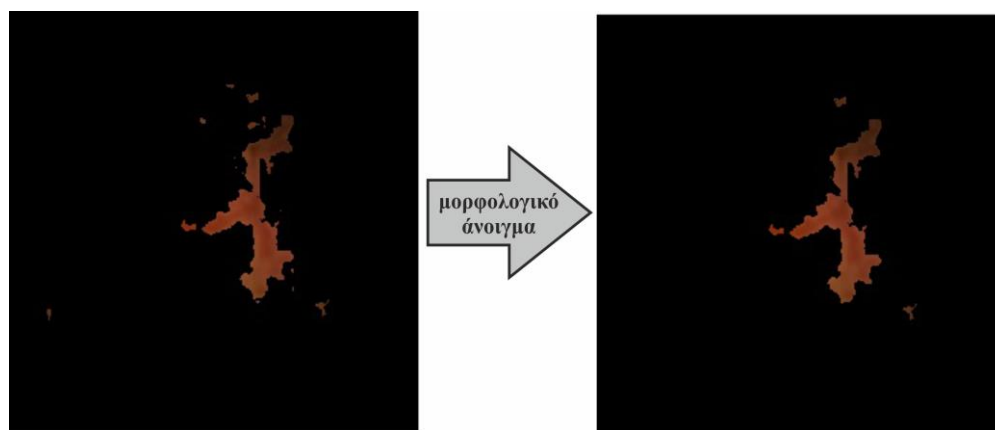


Εικόνα 5.14 Παράδειγμα απομόνωσης περιοχής αγγειοδυσπλασίας σε αρχική εικόνα (α) ενδοσκοπικής κάψουλας με τη βοήθεια μασκών του πειραματικού χρωματολογίου της προτεινόμενης μεθόδου στα διαφορετικά χρωματικά μοντέλα, με εφαρμογή του τελεστή Minimum ή Median. (β) RGB Αριστερά: Minimum, Δεξιά: Median, (γ) HSV Αριστερά: Minimum, Δεξιά: Median, (δ) YCbCr Αριστερά: Minimum, Δεξιά: Median.

5.9 Επεξεργασία τμηματοποιημένης εικόνας (Βήμα 4)

5.9.1 Αφαίρεση μικρών μη αιμορραγικών περιοχών

Σε αυτό το βήμα γίνεται εφαρμογή του μορφολογικού τελεστή Άνοιγμα περιοχής (Opening area) με σκοπό την αφαίρεση πολύ μικρών περιοχών (ζώνης ≤ 100 pixel) από την τμηματοποιημένη εικόνα επειδή πειραματικά αποδείχτηκε στη βάση δεδομένων μας ότι δεν αντιπροσωπεύουν αιμορραγία. Το κατώφλι αυτό δείχνει τον ελάχιστο αριθμό των εικονοστοιχείων που πρέπει να υπάρχει σε μια περιοχή ώστε αυτή να θεωρηθεί σαν αιμορραγία (προσδιορίστηκε πειραματικά στη Φάση 7). Όσες περιοχές ταξινομούνται κάτω από το συγκεκριμένο όριο, αφαιρούνται.



Εικόνα 5.15 Παράδειγμα αφαίρεσης των μικρών περιοχών που δεν αντιπροσωπεύουν αιμορραγία.

5.9.2 Κατηγοριοποίηση έκτασης ζώνης αιμορραγίας

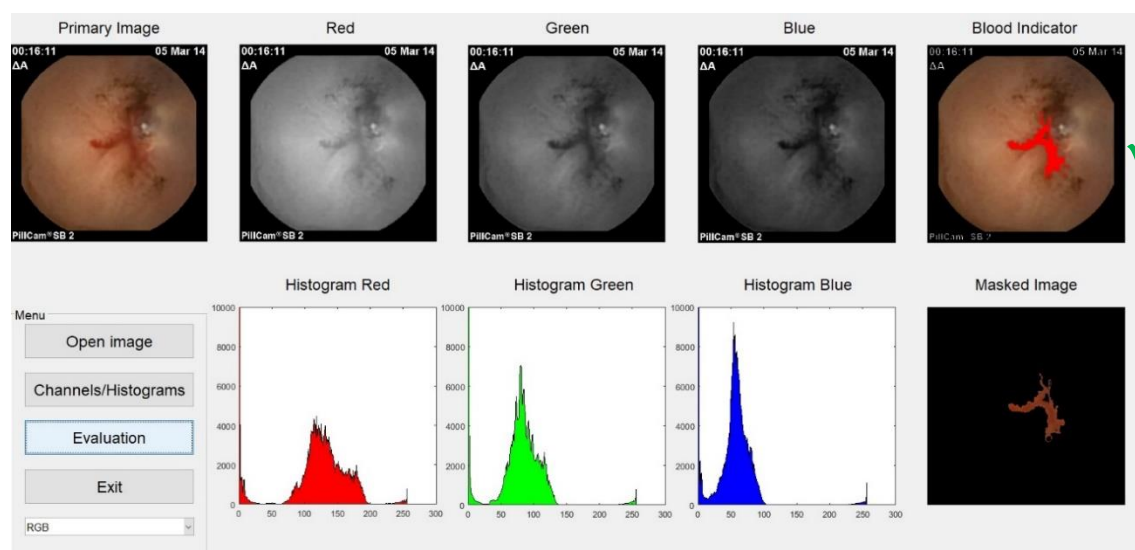
Για τον υπολογισμό της έκτασης της αιμορραγικής ζώνης, προβλέφθηκε κατηγοριοποίηση σε 3 κλάσεις: small, medium και large, ανάλογα με το ποσοστό των εικονοστοιχείων που καλύπτει η αιμορραγική ζώνη στο σύνολο των εικονοστοιχείων μιας εικόνας. Το προτεινόμενο λογισμικό εξάγει τα αποτελέσματα και σε περιγραφικό αρχείο χαρακτήρων (.txt), προκειμένου να μπορεί να εισαχθεί εύκολα σε άλλο λογισμικό για ενδεχόμενη περαιτέρω επεξεργασία. Παρακάτω δείχνουμε το παράδειγμα ενός τέτοιου αρχείου (τμήμα του), όπως προέκυψε από την ταξινόμηση των εικόνων με παθολογικά ευρήματα, ενός βίντεο που αναλύσαμε. Δείγμα των εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν κατά την επαλήθευση δίνονται στο Παράρτημα Π2.

```
img_ycbcr7 has 1063 blood pixels. Rating : medium
img_ycbcr8 has 1259 blood pixels. Rating : medium
img_ycbcr9 has 3021 blood pixels. Rating : large
img_ycbcr10 has 8225 blood pixels. Rating : large
img_ycbcr11 has 2253 blood pixels. Rating : medium
img_ycbcr12 has 7997 blood pixels. Rating : large
img_ycbcr13 has 1698 blood pixels. Rating : medium
img_ycbcr14 has 1793 blood pixels. Rating : medium
img_ycbcr15 has 1649 blood pixels. Rating : medium
```

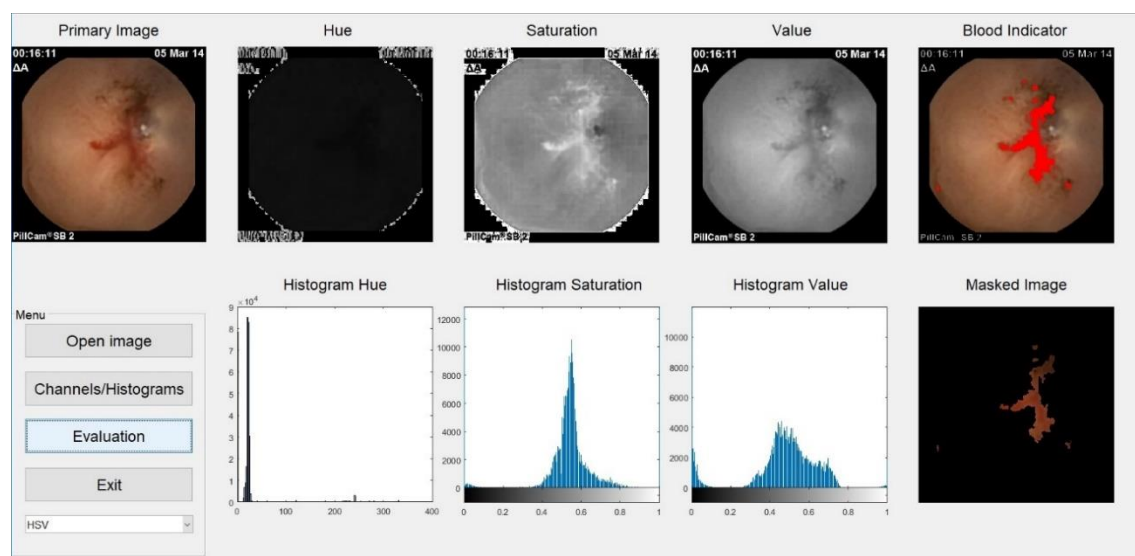

5.10 Λήψη απόφασης ύπαρξης ή όχι αιμορραγίας (Βήμα 5)

Η λήψη απόφασης για τον δυαδικό χαρακτηρισμό υγιής εικόνα ή εικόνα με παθολογικά ευρήματα, βασίζεται στην μέτρηση του συνόλου του αριθμού των εικονοστοιχείων που βρίσκονται στις διαγνωσμένες ζώνες αιμορραγιών της εικόνας που προέκυψε από το Βήμα 7 και στην σύγκριση αυτού του αριθμού με τον πειραματικό Δείκτη αιμορραγίας που υπολογίστηκε στη Φάση 8 (800 pixel για εικόνες 576×576).

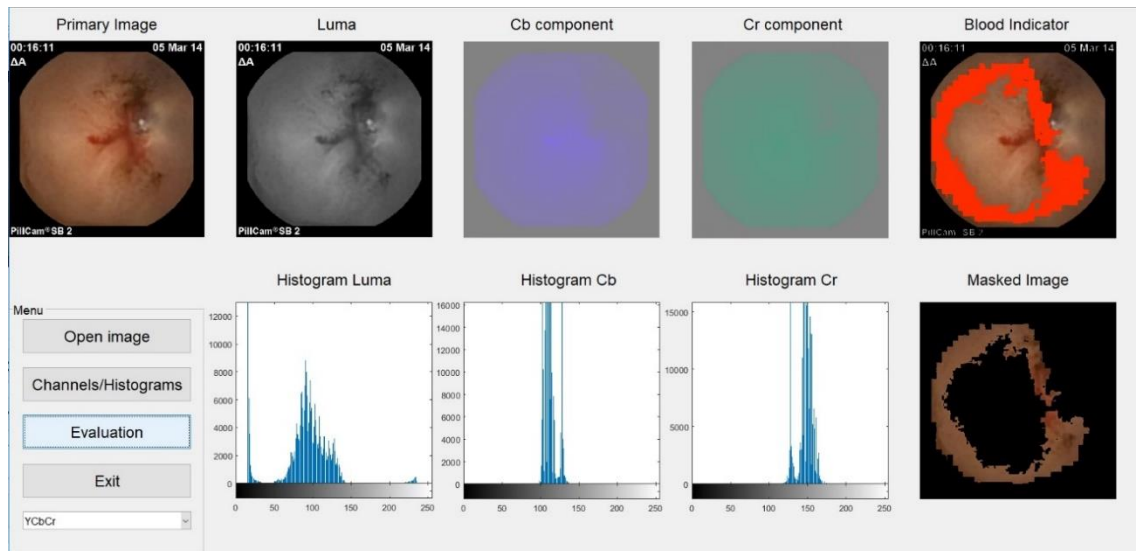
Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται το GUI που αναπτύχθηκε για την επικοινωνία του ιατρού διαγνώστη με το προτεινόμενο λογισμικό. Στις εικόνες αυτές φαίνεται ότι η προτεινόμενη μέθοδος εντοπίζει μια παθολογική εικόνα με σύγχρονη απεικόνιση της ή των αιμορραγικών ζωνών πάνω στην εικόνα.



(α)



(β)



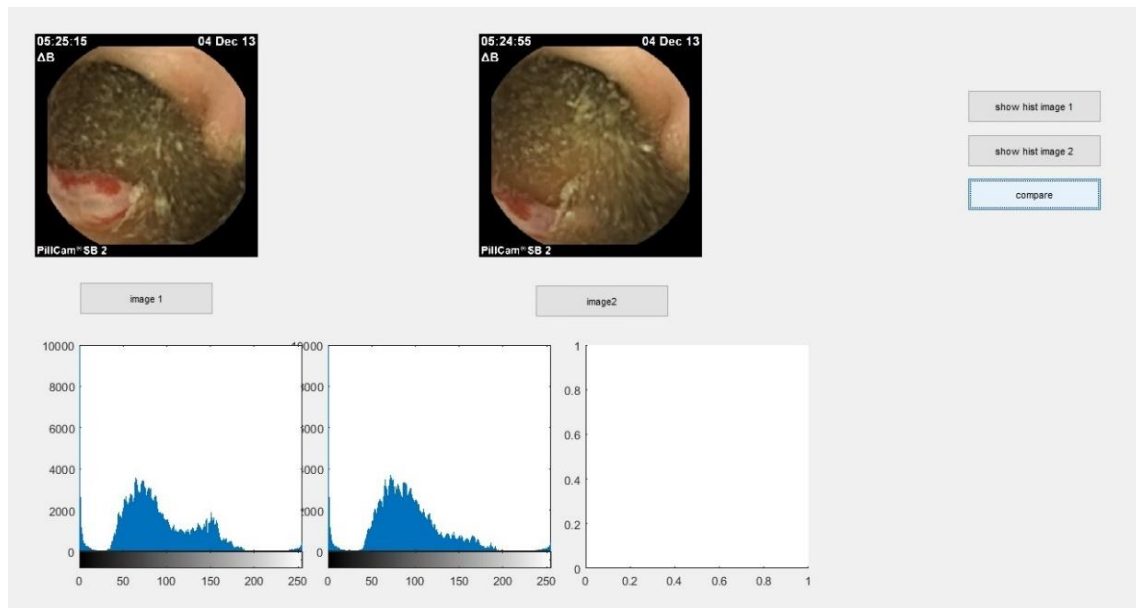
(γ)

Εικόνα 5.16 Εικόνα του προτεινόμενου GUI, με παράδειγμα διάγνωσης μη υγιούς εικόνας (και εντοπισμός ζώνης αιμορραγίας), με εφαρμογή φίλτρου Minimum, στο χρωματικό μοντέλο (α) RGB, (β) HSV και (γ) YCbCr. Σε όλα φαίνεται από αριστερά προς τα δεξιά, η αρχική εικόνα, η ανάλυσή της στις συνιστώσες του κάθε χρωματικού μοντέλου, η αρχική εικόνα με επιχρωματισμένη την ευρεθείσα αιμορραγία και βοηθητικά ιστογράμματα.

Περισσότερα παραδείγματα εικόνων GUI του προγράμματος διάγνωσης των παθολογικών εικόνων και του εντοπισμού ζώνης αιμορραγίας επάνω σε αυτές, φαίνονται στο Παράρτημα Π1.

5.11 Απαλοιφή όμοιων διαδοχικών εικόνων με παθολογικά ευρήματα video (Βήμα 9).

Σε περίπτωση που η υπό εξέταση εικόνα βίντεο του Βήματος 8 διαγνωστεί ως παθολογική, τότε συγκρίνεται με την προηγούμενη διαγνωσμένη ως παθολογική εικόνα του βίντεο. Η έγχρωμη εικόνα μετατρέπεται σε αποχρώσεις του γκριζου και από αυτήν υπολογίζεται το ιστόγραμμα της και η τιμή διαφοράς SSE (sum of square error) των τιμών των εντάσεων των ιστογραμμάτων μεταξύ δύο διαδοχικά διαγνωσμένων εικόνων με παθολογικά ευρήματα. Η τιμή αυτή αφαιρείται από το όριο του πειραματικού Δείκτη αιμορραγίας (υπολογίστηκε στη Φάση 9). Όσο πιο κοντά στο μηδέν βρίσκεται η τιμή αυτή, τόσο πιο όμοιες είναι οι δύο εικόνες. Πειραματικά μετρήθηκε το κατώτατο όριο τιμής του σφάλματος (προκειμένου να θεωρείται μια εικόνα παρόμοια με την προηγούμενή της και να απαλείφεται).



Εικόνα 5.17 Ιστογράμματα στην κλίμακα του γκριζού δύο διαδοχικών εικόνων που πιθανώς δείχνουν ίδια ζώνη αιμορραγίας λεπτού εντέρου (λήψη από διαφορετική θέση).

5.12 Απόδοση προτεινόμενου προγράμματος σε εξέταση συνεχούς βίντεο κάψουλας

Σε αυτή την ενότητα αναλύεται η μεθοδολογία επαλήθευσης της προτεινόμενης αυτόματης διαγνωστικής μεθόδου. Εξετάζουμε την επιτυχία ανίχνευσης αιμορραγίας σε συνεχές βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας. Τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται προέρχονται από 1.000 τυχαίες εικόνες που εξήχθησαν από το Set2 των 39 βίντεο της κάψουλας Pillcam™ SB. Δείγμα των εικόνων που χρησιμοποιήθηκαν για την επαλήθευση του προτεινόμενου προγράμματος για τον εντοπισμό των ζωνών αιμορραγίας φαίνονται στο Παράρτημα Π3. Τα βίντεο και οι εικόνες επιλέχτηκαν με τρόπο που να καλύπτουν διαφορετικούς τύπους αιμορραγιών, καθώς και μεταβολή του πλήθους και των θέσεων των μη υγιών ευρημάτων μέσα στην εξεταζόμενη εικόνα.

5.12.1 Αποτελέσματα απόδοσης για ανίχνευση των εικόνων με παθολογικά ευρήματα σε video

Η απόδοση της προτεινόμενης μεθόδου θα αξιολογηθεί στη συνέχεια, τόσο ποιοτικά όσο και ποσοτικά. Η ποσοτική αξιολόγηση περαιτέρω αφορά στην μέτρηση της απόδοσης (σωστής) διάγνωσης των μη υγιών εικόνων και στη μέτρηση της απόδοσης (σωστού) εντοπισμού αιμορραγικής ζώνης σε μια εικόνα, σε ένα βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας. Επίσης συγκρίνεται η διαφορά απόδοσης από τη χρήση των τελεστών Median και Minimum, για κάθε χρωματικό μοντέλο ανάλυσης.

5.12.1.1 Ποιοτική ανάλυση

Για τη διενέργεια ποιοτικής ανάλυσης, ξεχωρίζουμε τέσσερις αιμορραγικές εικόνες από τέσσερα διαφορετικά βίντεο, όπως π.χ. παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.16. Από αυτά συνάγουμε ότι η προτεινόμενη μέθοδος διαθέτει υψηλή ακρίβεια και αξιοπιστία.

5.12.1.2 Ποσοτική ανάλυση

Οι δείκτες που χρησιμοποιήθηκαν για την ποσοτικοποίηση της αποτελεσματικότητας της προτεινόμενης μεθόδου είναι η ευαισθησία (sensitivity), η ειδικότητα (specificity) και η ακρίβεια (accuracy), δείκτες που χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική διαγνωστική. Υψηλή ευαισθησία (sensitivity) σημαίνει υψηλή ικανότητα ανίχνευσης των εικόνων με αιμορραγία. Υψηλή εξειδίκευση (specificity) σημαίνει υψηλή ικανότητα αποφυγής ψευδούς ανίχνευσης. Η ακρίβεια (accuracy) χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της συνολικής απόδοσης της προτεινόμενης μεθόδου. Δεδομένου ότι ο αλγόριθμος χρησιμοποιείται για την ανίχνευση των εικόνων με αιμορραγία ή άλλων ανωμαλιών και την αποστολή τους σε ιατρούς για συγκεκριμένη εξέταση, η **ευαισθησία είναι πιο σημαντική από την ειδικότητα και την ακρίβεια**.

Ως sensitivity ορίζεται η ικανότητα να αναγνωρίζονται σωστά, true positive (TP) ή true negative (TN) ένα δείγμα, στην περίπτωση μας οι παθολογικές εικόνες του βίντεο.

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP+FN} \quad (5.1)$$

Ως specificity ορίζεται η ικανότητα να εντοπίζονται και να αναγνωρίζονται σωστά μόνο οι true negative (TN) εικόνες του βίντεο.

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN+FP} \quad (5.2)$$

Ως accuracy ορίζεται η πιθανότητα να αναγνωρίζονται σωστά, ως true positive (TP) και true negative (TN), εικόνες του βίντεο.

$$\text{Accuracy} = \frac{TP+TN}{TP+FP+TN+FN} \quad (5.3)$$

όπου:

TP είναι ο αριθμός των θετικών δειγμάτων (εικόνων) που έχουν ταξινομηθεί σωστά.

FN ο αριθμός των θετικών δειγμάτων (εικόνων) που ταξινομήθηκαν ως αρνητικά.

TN ο αριθμός των αρνητικών δειγμάτων (εικόνων) που έχουν ταξινομηθεί σωστά.

FP είναι ο αριθμός των αρνητικών δειγμάτων (εικόνων) που έχουν ταξινομηθεί εσφαλμένα ως θετικά.

Για να εξαχθούν οι δείκτες accuracy, specificity και sensitivity χρησιμοποιήθηκε το υποσύνολο εικόνων Set2 (500 υγιείς και 500 με παθολογικά ευρήματα), από τα βίντεο κάψουλας με διαγνωσμένη αιμορραγία.

Με τη χρήση Set2 επαλήθευσης εξασφαλίζονται αξιόπιστα αποτελέσματα για την αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου, για κάθε χρωματικό μοντέλο. Οι παρακάτω πίνακες (Πίνακας 5.2 έως Πίνακας 5.7) δείχνουν τα αποτελέσματα της απόδοσης της προτεινόμενης μεθόδου.

Εικόνες με αιμορραγία	RGB Median		HSV Median		YCbCr Median	
500 εικόνες	TP	FN	TP	FN	TP	FN
	475	25	490	10	497	3

Πίνακας 5.2 Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου στο dataset Set2 1.000 εικόνων επαλήθευσης με αιμορραγία, με φίλτρο Median.

Εικόνες χωρίς αιμορραγία	RGB Median		HSV Median		YCbCr Median	
500 εικόνες	TN	FP	TN	FP	TN	FP
	496	4	471	29	83	417

Πίνακας 5.3 Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου στο dataset Set2 1.000 εικόνων επαλήθευσης δίχως αιμορραγία, με φίλτρο Median.

Μοντέλο χρώματος	Accuracy	Specificity	Sensitivity
RGB Median	97,1%	99,2%	95,0%
HSV Median	96,1%	94,2%	98,0%
YCbCr Median	58,0%	16,6%	99,4%

Πίνακας 5.4 Απόδοση προτεινόμενης μεθόδου σε κάθε χρωματικό μοντέλο ανάλυσης, με φίλτρο Median, σε σύνολο 1.000 εικόνων (Πίνακας 5.2 και Πίνακας 5.3).

Εικόνες με αιμορραγία	RGB Minimum		HSV Minimum		YCbCr Minimum	
500 εικόνες	TP	FN	TP	FN	TP	FN
	472	28	495	5	496	4

Πίνακας 5.5 Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου στο dataset εικόνων επαλήθευσης με αιμορραγία, με φίλτρο Minimum.

Εικόνες χωρίς αιμορραγία	RGB Minimum		HSV Minimum		YCbCr Minimum	
500 εικόνες	TN	FP	TN	FP	TN	FP
	495	5	466	34	82	418

Πίνακας 5.6 Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου στο dataset Set2 εικόνων επαλήθευσης δίχως αιμορραγία, με φίλτρο Minimum.

Μοντέλο χρώματος	Accuracy	Specificity	Sensitivity
RGB, Minimum	96,7%	99,0%	94,4%
HSV, Minimum	96,1%	93,2%	99,0%
YCbCr, Minimum	57,8%	16,4%	99,2%

Πίνακας 5.7 Απόδοση προτεινόμενης μεθόδου σε κάθε χρωματικό μοντέλο ανάλυσης, με φίλτρο Minimum, σε σύνολο 1.000 εικόνων (Πίνακας 5.8 και Πίνακας 5.9).

5.12.2 Αποτελέσματα απόδοσης ανίχνευσης ζωνών αιμορραγίας σε παθολογική εικόνα

5.12.2.1 Ποσοτική ανάλυση

Προκειμένου να μετρηθεί η ποσοτική απόδοση της προτεινόμενης μεθόδου ανίχνευσης ζωνών αιμορραγίας σε μια παθολογική εικόνα του βίντεο, γίνεται σύγκριση αν ταυτίζεται η θέση μερικών ή όλων των εικονοστοιχείων που προτείνει ως αιμορραγικά ο αλγόριθμος με αυτά από την καθαυτή διάγνωση του διαγνώστη ιατρού. Λόγω της εφαρμογής φίλτρου Media ή Minimum, όλα τα εικονοστοιχεία με αίμα έχουν ίδια ένταση. Για το σκοπό αυτό υπολογίστηκαν οι τιμές των δεικτών: FNR (False Negative Ratio), FPR (False Positive Ratio), ακρίβεια (precision). Το ενδιαφέρον του ιατρού είναι να μην διαγνωστεί μια πραγματική αιμορραγική ζώνη ως υγιής, δηλαδή είναι **επιθυμητό να έχουμε ελάχιστη τιμή στο FNR**.

Γενικά, το αποτέλεσμα της σύγκρισης εμπίπτει σε μια από τις ακόλουθες τέσσερις κατηγορίες: είναι πραγματικά θετικό (true positive, TP), πραγματικά αρνητικό (true negative, TN), ψευδώς θετικό (false positive FP) ή ψευδώς αρνητικό (false negative, FN).

Υπάρχουν δύο **αληθείς** καταστάσεις που μας ενδιαφέρουν:

1. TP: Ως τα αιμορραγικά εικονοστοιχεία προσκήνιου που έχουν σωστά επισημανθεί ως αιμορραγικά, πραγματικά αληθή. Δηλαδή TP είναι ο αριθμός των παθολογικών εικόνων στις οποίες οι αιμορραγικές ζώνες έχουν ταξινομηθεί σωστά.
2. TN: ως τα αιμορραγικά εικονοστοιχεία του παρασκήνιου που έχουν ορθώς επισημανθεί ως μη αιμορραγικά, είναι όντως πραγματικά αρνητικά. Δηλαδή TN ο αριθμός των εικόνων όπου το παρασκήνιο (αρνητικά δείγματα) έχουν ταξινομηθεί σωστά.

Με ανάλογη λογική, υπάρχουν δύο **ψευδείς** καταστάσεις που μας ενδιαφέρουν:

1. FN: Ως τα εικονοστοιχεία του προσκήνιου που δεν έχουν επισημανθεί ως αιμορραγικά, τα οποία θα έπρεπε να σημανθούν, ως ψευδώς αρνητικά. Δηλαδή FN είναι ο αριθμός των εικόνων στις οποίες οι αιμορραγικές ζώνες δεν έχουν ταξινομηθεί σωστά.
2. FP: Ως ο αριθμός των εικόνων όπου το παρασκήνιο (αρνητικά δείγματα) έχουν ταξινομηθεί εσφαλμένα ως θετικά. Δηλαδή FP είναι ο αριθμός των εικόνων στις οποίες τα ψευδώς θετικά εικονοστοιχεία του παρασκήνιου από λάθος έχουν σημανθεί ως αιμορραγίες.

Από αυτές τις τέσσερις λογικές καταστάσεις υπολογίζονται τρία κριτήρια για να υπολογιστεί η απόδοση. Αυτά είναι:

1. Η ακρίβεια (precision),
2. η αναλογία των ψευδώς θετικών (false positive ratio, FPR) και
3. η αναλογία των ψευδώς αρνητικών (false negative ratio, FNR),

τα οποία και δίνονται από τις ακόλουθες σχέσεις:

Ως ακρίβεια (precision) ορίζεται η ικανότητα να αναγνωρίζεται σωστά, true positive (TP) και true negative (TN) η αιμορραγική ζώνη στην εικόνα. Είναι επιθυμητό να έχει όσο γίνεται μεγαλύτερη τιμή.

$$\text{Precision} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (5.4)$$

Ο FPR (False Positive Ratio) αποτελεί έναν δείκτη σφάλματος, οπότε είναι επιθυμητό να έχει κατά το δυνατό τη χαμηλότερη τιμή. Ορίζεται ως η πιθανότητα να αναγνωρίζονται από λάθος, μερικά ή όλα τα εικονοστοιχεία στο παρασκήνιο μιας εικόνας, ως ζώνη αιμορραγίας.

$$\text{FPR} = \frac{FP}{TN+FP} \quad (5.5)$$

Ο FNR (False Negative Ratio) είναι επίσης ένας δείκτης σφάλματος, οπότε είναι επιθυμητό να έχει χαμηλή τιμή. Ορίζεται ως η πιθανότητα να αναγνωρίζεται από λάθος το προσκήνιο μιας εικόνας ως υγιές.

$$\text{FNR} = \frac{FN}{TP+FN} \quad (5.6)$$

Η ακρίβεια (Precision) ποσοτικοποιεί το κατά πόσο ρεαλιστική είναι η υπόθεση της αληθινής ανίχνευσης μιας ζώνης αιμορραγίας, με τρόπο που μια υψηλότερη τιμή δηλώνει περισσότερο «αληθινό» αποτέλεσμα, συνεπώς είναι περισσότερο επιθυμητή. Από την άλλη, αποτελώντας μια ένδειξη σφάλματος, μια χαμηλή τιμή της ακρίβειας υποδηλώνει μεγαλύτερες τιμές για τα FPR και FNR.

Προκειμένου η ποσοτική ανάλυση να είναι κατά το δυνατόν αξιόπιστη, μελετούνται 50 αιμορραγικές εικόνες οι οποίες συλλέγονται από το Set2 των 39 βίντεο (δεν χρησιμοποιήθηκε στις φάσεις σχεδιασμού και επικύρωσης της προτεινόμενης μεθόδου) που όλες παρουσιάζουν διαπιστωμένες αιμορραγίες από διαγνώστες ιατρούς. Μέρους των εικόνων αυτών δείχνονται στο Παράρτημα Π3.

Παρατηρείται ότι σε όλες τις περιπτώσεις ο αλγόριθμος παρουσιάζει σχετικά αξιόπιστα αποτελέσματα, σε σχέση με την πραγματική διάγνωση, με καλύτερη διάγνωση στο χρωματικό μοντέλο HSV.

Εικόνες με αιμορραγία	RGB Median				HSV Median				YCbCr Median			
	TN	FP	TP	FN	TN	FP	TP	FN	TN	FP	TP	FN
50	35	15	46	4	40	10	50	0	12	38	41	9

Πίνακας 5.8 Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου με τα δεδομένα εικόνων επαλήθευσης (Set2).

Μοντέλο χρώματος	FPR	FNR	Precision
RGB Median	30%	8,0%	75.4%
HSV Median	20%	0,0%	83,3%
YCbCr Median	76%	18,0%	51,9%

Πίνακας 5.9 Απόδοση προτεινόμενης μεθόδου για τον εντοπισμό αιμορραγικών ζωνών σε μια εικόνα, σε κάθε χρωματικό μοντέλο ανάλυσης με τα δεδομένα εικόνων επαλήθευσης (Set2). Καλύτερη τιμή FNR στο HSV.

6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΑΝΑΠΤΥΞΗ

6.1 Σύγκριση με άλλες ερευνητικές εργασίες

Ο Πίνακας 6.1 και ο Πίνακας 6.2 παραθέτουν συγκριτικά την απόδοση των καλύτερων μεθόδων που αναφέρονται στη βιβλιογραφία, σε σχέση με τις μεθόδους που αναπτύξαμε σε αυτή την εργασία.

Μέθοδος	Sensitivity	Specificity	Accuracy
Uniform LBP[27]	79.25%	94.56%	91.50%
Hist, probability[28]	83.00%	75.69%	77.15%
Color hist.[24]	90.80%	92.63%	91.97%
Stat (CMYK)[24]	95.50%	92.87%	93.40%
Word hist.[26]	91.71%	94.05%	93.31%
Raw hist.[29]	94.50%	98.95%	98.06%
CHOBS[30]	97.85%	99.47%	99.15%
A. Πολυδώρου RGB (Median)	95,00%	99,20%	97,10%
A. Πολυδώρου HSV (Median)	98,00%	94,20%	96,10%
A. Πολυδώρου YCbCr (Median)	99,40%	16,60%	58,00%
A. Πολυδώρου RGB (Minimum)	94,40%	99,00%	96,70%
A. Πολυδώρου HSV (Minimum)	99,00%	93,20%	96,10%
A. Πολυδώρου YCbCr (Minimum)	99,20%	16,40%	57,80%

Πίνακας 6.1 Απόδοση μεθόδων εντοπισμού παθολογικών εικόνων σε βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας. Την καλύτερη ευαισθησία δίνει η προτεινόμενη μέθοδος **στο YCbCr και στο HSV, σχετικά καλύτερες κατά 1,55% και 0,15%** από τις καλύτερες δημοσιευμένες μέχρι τώρα.

Μέθοδος	FNR	FPR	Precision
Yuan[29]	2,14%	38,60%	93,61%
Ghosh[30]	3,11%	10,38%	99,15%
A. Πολυδώρου RGB	8,00%	30,00%	75,40%
A. Πολυδώρου HSV	0,00%	20,00%	83,30%
A. Πολυδώρου YCbCr	18,00%	76,00%	51,90%

Πίνακας 6.2 Απόδοση μεθόδων εντοπισμού αιμορραγικών ζωνών σε παθολογική εικόνα από βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας. Την καλύτερη FNR δίνει η προτεινόμενη μέθοδος **στο HSV, σχετικά καλύτερη κατά 2,14%** από την καλύτερη δημοσιευμένη μέχρι τώρα.

6.2 Συμπεράσματα

Από τα αποτελέσματα της προηγούμενης ενότητας, γίνεται αντιληπτό ότι το χρωματικό μοντέλο για τον καλύτερο εντοπισμό αιμορραγικής ζώνης σε παθολογική εικόνα είναι το HSV. Η χαμηλότερη τιμή FNR δίνεται από την προτεινόμενη μέθοδο στο HSV, σχετικά καλύτερη κατά 2,14% από την καλύτερη δημοσιευμένη μέθοδο μέχρι τώρα.

Ο λόγος που το HSV έχει ελαφρώς καλύτερη απόδοση σε σχέση με το RGB είναι γιατί η διαφορά των δύο μοντέλων είναι ότι στο HSV η πληροφορία του χρώματος βρίσκεται στην συνιστώσα H (απόχρωση) ενώ για το RGB η πληροφορία για το χρώμα πρέπει να εξαχθεί και από τις 3 συνιστώσες R (red), G (green), Blue (blue), κάτι που κάνει το RGB αρκετά δύσκολο στην περιγραφή και ταυτοποίηση των χρωμάτων. Σε αντίθεση με το RGB, το HSV διαχωρίζει την ένταση της εικόνας από το χρώμα, επομένως επηρεάζεται λιγότερο από αλλαγές που μπορεί να συμβαίνουν στην ένταση του φωτός κατά την διάρκεια λήψης των ενδοσκοπικών εικόνων, ειδικότερα στο πέρασμα του χρόνου, καθώς όσο περισσότερο χρόνο λειτουργεί η κάψουλα, τόσο περισσότερο εξασθενεί η μπαταρία της. Το τελευταίο έχει ως αποτέλεσμα την σταδιακή μείωση της φωτεινότητας.

Την καλύτερη ευαισθησία για την διάγνωση παθολογικών εικόνων με αίμα σε ένα βίντεο δίνει η προτεινόμενη μέθοδος στο YCbCr και στο HSV σχετικά καλύτερες κατά 1,55% και 0,15% από τις μέχρι τώρα δημοσιευμένες. Αντίθετα το YCbCr δίνει σχετικά υψηλή τιμή στο FNR, δηλαδή κάνει σχετικά μεγαλύτερο λάθος στον εντοπισμό των αιμορραγικών ζωνών. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι γιατί ο πειραματικός τρόπος υπολογισμού των κατωφλίων του χρωματολογίου αίματος βασίστηκε στην διακριτική ικανότητα όρασης του διαγνώστη ιατρού, που δεν έχει εξοικειωθεί με την απεικόνιση των αντικειμένων στο YCbCr μοντέλο. Το YCbCr δεν απεικονίζει τα χρώματα σύμφωνα με τον τρόπο που τα αντιλαμβάνεται ένας άνθρωπος (σε αντίθεση με το HSV) αλλά είναι ένα ψηφιακό μοντέλο που χρησιμοποιείται στην τηλεοπτική μετάδοση και κάλυψε την ανάγκη της προσθήκης της πληροφορίας του χρώματος στο ασπρόμαυρο τηλεοπτικό σήμα, χρήσιμο για εφαρμογές συμπίεσης.

6.3 Μελλοντική ανάπτυξη

Ο σκοπός της παραπάνω μελέτης ήταν ο εντοπισμός αιμορραγιών σε εικόνες που έχουν ληφθεί από ενδοσκοπική κάψουλα και η μείωση του χρόνου που χρειάζεται ο ιατρός για να εξετάσει τόσο μεγάλα βίντεο. Ο παραπάνω αλγόριθμος μπορεί να βελτιωθεί ακόμα περισσότερο μελλοντικά, καταρχάς στα ακόλουθα σημεία:

- Ρύθμιση φωτεινότητας ανάλογα με το χρονικό διάστημα που εξετάζει ο αλγόριθμος το βίντεο.
- Απαλοιφή παρόμοιων εικόνων, είτε περιέχουν αιμορραγία (TP) είτε είναι φυσιολογικές, αλλά έχουν εντοπιστεί ως αιμορραγικές (FP).
- Χρήση ANFIS για περαιτέρω βελτίωση των αποτελεσμάτων (ταξινόμηση διαφόρων ειδών αιμορραγικών βλαβών).
- Ανάπτυξη αλγορίθμου για τον εντοπισμό και άλλων βλαβών (π.χ. πολύποδες).

Υπάρχει επίσης το εγγενές πρόβλημα που αφορά κυρίως τη χρήση του RGB χρωματικού μοντέλου -και σε μικρότερο βαθμό του HSV. Μία σημαντική δυσκολία κατά την

αναγνώριση χρωμάτων σε μία εικόνα είναι το γεγονός ότι, καθώς αλλάζει η φωτεινότητά της, θα πρέπει να αλλάζουν αντίστοιχα και οι τρεις συνιστώσες του RGB για να έχουμε συνεπή διερεύνηση. Σε ένα βίντεο ενδοσκοπικής κάψουλας η φωτεινότητα είναι σταθερή μόνο για ένα αρχικό διάστημα, ενώ με την πάροδο του χρόνου μειώνεται καθώς μειώνεται η παρεχόμενη ενέργεια από την μπαταρία της κάψουλας. Επίσης μπορεί σε κάποια σημεία της διαδρομής της η γωνία λήψης να είναι μη αποδεκτή, λόγω του ότι η κάψουλα κινείται συνεχώς μέσα στο λεπτό έντερο. Στην παρούσα μελέτη το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίστηκε με το να αυξήσουμε το εύρος τιμών των συνιστωσών RGB στο επιλεγμένο χρωματολόγιο αναφοράς. Μία άλλη πιθανή λύση θα ήταν να μπορεί ο αλγόριθμος να προσαρμόζεται στην φωτεινότητα του βίντεο και να και να προσαρμόζει κάθε φορά το χρωματολόγιο ανάλογα.

Ένα βίντεο μπορεί να περιέχει κατά μέσο όρο 50.000 εικόνες. Πολλές από αυτές τις εικόνες συχνά είναι παρόμοιες και η επανάληψη τους σίγουρα δεν προσφέρει παραπάνω πληροφορία στη φάση της διάγνωσης. Στην παρούσα μελέτη λύσαμε αυτό το πρόβλημα με την μελέτη και σύγκριση των ιστογραμμάτων των διαδοχικών εικόνων, ώστε να απορρίπτουμε όσο το δυνατόν περισσότερες παρόμοιες.

Υλοποιημένο ήδη και παρουσιασμένο σε λειτουργία, αυτό από μόνο του αποτελεί ένα πολύ σημαντικό κομμάτι για την βελτίωση του αρχικού αλγορίθμου.

Θα μπορούσαν να προστεθούν παραπάνω χαρακτηριστικά για την απομάκρυνση τέτοιων εικόνων (επιπλέον του ιστογράμματος) και να μειώσουν περαιτέρω το χρόνο εξέτασης του βίντεο, εφόσον ο διαγνώστης ιατρός θα πρέπει να μελετήσει λιγότερες εικόνες. Παράλληλα, μετά την απομάκρυνση των παρόμοιων εικόνων, βελτιώνονται οι παράμετροι accuracy, specificity και sensitivity της μεθόδου.

7 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] B. Penna, T. Tillo, M. Grangetto, E. Magli, and G. Olmo, "A technique for blood detection in wireless capsule endoscopy images," in *Proc. 17th European Signal Processing Conf*, Aug. 2009, pp. 1864–1868.
- [2] P. Lalitha, M. C. B. Reddy, K. J. Reddy, and M. V. Kumari, "Computed tomography enteroclysis: a review." *Japanese journal of radiology*, vol. 29, pp. 673–681, Dec. 2011.
- [3] N. Takano, A. Yamada, H. Watabe, G. Togo, Y. Yamaji, H. Yoshida, T. Kawabe, M. Omata, and K. Koike, "Single-balloon versus double-balloon endoscopy for achieving total enteroscopy: a randomized, controlled trial." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 73, pp. 734–739, Apr. 2011.
- [4] S. F. Pasha and J. A. Leighton, "Evidence-based guide on capsule endoscopy for small bowel bleeding," *Gastroenterology & hepatology*, vol. 13, no. 2, p. 88, 2017.
- [5] B. I. Jang, S. H. Lee, J.-S. Moon, D. Y. Cheung, I. S. Lee, J. O. Kim, J. H. Cheon, C. H. Park, J.-S. Byeon, Y. S. Park, K.-N. Shim, Y.-S. Kim, K.-J. Kim, K. J. Lee, J.-K. Ryu, D. K. Chang, H. J. Chun, and M.-G. Choi, "Inter-observer agreement on the interpretation of capsule endoscopy findings based on capsule endoscopy structured terminology: A multicenter study by the korean gut image study group," *Scandinavian Journal of Gastroenterology*, vol. 45, no. 3, pp. 370–374, feb 2010.
- [6] M. Delvaux and G. Gay, "Capsule endoscopy in 2005: facts and perspectives." *Best practice & research. Clinical gastroenterology*, vol. 20, pp. 23–39, Feb. 2006.
- [7] D. R. Cave, "Reading wireless video capsule endoscopy." *Gastrointestinal endoscopy clinics of North America*, vol. 14, pp. 17–24, 2004.
- [8] A. Riphaus, S. Richter, M. Vonderach, and T. Wehrmann, "Capsule endoscopy interpretation by an endoscopy nurse - a comparative trial," *Zeitschrift für Gastroenterologie*, vol. 47, no. 3, pp. 273–276, mar 2009.
- [9] G. N. Levinthal, C. A. Burke, and J. M. Santisi, "The accuracy of an endoscopy nurse in interpreting capsule endoscopy." *The American journal of gastroenterology*, vol. 98, pp. 2669–2671, Dec. 2003.
- [10] E. M. L. Verschuur, E. J. Kuipers, and P. D. Siersema, "Nurses working in gi and endoscopic practice: a review." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 65, pp. 469–479, Mar. 2007.

- [11] H. S. Pannu and P. Jarial, "Machine learning techniques for bleeding detection in capsule endoscopy," in *Computing Methodologies and Communication (ICCMC), 2017 International Conference on*. IEEE, 2017, pp. 1054–1058.
- [12] S. Sainju, "Region color based automated bleeding detection in capsule endoscopy videos," Master's thesis, Electrical and Computer Engineering Department, University of Saskatchewan, Canada, 2014.
- [13] B. A. Sindhuja, "Bleeding detection in wce video using superpixel segmentation process," *National Conference on Research Advances in Communication, Computation, Electrical Science and Structures*, pp. 21–25, 2015.
- [14] Y. Chen and J. Lee, "A review of machine-vision-based analysis of wireless capsule endoscopy video." *Diagnostic and therapeutic endoscopy*, vol. 2012, 2012.
- [15] M. Tkalcic and J. F. Tasic, "Colour spaces: perceptual, historical and applicational background," in *Proc. IEEE Region 8 EUROCON 2003. Computer as a Tool*, vol. 1, Sep. 2003, pp. 304–308 vol.1.
- [16] H. D. Cheng, X. H. Jiang, Y. Sun, and J. Wang, "Color image segmentation: advances and prospects," *Pattern Recognition*, vol. 34, no. 12, pp. 2259–2281, 2001.
- [17] Y. S. Jung, Y. H. Kim, D. H. Lee, and J. H. Kim, "Active blood detection in a high resolution capsule endoscopy using color spectrum transformation," *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, vol. 1, pp. 859–862, 2008.
- [18] Y.-G. Lee and G. Yoon, "Bleeding detection algorithm for capsule endoscopy," *World Academy of Science, Engineering and Technology*, vol. 57, 2011.
- [19] P. Guobing, X. Fang, and C. Jiaoliao, "A novel algorithm for color similarity measurement and the application for bleeding detection in wce," *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*, vol. 3, no. 5, p. 1, 2011.
- [20] I. N. Figueiredo, S. Kumar, and P. N. Figueiredo, "An intelligent system for polyp detection in wireless capsule endoscopy images," *Computational Vision and Medical Image Processing IV: VIPIMAGE*, vol. 2013, pp. 229–235, 2013.
- [21] T. Ghosh, S. A. Fattah, and K. A. Wahid, "Automatic bleeding detection in wireless capsule endoscopy based on RGB pixel intensity ratio," in *2014 International Conference on Electrical Engineering and Information & Communication Technology*. IEEE, apr 2014.
- [22] T. Ghosh, S. K. Bashar, M. S. Alam, K. Wahid, and S. A. Fattah, "A statistical feature based novel method to detect bleeding in wireless capsule endoscopy

images,” in *2014 International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV)*. IEEE, may 2014.

- [23] T. Ghosh, S. A. Fattah, C. Shahnaz, and K. A. Wahid, “An automatic bleeding detection scheme in wireless capsule endoscopy based on histogram of an RGB-indexed image,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, aug 2014.
- [24] T. Ghosh, S. K. Bashar, S. A. Fattah, C. Shahnaz, and K. A. Wahid, “A feature extraction scheme from region of interest of wireless capsule endoscopy images for automatic bleeding detection,” in *2014 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT)*. IEEE, dec 2014, pp. 1–4.
- [25] T. Ghosh, S. A. Fattah, S. K. Bashar, C. Shahnaz, K. A. Wahid, W. P. Zhu, and M. O. Ahmad, “An automatic bleeding detection technique in wireless capsule endoscopy from region of interest,” in *Digital Signal Processing (DSP), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015, pp. 1293–1297.
- [26] Y. Yuan, B. Li, and M. Q. H. Meng, “Bleeding frame and region detection in the wireless capsule endoscopy video,” *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 20, no. 2, pp. 624–630, 2016.
- [27] B. Li and M. Q. H. Meng, “Computer-aided detection of bleeding regions for capsule endoscopy images,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 4, pp. 1032–1039, Apr. 2009.
- [28] S. Sainju, F. M. Bui, and K. Wahid, “Bleeding detection in wireless capsule endoscopy based on color features from histogram probability,” in *Proc. 26th IEEE Canadian Conf. Electrical and Computer Engineering (CCECE)*, May 2013, pp. 1–4.
- [29] J. Liu and X. Yuan, “Obscure bleeding detection in endoscopy images using support vector machines,” *Optimization and Engineering*, vol. 10, no. 2, pp. 289–299, nov 2008.
- [30] T. Ghosh, S. A. Fattah, and K. A. Wahid, “CHOBS: Color histogram of block statistics for automatic bleeding detection in wireless capsule endoscopy video,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 6, pp. 1–12, 2018.
- [31] L. T. Weaver, S. Austin, and T. J. Cole, “Small intestinal length: a factor essential for gut adaptation.” *Gut*, vol. 32, no. 11, pp. 1321–1323, 1991.
- [32] L. B. Gerson, “Outcomes associated with deep enteroscopy,” *Gastrointestinal Endoscopy Clinics*, vol. 19, no. 3, pp. 481–496, 2009.

- [33] S. Bonnet, R. Douard, G. Malamut, C. Cellier, and P. Wind, "Intraoperative enteroscopy in the management of obscure gastrointestinal bleeding," *Digestive and Liver Disease*, vol. 45, no. 4, pp. 277–284, apr 2013.
- [34] R. Sidhu, M. E. McAlindon, K. Drew, S. Hardcastle, I. C. Cameron, and D. S. Sanders, "Evaluating the role of small-bowel endoscopy in clinical practice: the largest single-centre experience." *European journal of gastroenterology & hepatology*, vol. 24, pp. 513–519, May 2012.
- [35] J. R. Judah, P. V. Draganov, Y. Lam, W. Hou, and J. M. Buscaglia, "Spiral enteroscopy is safe and effective for an elderly united states population of patients with numerous comorbidities," *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, vol. 8, no. 7, pp. 572–576, jul 2010.
- [36] I. Markova, K. Kluchova, R. Zboril, M. Mashlan, and M. Herman, "Small bowel imaging - still a radiologic approach?" *Faculty Hospital Palacky University Olomouc*, no. 154, pp. 123–132, 2010.
- [37] I. C. Lawrance, C. J. Welman, P. Shipman, and K. Murray, "Small bowel mri enteroclysis or follow through: which is optimal?" *World journal of gastroenterology*, vol. 15, pp. 5300–5306, Nov. 2009.
- [38] G. Gay, M. Delvaux, and J. Rey, "The role of video capsule endoscopy in the diagnosis of digestive diseases: a review of current possibilities," *Endoscopy*, vol. 36, no. 10, pp. 913–920, sep 2004.
- [39] G. D. Meron, "The development of the swallowable video capsule (m2a)." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 52, pp. 817–819, Dec. 2000.
- [40] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy." *Nature*, vol. 405, p. 417, May 2000.
- [41] D. J. Hass, *Capsule Endoscopy: A Guide to Becoming an Efficient and Effective Reader*. Springer International Publishing, 2017. [Online]. Available: <https://books.google.gr/books?id=kDs2DgAAQBAJ>
- [42] G. Iddan, "Notes from the inventor," in *Atlas of Capsule Endoscopy*, M. Halpern and H. Jacob, Eds. Given Imaging Ltd, 2002, no. 3–7.
- [43] G. Meron, "Development of the swallowable video capsule," in *Atlas of Capsule Endoscopy*, M. Halpern and H. Jacob, Eds. Given Imaging Ltd, 2002, no. 3–7.
- [44] Given Imaging Ltd, *PillCam Capsule Endoscopy Manual*, G. I. Ltd, Ed. Given Imaging Ltd, 2016, no. 2928-02.
- [45] J. F. Rey, G. Gay, A. Kruse, R. Lambert, and E. G. Committee, "European society of gastrointestinal endoscopy guideline for video capsule endoscopy." *Endoscopy*, vol. 36, pp. 656–658, Jul. 2004.

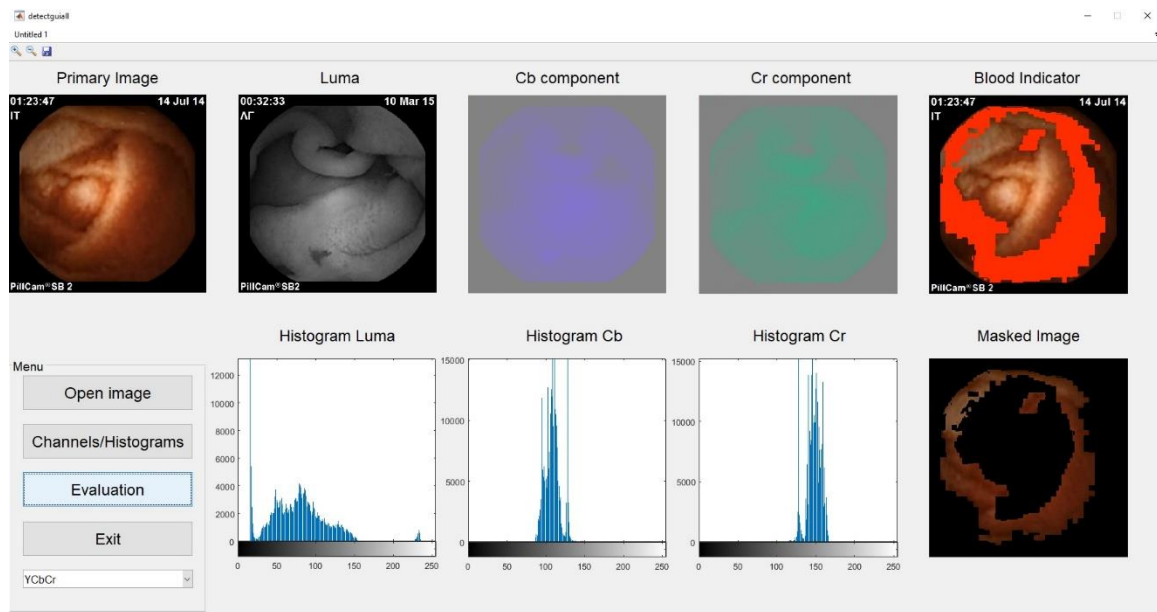
- [46] J. F. Rey, S. Ladas, A. Alhassani, K. Kuznetsov, and ESGE Guidelines Committee, "European society of gastrointestinal endoscopy (ESGE). video capsule endoscopy: update to guidelines." *Endoscopy*, vol. 38, pp. 1047–1053, Oct. 2006.
- [47] V. Appalaneni, T. Glenn, and B. J. Hoffman, "Video capsule endoscopy: Accuracy of quick-view," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 65, no. 5, p. 313, Jun. 2007.
- [48] J. Pohl, J. M. Blancas, D. Cave, K. Y. Choi, M. Delvaux, C. Ell, G. Gay, M. A. J. M. Jacobs, N. Marcon, T. Matsui, A. May, C. J. Mulder, M. Pennazio, E. Perez-Cuadrado, K. Sugano, P. Vilmann, H. Yamamoto, T. Yano, and J. J. Zhong, "Consensus report of the 2nd international conference on double balloon endoscopy." *Endoscopy*, vol. 40, pp. 156–160, Feb. 2008.
- [49] F. H. Schnoll-Sussman, A. Bergwerk, R. Eliakim, P. Legnani, B. S. Lewis, M. Rubin, and I. J. Schmelkin, "New capsule endoscopy viewing mode may improve reading efficiency without effect on pathology detection rate," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 63, no. 5, p. 227, Jun. 2006.
- [50] J. Westerhof, J. J. Koornstra, and R. K. Weersma, "Can we reduce capsule endoscopy reading times?" *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 69, pp. 497–502, Mar. 2009.
- [51] A. Shiotani, K. Honda, M. Kawakami, T. Murao, H. Matsumoto, K.-I. Tarumi, H. Kusunoki, J. Hata, and K. Haruma, "Evaluation of rapid[®] 5 access software for examination of capsule endoscopies and reading of the capsule by an endoscopy nurse." *Journal of gastroenterology*, vol. 46, pp. 138–142, Feb. 2011.
- [52] K. Mergener and R. Enns, "Interobserver variability for reading capsule endoscopy examinations," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 57, no. 5, pp. 255–264, 2003.
- [53] U. GÃ¼nther, S. Daum, M. Zeitz, and C. Bojarski, "Capsule endoscopy: comparison of two different reading modes." *International journal of colorectal disease*, vol. 27, pp. 521–525, Apr. 2012.
- [54] L. H. Lai, G. L. H. Wong, D. K. L. Chow, J. Y. W. Lau, J. J. Y. Sung, and W. K. Leung, "Inter-observer variations on interpretation of capsule endoscopies." *European journal of gastroenterology & hepatology*, vol. 18, pp. 283–286, Mar. 2006.
- [55] N. Hosoe, J.-F. Rey, H. Imaeda, R. Bessho, R. Ichikawa, Y. Ida, M. Naganuma, T. Kanai, T. Hibi, and H. Ogata, "Evaluations of capsule endoscopy software in reducing the reading time and the rate of false negatives by inexperienced endoscopists." *Clinics and research in hepatology and gastroenterology*, vol. 36, pp. 66–71, Feb. 2012.

- [56] Y. Zheng, L. Hawkins, J. Wolff, O. Goloubeva, and E. Goldberg, "Detection of lesions during capsule endoscopy: physician performance is disappointing." *The American journal of gastroenterology*, vol. 107, pp. 554–560, Apr. 2012.
- [57] A. Koulaouzidis, A. Smirnidis, S. Douglas, and J. N. Plevris, "Quickview in small-bowel capsule endoscopy is useful in certain clinical settings, but quickview with blue mode is of no additional benefit." *European journal of gastroenterology & hepatology*, vol. 24, pp. 1099–1104, Sep. 2012.
- [58] A. Shiotani, K. Honda, M. Kawakami, Y. Kimura, Y. Yamanaka, M. Fujita, H. Matsumoto, K.-i. Tarumi, N. Manabe, and K. Haruma, "Analysis of small-bowel capsule endoscopy reading by using quickview mode: training assistants for reading may produce a high diagnostic yield and save time for physicians." *Journal of clinical gastroenterology*, vol. 46, pp. e92–e95, 2012.
- [59] J.-C. Saurin, M. G. Lapalus, F. Cholet, P. N. D'Halluin, B. Filoche, M. Gaudric, S. Sacher-Huvelin, C. Savalle, M. Frederic, P. A. Lamarre, E. Ben Soussan, and F. S. of Digestive Endoscopy (SFED), "Can we shorten the small-bowel capsule reading time with the "quick-view" image detection system?" *Digestive and liver disease : official journal of the Italian Society of Gastroenterology and the Italian Association for the Study of the Liver*, vol. 44, pp. 477–481, Jun. 2012.
- [60] C. P. Swain, F. Gong, and T. N. Mills, "Wireless transmission of a colour television moving image from the stomach using a miniature ccd camera, light source and microwave transmitter," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 45, no. 4, pp. 62–66, Jun. 1997.
- [61] N. Shamsudhin, V. I. Zverev, H. Keller, S. Pane, P. W. Egolf, B. J. Nelson, and A. M. Tishin, "Magnetically guided capsule endoscopy," *Medical Physics*, vol. 44, no. 8, pp. e91–e111, jun 2017.
- [62] A. Koulaouzidis and K. J. Dabos, "Looking forwards: not necessarily the best in capsule endoscopy?" *Annals of gastroenterology*, vol. 26, pp. 365–367, 2013.
- [63] W. S. Selby and E. Prakoso, "The inability to visualize the ampulla of vater is an inherent limitation of capsule endoscopy," *European Journal of Gastroenterology & Hepatology*, vol. 23, no. 1, pp. 101–103, jan 2011.
- [64] CapsoVision Inc., "See More. Diagnose Smarter. Experience the difference with the all-new CapsoCam Plus," 2018, [Online; accessed 10-May-2018]. [Online]. Available: <http://www.capsovision.com/products/capsocam-plus>
- [65] M. Mylonaki, A. Fritscher-Ravens, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy: a comparison with push enteroscopy in patients with gastroscopy and colonoscopy negative gastrointestinal bleeding." *Gut*, vol. 52, pp. 1122–1126, Aug. 2003.

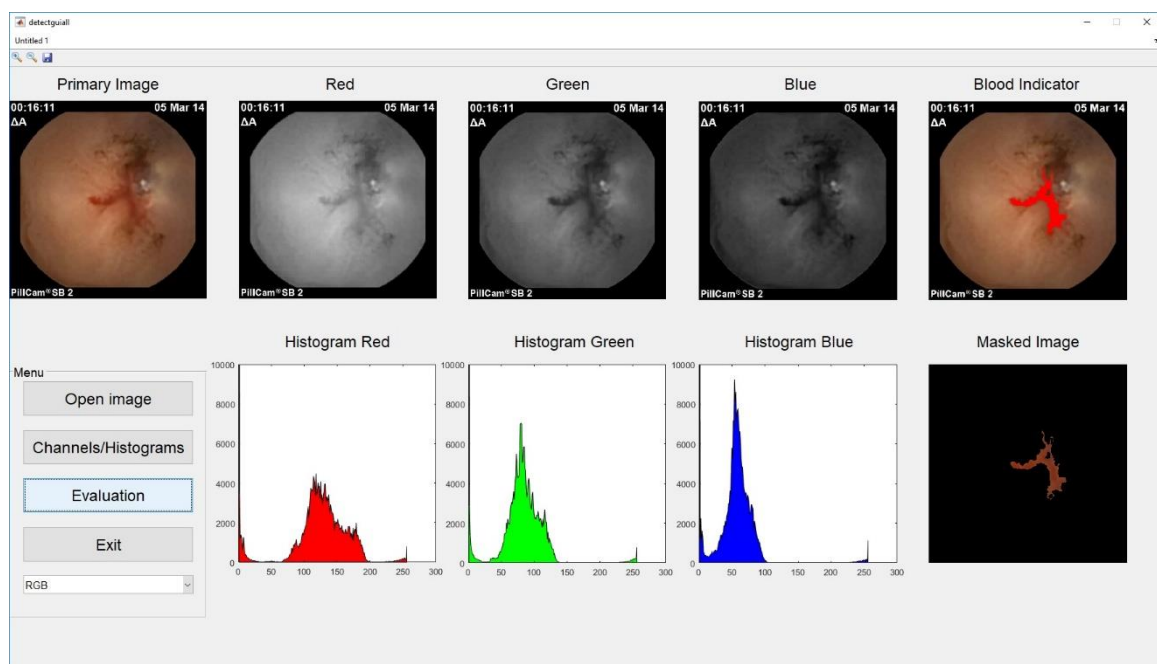
- [66] B. S. Lewis, "How to read wireless capsule endoscopic images: tips of the trade." *Gastrointestinal endoscopy clinics of North America*, vol. 14, pp. 11–16, Jan. 2004.
- [67] D. O. Faigel, T. H. Baron, D. G. Adler, R. E. Davila, J. Egan, W. K. Hirota, B. C. Jacobson, J. A. Leighton, W. Qureshi, E. Rajan, M. J. Zuckerman, R. Fanelli, J. Wheeler-Harbaugh, and ASGE, "Asge guideline: guidelines for credentialing and granting privileges for capsule endoscopy." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 61, pp. 503–505, Apr. 2005.
- [68] S. B. Hooks, T. J. Rutland, and J. A. Di Palma, "Lubiprostone neither decreases gastric and small-bowel transit time nor improves visualization of small bowel for capsule endoscopy: a double-blind, placebo-controlled study." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 70, pp. 942–946, Nov. 2009.
- [69] A. Postgate, P. Tekkis, N. Patterson, A. Fitzpatrick, P. Bassett, and C. Fraser, "Are bowel purgatives and prokinetics useful for small-bowel capsule endoscopy? a prospective randomized controlled study." *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 69, pp. 1120–1128, May 2009.
- [70] M. Appleyard, Z. Fireman, A. Glukhovsky, H. Jacob, R. Shreiver, S. Kadirkamanathan, A. Lavy, S. Lewkowicz, E. Scapa, R. Shofti, P. Swain, and A. Zaretsky, "A randomized trial comparing wireless capsule endoscopy with push enteroscopy for the detection of small-bowel lesions." *Gastroenterology*, vol. 119, pp. 1431–1438, Dec. 2000.
- [71] D. Vernon, *Machine Vision: Automated Visual Inspection and Robot Vision*. Prentice Hall, 1991. [Online]. Available: <https://books.google.gr/books?id=sd5qQgAACAAJ>
- [72] J. Garcia-Rodriguez, *Advancements in Computer Vision and Image Processing*, ser. Advances in Computer and Electrical Engineering. IGI Global, 2018. [Online]. Available: <https://books.google.gr/books?id=p95PDwAAQBAJ>
- [73] R. M. Haralick and L. G. Shapiro, *Computer and Robot Vision*, ser. Computer and Robot Vision. Addison-Wesley Publishing Company, 1993. [Online]. Available: <https://books.google.gr/books?id=LfVRAAAAMAAJ>
- [74] H.-S. P. Wong, "CMOS image sensors-recent advances and device scaling considerations," in *Proc. Int. Electron Devices Meeting. IEDM Technical Digest*, Dec. 1997, pp. 201–204.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π1: Παραδείγματα διάγνωσης προτεινόμενης μεθόδου

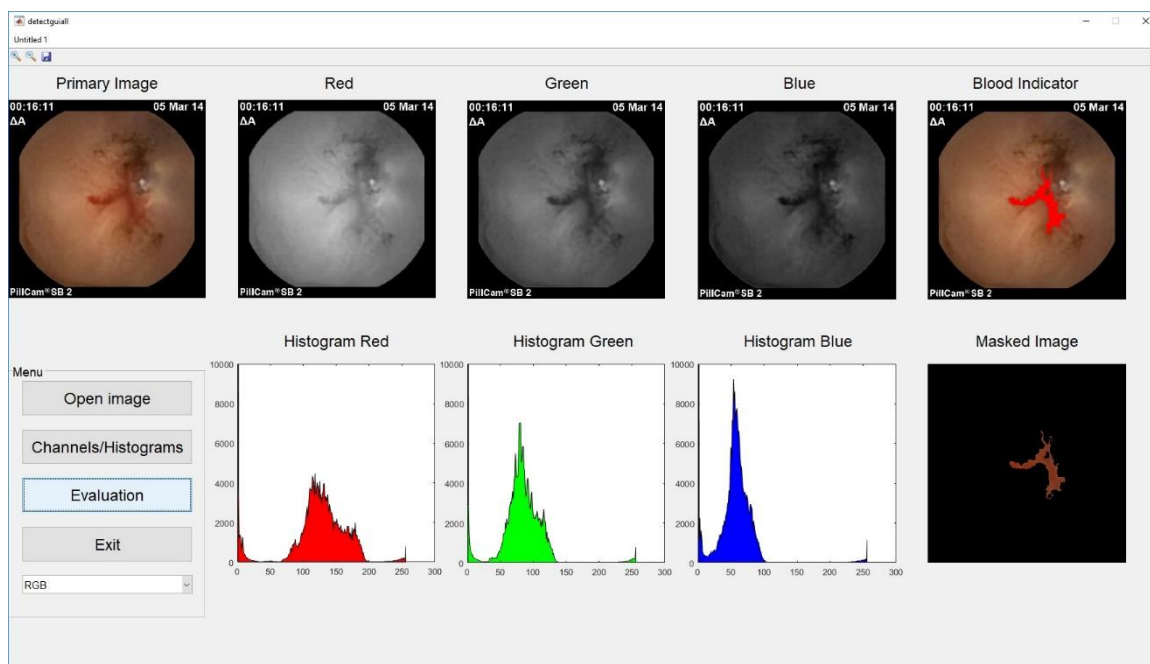
Εικόνες που διαγνώστηκαν για την ταξινόμηση τους σε παθολογικές εικόνες του βίντεο και σε αιμορραγικές ζώνες 3 κλάσεων, ανάλογα με την έκτασή τους:



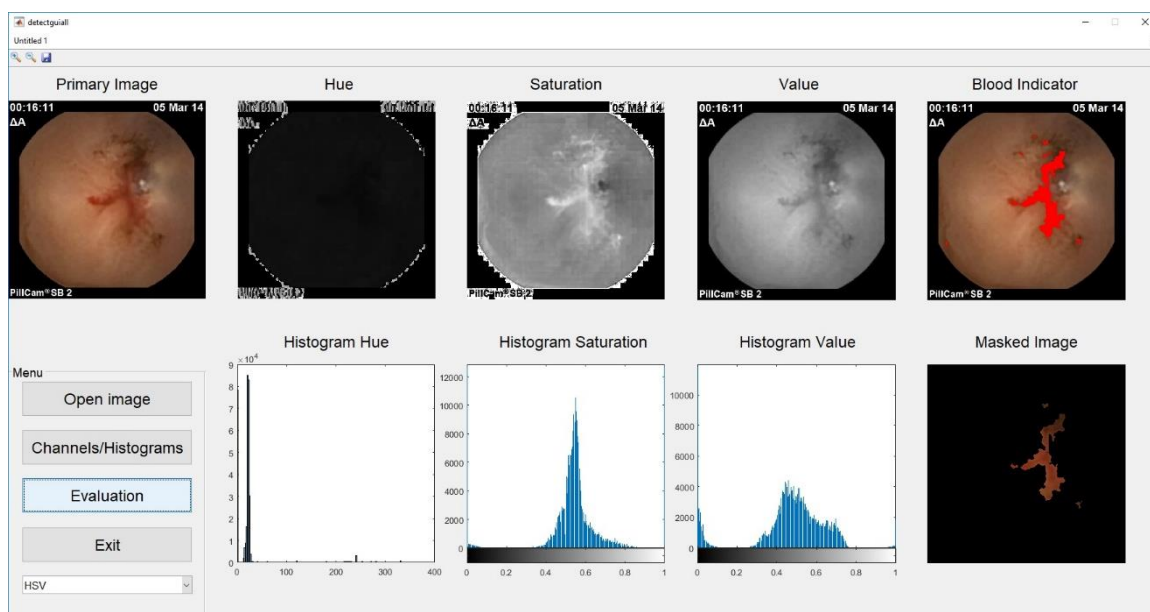
Π1.1



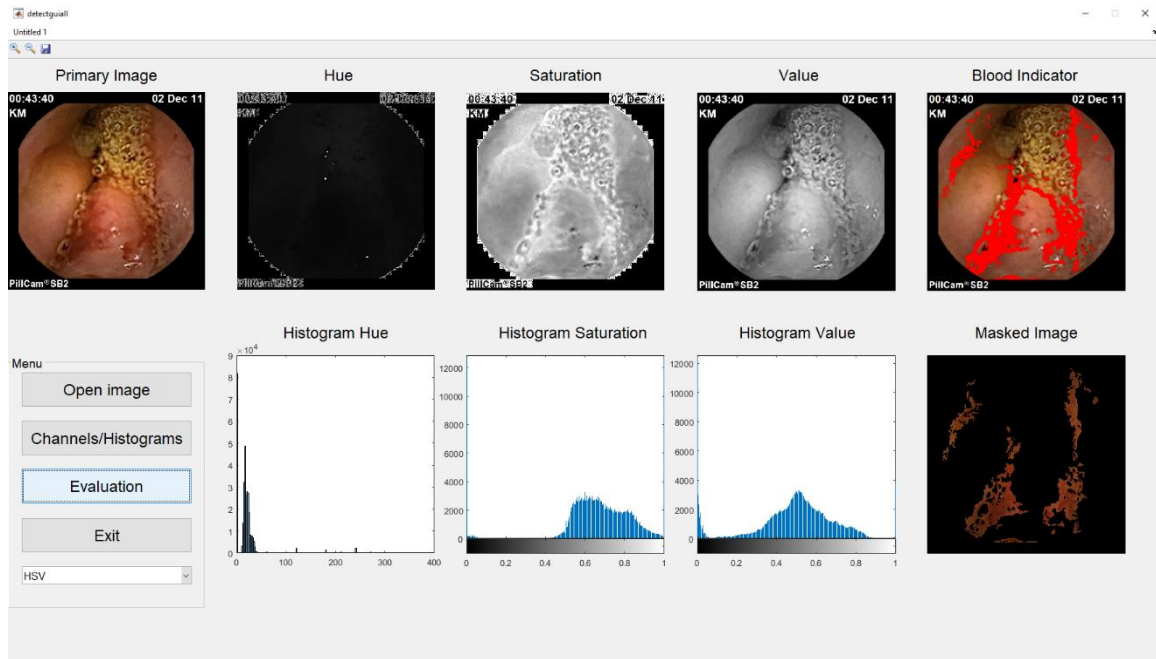
Π1.2



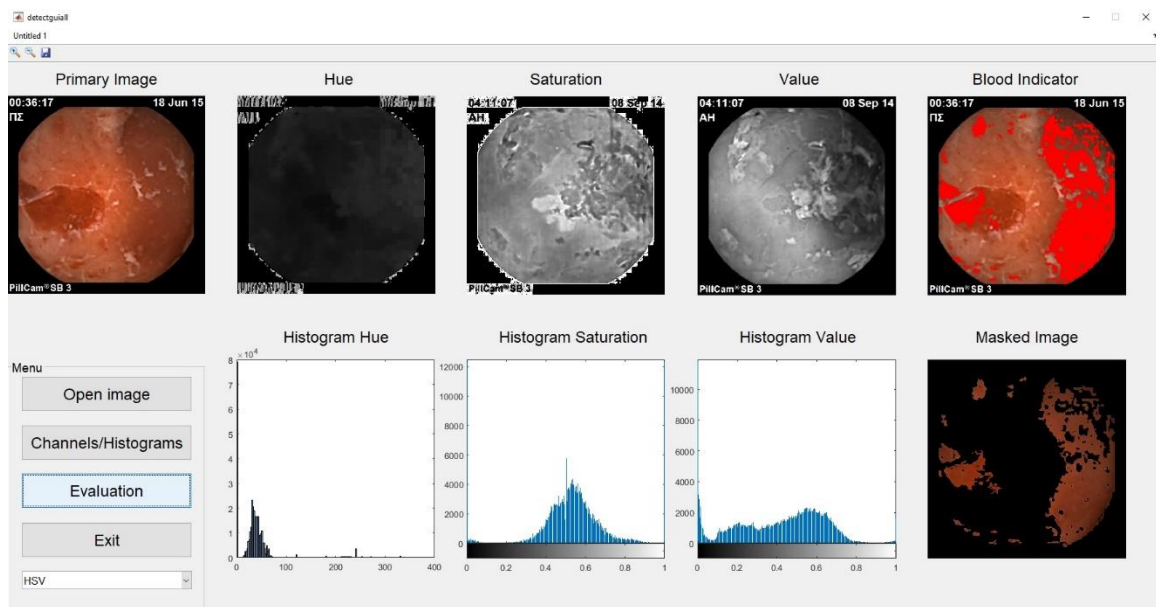
Π1.3



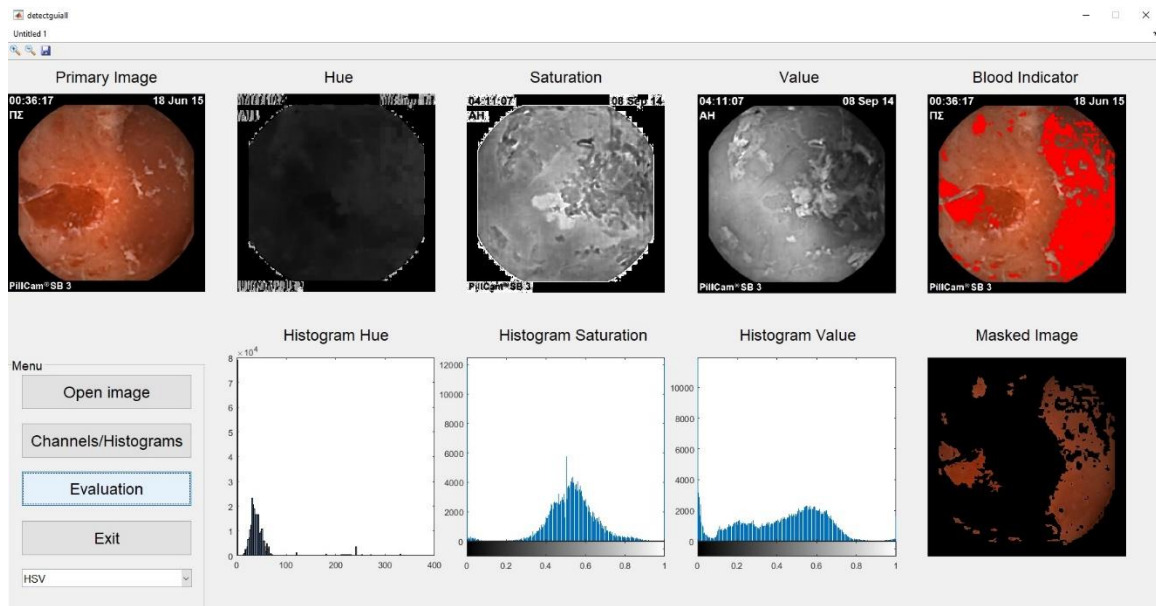
Π1.4



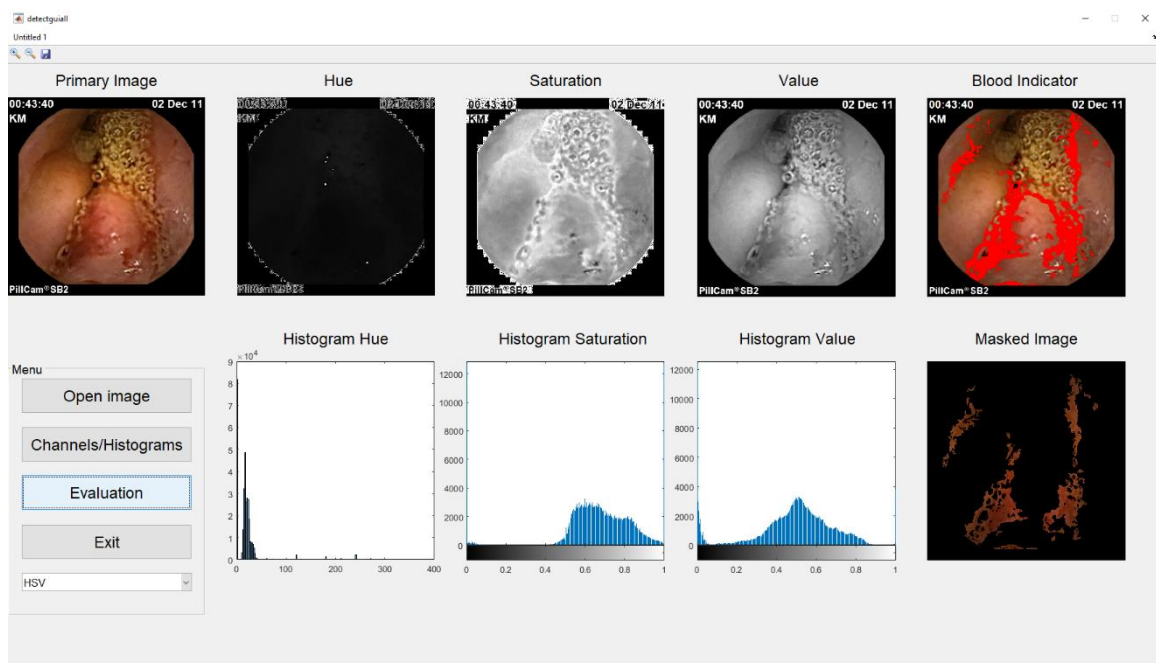
Π1.5



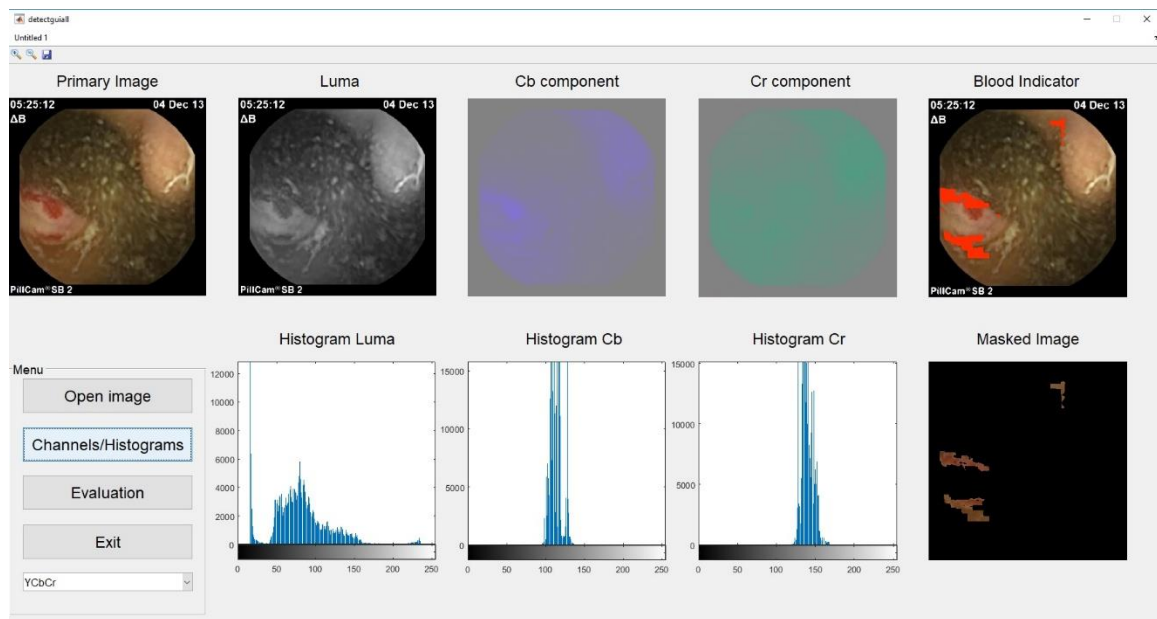
Π1.6



Π1.7



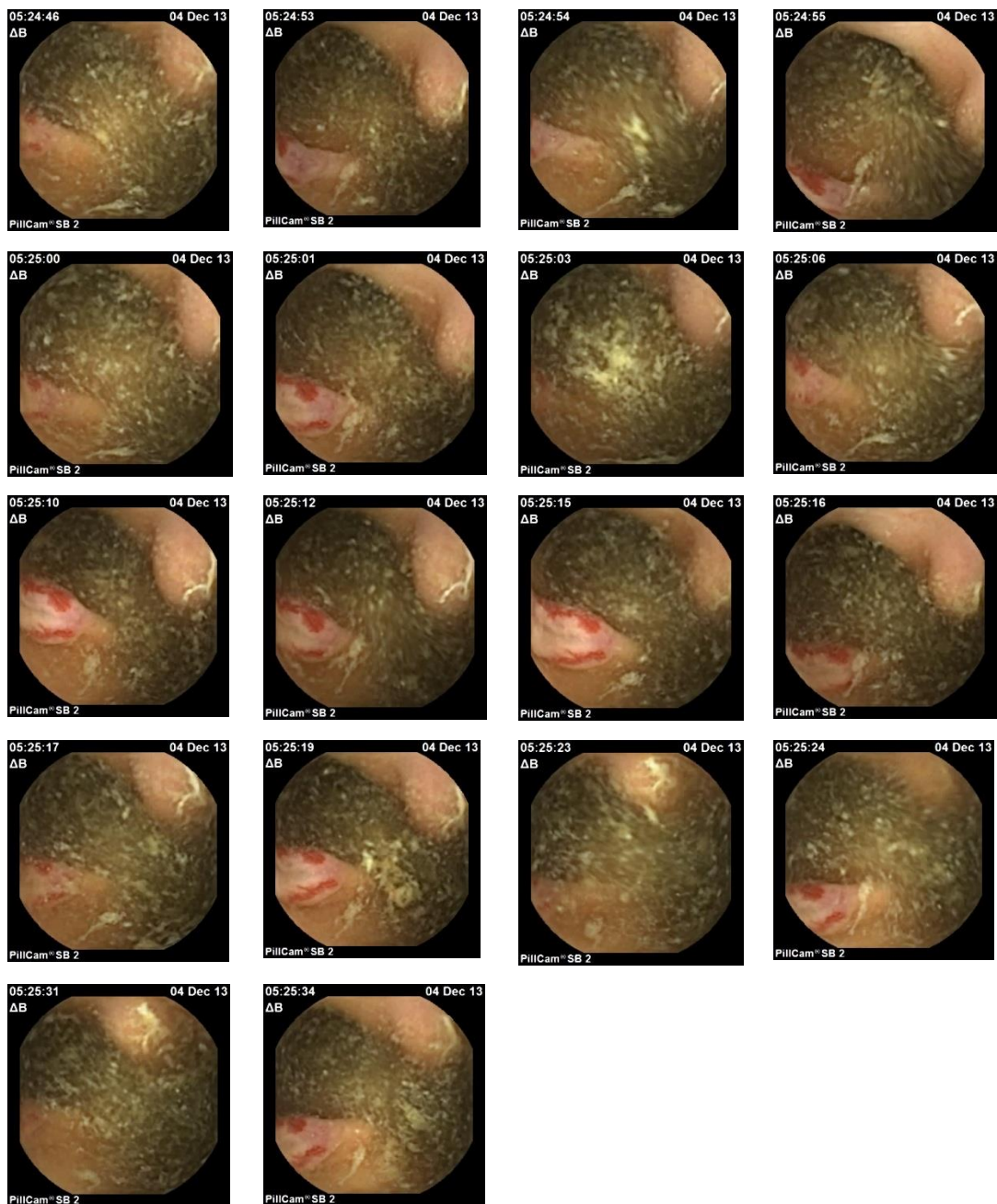
Π1.8



Π1.9

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π2: Δείγμα εικόνων Set2

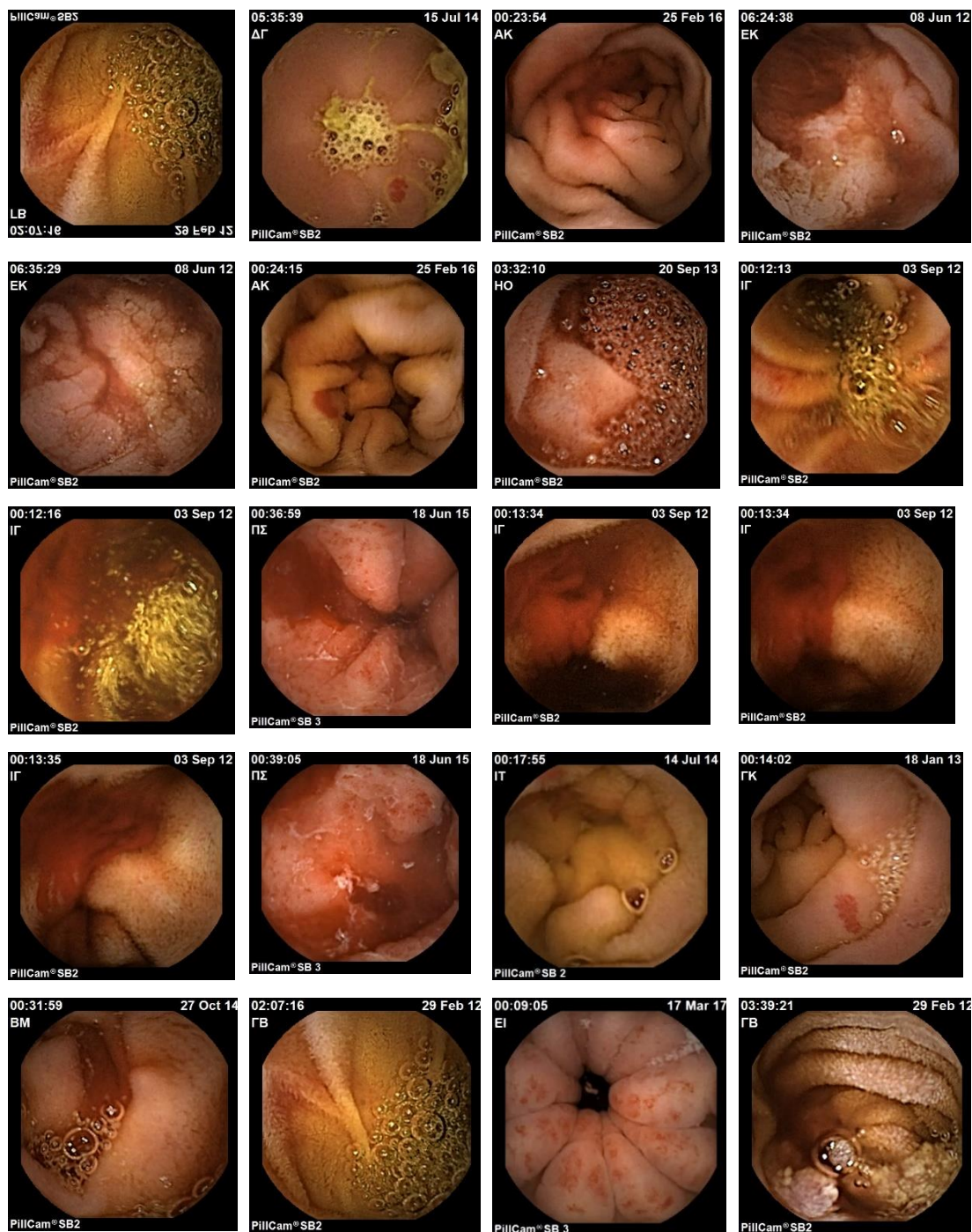
Δείγμα εικόνων του Set2 που διαγνώσθηκαν για την στατιστική επαλήθευση της ικανότητας ταξινόμησης τους σε αιμορραγικές ζώνες 3 κλάσεων, ανάλογα με την έκτασή τους:



Π2.1

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π3: Δείγμα εικόνων Set2

Δείγμα εικόνων του Set2, που διαγνώστηκαν για την στατιστική επαλήθευση (Precision, FPR, FNR), χαρακτηρισμού αιμορραγικών ζωνών σε εικόνες με παθολογικά ευρήματα αιμορραγίας:



Π3.1

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π5: Δείγμα κώδικα προτεινόμενου αλγόριθμου

```
1 function varargout = detectguiall(varargin)
2 % DETECTGUIALL MATLAB code for detectguiall.fig
3 %     DETECTGUIALL, by itself, creates a new DETECTGUIALL or raises the
4 existing
5 %     singleton*.
6 %
7 %     H = DETECTGUIALL returns the handle to a new DETECTGUIALL or
8 the handle to
9 %     the existing singleton*.
10 %
11 %     DETECTGUIALL('CALLBACK', hObject,eventData,handles,...) calls
12 the local
13 %     function named CALLBACK in DETECTGUIALL.M with the given input
14 arguments.
15 %
16 %     DETECTGUIALL('Property','Value',...) creates a new
17 DETECTGUIALL or raises the
18 %     existing singleton*. Starting from the left, property value
19 pairs are
20 %     applied to the GUI before detectguiall_OpeningFcn gets called.
21 An
22 %     unrecognized property name or invalid value makes property
23 application
24 %     stop. All inputs are passed to detectguiall_OpeningFcn via
25 varargin.
26 %
27 %     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
28 only one
29 %     instance to run (singleton)".
30 %
31 % See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
32
33 % Edit the above text to modify the response to help detectguiall
34
35 % Last Modified by GUIDE v2.5 14-Dec-2017 16:05:50
36
37 % Begin initialization code - DO NOT EDIT
38 gui_Singleton = 1;
39 gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
40                   'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
41                   'gui_OpeningFcn', @detectguiall_OpeningFcn, ...
42                   'gui_OutputFcn',  @detectguiall_OutputFcn, ...
43                   'gui_LayoutFcn',  [] , ...
44                   'gui_Callback',    []);
45 if nargin && ischar(varargin{1})
46     gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
47 end
48
49 if nargout
50     [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
51 Else
52     gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
53 end
54 % End initialization code - DO NOT EDIT
```

```

845 % Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String')) returns PopMenu
846 contents as cell array
847 %         contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from
848 PopMenu
849
850 contents = cellstr(get(hObject,'String'));
851 popChoice = contents{get(hObject,'Value')};
852 switch popChoice                                %%users choice from the
853 popup menu
854     case 'RGB'
855         setappdata(0,'popChoice',popChoice);
856     case 'HSV'
857         setappdata(0,'popChoice',popChoice);
858     case 'YCbCr'
859         setappdata(0,'popChoice',popChoice);
860
861 end
862
863
864
865 % --- Executes during object creation, after setting all properties.
866 function PopMenu_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
867 % hObject      handle to PopMenu (see GCBO)
868 % eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
869 % handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
870 called
871
872 % Hint: popupmenu controls usually have a white background on
873 Windows.
874 %         See ISPC and COMPUTER.
875 if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
876 get(0,'defaultUiicontrolBackgroundColor'))
877     set(hObject,'BackgroundColor','white');
878 end
879
880
881 % -----
882 -
883 function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
884 % hObject      handle to Untitled_1 (see GCBO)
885 % eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
886 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
887
888
889 % --- Executes on button press in ExitButton.
890 function ExitButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
891 % hObject      handle to ExitButton (see GCBO)
892 % eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
893 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
894 msgbox('Closing app...')
895 pause(1)
896 close();
897 close();
898 close all;
899 clear all;

```