



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MİDE KANSERİNİN TESPİTİ İÇİN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİR KARAR DESTEK SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Ali YAŞAR

DOKTORA TEZİ

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Temmuz-2018
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

YÜKSEK LİSANS/ DOKTORA TEZİ

MİDE KANSERİNİN TESPİTİ İÇİN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK BİR KARAR DESTEK SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

ALİ YAŞAR

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İsmail SARITAŞ

2018, 145 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. İsmail SARITAŞ
Prof. Dr. Ömer Faruk BAY
Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Doç. Dr. Şakir TAŞDEMİR
Doç. Dr. Halife KODAZ

Mide kanseri, başlangıçta neredeyse hiç belirti vermediği için erken evrede tespit edilmesi zor olan bir kanser türüdür. Mide kanseri, hem dünyada hem de Türkiye'de görülme sıklığı giderek artan bir kanser türüdür. Mide kanseri tanısında dünya genelinde en yaygın kullanılan yöntem endoskopidir. Ancak kesin teşhis endoskopik yöntemle alınan biyopsi sonucu ile konmaktadır. Endoskopi ile tanı oldukça spesifik ve hassas bir yöntemdir. Yüksek çözünürlüklü endoskopi ile mukoza yüzeyinin hafif renk değişikliklerini, kabarıklıklarını ve yapısal değişikliklerini tespit etmek mümkündür. Ancak yapılan işlemler doktor gözüyle yapıldığı için kanserli bölgelerin gözden kaçırılması ve/veya eksik tespit edilebilmesi söz konusu olabilmektedir. Kanserli alanın tamamen tespit edilememesi, hastaya cerrahi müdahaleden belli bir süre sonra kanser vakasının nüksetmesi problemi ile karşı karşıya kalınabilmektedir. Bu problemin ortadan kalkması için uzman doktor yardımıyla ve görüntü işleme tekniklerini kullanarak bir bilgisayarlı karar destek sistemi (BKD) gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen BKD sistemi gastroenteroloji doktorlarına yardımcı bir asistan gibi çalışarak midede endoskopik görüntülerde kanserli alanın tespit edilmesi, bu alanlardan biyopsinin alınması ve daha iyi tanı konmasına yardımcı olmaktadır.

Bu tez çalışmasında Gastroenteroloji bilim dalına gelen hastalardan biyopsi alınan ve patolojik sonucunda kanser teşhisi konulan hastalardan temin edilmiş endoskopi görüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Kanserli alanın tespit edilmesi için Bölge Büyütme (BB), İstatistiksel Bölge Birleştirme (İBB), İstatistiksel Bölge Birleştirmede Bölge Büyütme (İBBBB) yöntemleri uygulanmıştır. Uygulanan yöntemler sonucunda elde edilen bölge kesin kanserli bölge olarak ifade edilmemelidir. Ancak bu uzman doktorların biyopsi işlemini bir kereden fazla yapması yerine tespit edilen alanlardan da biyopsi örneği alarak hastaların daha fazla endoskopi ve biyopsi işlemine maruz kalmalarını önleyebilecektir. Böylece bu çalışma ile hastaların morallerinin bozulmasını, fazla biyopsi sonucu oluşabilecek komplikasyonları ve doktorlara karşı oluşabilecek güven kaybını engellemiş olacaktır.

Endoskopi görüntülerinde yapılan BB yöntemine göre kitle-doku sınıflandırması sonuçlarına göre en yüksek sınıflandırma doğruluğu %99.63, en yüksek duyarlılık %94.59, en yüksek belirleyicilik %100 ve en yüksek ROC eğrisi değeri ise %97.29'dır. İBB yöntemine göre kitle-doku sınıflandırması sonuçlarına göre en yüksek sınıflandırma doğruluğu %98.33, en yüksek duyarlılık %89.34, en yüksek belirleyicilik %100 ve en yüksek ROC eğrisi değeri ise %90.82'dır. İBBBB yöntemine göre kitle-doku sınıflandırması sonuçlarına göre en yüksek sınıflandırma doğruluğu %98.25, en yüksek duyarlılık %99.43, en yüksek belirleyicilik %100 ve en yüksek ROC eğrisi değeri ise %94.52 elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı Karar Destek Sistemi, Bölge Büyütme, Bölütleme, Görüntü İşleme, İstatistiksel Bölge Birleştirme, İstatistiksel Bölge Birleştirmede Bölge Büyütme, Mide Kanseri

ABSTRACT

Ph.D THESIS

DEVELOPMENT OF A DECISION SUPPORT SYSTEM BY USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES FOR DETECTING STOMACH CANCER

Ali YAŞAR

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE / DOCTOR OF COMPUTER ENGINEERING

Advisor: Prof. Dr. İsmail SARITAS

2018, 145 Pages

Jury
Prof. Dr. İsmail SARITAŞ
Prof. Dr. Ömer Faruk BAY
Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Assoc. Prof. Dr. Şakir TAŞDEMİR
Assoc. Prof. Dr. Halife KODAZ

Stomach cancer is a type of cancer that is hard to detect at an early stage because it gives almost no symptoms at the beginning. Stomach cancer is an increasing incidence of cancer both in the World as well as in Turkey. The most common method used worldwide for gastric cancer diagnosis is endoscopy. However, definitive diagnosis is made with endoscopic biopsy results. Diagnosis with endoscopy is a very specific and sensitive method. With high-resolution endoscopy it is possible to detect mild discolourations, bulges and structural changes of the surface of the mucosa. However, because the procedures are performed with the eye of a doctor, it is possible that the cancerous areas may be missed and / or incompletely detected. Because of the fact that the cancerous area can not be completely detected may cause the problem of cancer recurrence after a certain period of surgical intervention. In order to overcome this problem, a computerized

decision support system (CDS) has been implemented with the help of specialist physicians and image processing techniques.

The performed CDS system works as an assistant to doctors of gastroenterology, helping to identify the cancerous area in the endoscopic images of the scaffold, to take biopsies from these areas and to make a better diagnosis.

In this thesis study, endoscopy images obtained from patients who came to gastroenterology discipline were obtained from patients who were biopsied and diagnosed as pathologically proven cancer. Region growing (RG), Statistical Region Merging (SRM), Statistical Region Merging with Region Growing (SRMWRG) methods were applied to determine the cancerous area. The area obtained as a result of the applied methods should not be expressed as a definite cancerous region. However, this would prevent patients from being subjected to more endoscopy and biopsy by taking biopsy specimens from established areas instead of performing more than one biopsy procedure by specialist doctors. Thus, this study would have prevented the deterioration of patients' morale, the complications that may result in excessive biopsy, and the loss of faith that may arise against doctors.

According to the mass-tissue classification results with RG method performed on endoscopy images, the highest classification accuracy is 99.63%, the highest sensitivity is 94.59%, the highest determination is 100% and the highest ROC curve value is 97.29%. The highest classification accuracy was 98.33%, the highest sensitivity was 89.34%, the highest predictive value was 100% and the highest ROC curve value was 90.82% according to the mass-tissue classification results with the SRM method. Also, the highest classification accuracy was 98.25%, the highest sensitivity was 99.43%, the highest specificity was 100%, and the highest ROC curve value was 94.52% according to the mass-tissue classification results with SRMWRG method.

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın yürütülmesinde verdikleri destek, gösterdikleri anlayış ve ilgiden dolayı danışman hocam Sayın Prof. Dr. İsmail SARITAŞ'a; Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Gastroenteroloji Bilim Dalı başkanı Doç. Dr. Hüseyin KORKMAZ'a ve Selçuk Üniversitesi Selçuklu Tıp Fakültesi Gastroenteroloji Bilim Dalı çalışanlarına;

Özellikle manevi desteğini hiç bir zaman esirgemeyen her zaman ve her konuda hep yanımda olan aileme desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Bu uzun soluklu süreçte desteğini hiç bir zaman esirgemeyen her zaman ve her konuda hep yanımda olan eşim Emine'ye, oğlum Abdullah'a, kızlarım Ayşe Büşra ve Zehra Begüm'e sevgilerimi sunuyor tezimi onlara armağan ediyorum.

Ali YAŞAR
KONYA-2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSTRACT ..... **vi**

ÖNSÖZ ..... **viii**

İÇİNDEKİLER ..... **ix**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xi**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **xii**

ÇİZELGELER LİSTESİ ..... **iv**

EKLER ..... **iv**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi 2
1.2. Çalışmanın Kapsamı ve Organizasyonu 3
1.3. Literatür Araştırması 4

2. MİDE **7**

2.1. Mide Anatomisi 7
2.1.1. Mide embriyolojisi 7
2.1.2. Midenin yapısı ve cerrahi anatomisi 8
2.2. Midenin Endoskopik Muayenesi 11
2.2.1. Endoskopi (gastroskopi) 11
2.2.2. Gastroskopi hangi hastalıklar için kullanılır? 13
2.3. Mide Kanseri 14
2.3.1 Mide kanseri tarihçesi 16
2.3.2. Mide kanseri epidemiyoloji 19
2.3.3. Türkiye'de mide kanseri 20

3. GÖRÜNTÜ İŞLEME **21**

3.1. Görüntü İşleme İle İlgili Kavramlar 21
3.2. Görüntü İşleme Tanımı 22
3.3. Görüntü İşleme Yöntemleri 23
3.3.1. Bölütleme 24
3.3.2. Eşikleme 25
3.3.3. Morfolojik işlemler 25
3.3.3. Filtreleme 32
3.3.4. Kenar bulma algoritmaları 32
3.4. Görüntü Türleri 33
3.4.1. İkili görüntü (Binary image) 33
3.4.2. Gri seviyeli görüntü (Gray scale / Gray level image) 34

3.4.3. Renkli görüntü 35
3.5. Görüntü Bölütleme 39
3.5.1. Bölütlemenin Temelleri 40
3.5.2. Bölge Odaklı Bölütleme 40

4. MATERYAL ve YÖNTEM 46

4.1. Materyal 46
4.1.1. Matlab 46
4.1.2. Grafiksel kullanıcı arayüzü (*Graphic user interface* - GUI) 48
4.1.3. Kullanıcı arayüzü (*User Interface* – UI) denetim öğeleri 50
4.1.4. UI controls 53
4.1.5. Tanı testleri 54
4.1.6. Tıbbi karar verme yöntemleri 55
4.2. Yöntem 56
4.2.1. Bölge büyütme (BB) (*Region growing*) yönteminin uygulanması 59
4.2.2. İstatistiksel bölge birleştirme (*Statistical region merging*) yönteminin uygulanması: 62
4.2.3. İstatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme yöntemlerinin birlikte uygulaması: 66
4.2.4. Tek noktada üç bölütleme yönteminin uygulanması: 69

5. BULGULAR 73

5.1. Bölge Büyütme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları 74
5.2. İstatistiksel Bölge Birleştirme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları 81
5.3. İstatistiksel Bölge Birleştirme İle Bölge Büyütme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları 89
5.4. Üçlü Algoritmaya Göre Bölütleme Sonuçları 97

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 112

7. KAYNAKLAR 114

EKLER 121

EK1. Orijinal Endoskopi Görüntüleri 121

EK 2. ETİK KURUL RAPORU 127

ÖZGEÇMİŞ 128

SİMGELER VE KISALTMALAR

BB	: Bölge Büyütme
İBB	: İstatistiksel Bölge Birleştirme
İBBBB	: İstatistiksel Bölge Birleştirme ile Bölge Büyütme
BKD	: Bilgisayarlı Karar Destek
CAD	: *Computer Aided Diagnosis*
RG	: *Region Growing*
SRM	: *Statistical Region Merging*
SRMWRG	: *Statistical Region Merging With Region Growing*
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
HP	: *Helikobakteri Pilori*
SVM	: *Support Vector Machine*
GİS	: *Gastro İntestinal Sistem*
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
M.Ö.	: Milattan Önce
M.S.	: Milattan Sonra
UIAC	: Uluslararası Kansere Karşı Birlik
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
RGB	: *Red Green Blue*
CMYK	: *Cyan Magenta, Yellow blacK*
HSI	: *Hue, Saturation, Intensity*
HSV	: *Hue, Saturation, Value*
HSL	: *Hue, Saturation, Luminance*
HSB	: *Hue, Saturation, Brightness*
CMY	: *Cyan Magenta, Yellow*
MATLAB	: *Matrix Laboratory*
GUI	: *Grafik User Interface*
ROC	: *Receiver Operating Characteristic*
BDT	: Bilgisayar Destekli Teşhis
AUC	: *Area Under Curve*

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Midenin insan vücudundaki yeri 9
Şekil 2.2 Midenin bölümleri 11
Şekil 2.3. Endoskopi işlemi 12
Şekil 2.4. Normal ve kanserli hücreler 14
Şekil 2.5. WHO 2012 verilerine göre kanser çeşitleri ve buna bağlı ölümler 16
Şekil 2.6. WHO 2012 verilerine göre kanser çeşitleri ve buna bağlı ölüm oranları 16

Şekil 3.1. Sayısal görüntü işlemenin temel adımları 24
Şekil 3.2. Histogram grafiği 25
Şekil 3.3. İkili görüntü üzerinde uygulanan mantıksal işlemlerin gösterimi 26
Şekil 3.4. Örnek bir yapı elemanı 27
Şekil 3.5. Genişleme işlemi 27
Şekil 3.6. Aşınma işlemi 28
Şekil 3.7. Açma ve kapama işlemi 30
Şekil 3.8. Morfolojik işlemler 31
Şekil 3.9. Örnek bir renkli ve ikili görüntü 34
Şekil 3.10. Gri seviyeli görüntü ve gri seviyelerin sayısal temsili 35
Şekil 3.11. RGB renk küpünün taslak çizimi 37
Şekil 3.12. Cyan, magenta ve yellow renkleri ile onların karışımı 37
Şekil 3.13. HSV renk modeli 38
Şekil 3. 14. Region growing başlangıç noktası ve büyüme işlemi 42
Şekil 3. 15. Seed point 42
Şekil 3. 16 Parçalanmış resim ve "*quadtree*" yapısı 45

Şekil 4. 1. Matlab program açılış ekranı 47
Şekil 4. 2. M file ekranı 48
Şekil 4. 3. Grafiksel kullanıcı arayüzü (GUI) 50
Şekil 4. 4. Check Box fare tıklamaları 51
Şekil 4. 5. Metin kutusu 51
Şekil 4. 6. Pop-Up menü 52
Şekil 4. 7. Liste kutusu 53
Şekil 4. 8. UI kontrol nesne özellikleri 54
Şekil 4. 9. Belirleme katsayıları 55
Şekil 4. 10. Yazılım ana ekranı 57
Şekil 4. 11. Resim ekleme ekranı 57
Şekil 4. 12. Resim yüklenmiş ekran 58
Şekil 4. 13. Bölge büyütme bölütleme için blok diyagramı 59
Şekil 4. 14. Gri seviye resim ekranı (*Region growing*) 60
Şekil 4. 15. *Region growing* bölütleme sonucu 60
Şekil 4. 16. BB analizi 61
Şekil 4. 17. Gri seviye resim bölge büyütme işlemi aşaması 61
Şekil 4. 18. Bölütleme işlemi sonucu 62
Şekil 4. 19. İstatistiksel bölge birleştirme için blok diyagramı 63
Şekil 4. 20. Resim ekleme, birleştirme ve gri seviye resim gösterim 64
Şekil 4. 21. İstatisiksel bölge birleştirme işleminin sonucu 64
Şekil 4. 22. İBB analizi 65

Şekil 4. 23. İstatistiksel bölge birleştirme işlemi aşaması 65
Şekil 4. 24. İstatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme için blok diyagramı..... 66
Şekil 4. 25. Resim ekleme, birleştirme ve gri seviye gösterim srm with rg 67
Şekil 4. 26. İstatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme işlemlerinin birlikte kullanım sonuçları..... 68
Şekil 4. 27. İBBBB analizi..... 68
Şekil 4. 28. Üç algoritma için blok diyagramı 69
Şekil 4. 29. Üçlü karşılaştırma ekranı..... 70
Şekil 4. 30. Bölge büyütme ve istatistiksel bölge birleştirme işlem sonuçları 71
Şekil 4. 31. 3'lü karşılaştırma sonuç ekranı..... 71
Şekil 4. 32. Confusion matrix sonuçları 72

Şekil 5. 1. BB görüntü bölütleme örneği-1..... 74
Şekil 5. 2. BB görüntü bölütleme örneği-2..... 74
Şekil 5. 3. BB görüntü bölütleme örneği-3..... 75
Şekil 5. 4. BB görüntü bölütleme örneği-4..... 75
Şekil 5. 5. BB görüntü bölütleme örneği-5..... 75
Şekil 5. 6. BB görüntü bölütleme örneği-6..... 76
Şekil 5. 7. BB görüntü bölütleme örneği-7..... 76
Şekil 5. 8. BB görüntü bölütleme örneği-8..... 76
Şekil 5. 9. BB görüntü bölütleme örneği-9..... 77
Şekil 5. 10. BB görüntü bölütleme örneği-10..... 77
Şekil 5. 11. BB görüntü bölütleme örneği-11..... 77
Şekil 5. 12. BB görüntü bölütleme örneği-12..... 78
Şekil 5. 13. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik..... 79
Şekil 5. 14. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik..... 79
Şekil 5. 15. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik 80
Şekil 5. 16. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik..... 80
Şekil 5. 17. İBB Görüntü bölütleme örneği-1..... 81
Şekil 5. 18. İBB görüntü bölütleme örneği-2..... 81
Şekil 5. 19. İBB Görüntü bölütleme örneği-3..... 82
Şekil 5. 20. İBB görüntü bölütleme örneği-4..... 82
Şekil 5. 21. İBB görüntü bölütleme örneği-5..... 83
Şekil 5. 22. İBB görüntü bölütleme örneği-6..... 83
Şekil 5. 23 İBB görüntü bölütleme örneği-7..... 83
Şekil 5. 24. İBB görüntü bölütleme örneği-8..... 84
Şekil 5. 25. İBB görüntü bölütleme örneği-9..... 84
Şekil 5. 26. İBB görüntü bölütleme örneği-10..... 84
Şekil 5. 27. İBB görüntü bölütleme örneği-11..... 85
Şekil 5. 28. İBB görüntü bölütleme örneği-12..... 85
Şekil 5. 29. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik..... 87
Şekil 5. 30. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik..... 87
Şekil 5. 31. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik 88
Şekil 5. 32. ROC Eğrisi Performans değerleri ve ortalamasına ait grafik 88
Şekil 5. 33. İBBBB görüntü bölütleme örneği-1 89
Şekil 5. 34. İBBBB görüntü bölütleme örneği-2 89
Şekil 5. 35. İBBBB görüntü bölütleme örneği-3 90
Şekil 5. 36 İBBBB Görüntü bölütleme örneği-4 90
Şekil 5. 37. İBBBB görüntü bölütleme örneği-5 91
Şekil 5. 38. İBBBB görüntü bölütleme örneği-6 91

Şekil 5. 39. İBBBB görüntü bölütleme örneği-7 92
Şekil 5. 40. İBBBB görüntü bölütleme örneği-8 92
Şekil 5. 41. İBBBB görüntü bölütleme örneği-9 92
Şekil 5. 42. İBBBB Görüntü bölütleme örneği-10 93
Şekil 5. 43. İBBBB görüntü bölütleme örneği-11 93
Şekil 5. 44. İBBBB görüntü bölütleme örneği-12 93
Şekil 5. 45. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik 94
Şekil 5. 46. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik 95
Şekil 5. 47. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik 95
Şekil 5. 48. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik 96
Şekil 5. 49. Üçlü görüntü bölütleme örneği-1 97
Şekil 5. 50. Üçlü görüntü bölütleme örneği-2 98
Şekil 5. 51. Üçlü görüntü bölütleme örneği-3 99
Şekil 5. 52. Üçlü görüntü bölütleme örneği-4 100
Şekil 5. 53. Üçlü görüntü bölütleme örneği-5 101
Şekil 5. 54. Üçlü görüntü bölütleme örneği-6 102
Şekil 5. 55. Üçlü görüntü bölütleme örneği-7 103
Şekil 5. 56. Üçlü görüntü bölütleme örneği-8 104
Şekil 5. 57. Üçlü görüntü bölütleme örneği-9 105
Şekil 5. 58. Üçlü görüntü bölütleme örneği-10 106
Şekil 5. 59. Üçlü görüntü bölütleme örneği-11 107
Şekil 5. 60. Üçlü görüntü bölütleme örneği-12 108
Şekil 5. 61. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafiği 110
Şekil 5. 62. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik 110
Şekil 5. 63. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik 111
Şekil 5. 64. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik 111

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 5. 1 BB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları..... 78
Çizelge 5. 2. İBB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları..... 86
Çizelge 5. 3. İBBBB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları..... 94
Çizelge 5. 4. Üç bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları..... 109

EKLER

EK 1. Orijinal Endoskopi Görüntüleri

EK 1. 1. Orijinal endoskopi resim-1 121
EK 1. 2 Orijinal endoskopi resim-2 121
EK 1. 3. Orijinal endoskopi resim-3 122
EK 1. 4.Orijinal endoskopi resim-4 122
EK 1. 5. Orijinal endoskopi resim-5 123
EK 1. 6. Orijinal endoskopi resim-6 123
EK 1. 7. Orijinal endoskopi resim-7 124
EK 1. 8. Orijinal endoskopi resim-8 124
EK 1. 9. Orijinal endoskopi resim-9 125
EK 1. 10. Orijinal endoskopi resim-10 125
EK 1. 11. Orijinal endoskopi resim-11 126
EK 1. 12. Orijinal endoskopi resim-12 126

EK 2. Etik Kurul Raporu

EK 2 1.Etik Kurul Raporu 127

1. GİRİŞ

Mide kanseri akciğer kanserinden sonra kanser ölümlerine sebep olan en tehlikeli kanser türlerinden biridir. Mide Kanseri oranlarında son yıllarda düşüş olmasına rağmen mide kanseri en yaygın kanser türlerinden biri olmaya devam etmektedir. Mide kanseri günümüzde yaygınca görülen kanser vakalarındandır. Kanser türlerine göre incelendiğinde mide kanseri 4. sırada (kanserlerin %7.8) ve kanser kaynaklı ölümlerde ise %9.7 ile 2. sırada yer almaktadır (Parkin ve ark., 2001). Ülkemizde gerçekleştirilen bir çalışmada mide kanseri tanısı konma yaşı ortalama 57 yaş ve kadın erkek oranı 1/2 bulunmuştur (Alacalı, 2012).

Bir toplumda kanser vakalarına karşı en önemli işlem, kanserin erken aşamasında tespit edilebilmesidir. Bunun yapılabildiği toplumlarda, kanser kaynaklı ölüm oranı (mortalite) daha düşüktür. Kanser erken aşamada tespit edildiği zaman tedavi imkanlarına çok daha fazla pozitif yanıt verilmektedir. Böyle bir durumda organ kaybedilmesi ile bile sonuçlansa hasta kanseri tamamen yenebilmektedir. Erken tanıyı sağlamada görüntüleme teknolojilerinin gelişmiş olmasının yanı sıra BKD sistemleri de etken rol oynamaktadır.

Görüntü işleme, genel manada imgelerden oluşan verilerin bir araya getirilip, değerlendirme işleminden sonra, farklı bir cihazda okunabilir bir şekle çevrilmesi veya bir dijital ortamdan farklı bir dijital alana aktarılabilmesine imkan sağlayan "Sinyal işlemeden" farklı bir işlemdir (Gonzalez ve Woods, 2008). Görüntü işleme, daha çok, kaydedilmiş mevcut görüntüler üzerinde işlem yapabilmek, üzerinde değişiklik yapmak, farklılaştırmak ya da görüntü iyileştirmek için kullanılır. Görüntü işleme yöntemleri günümüzde sektörün birçok alanında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Mide kanseri tanısında dünya genelinde en yaygın kullanılan yöntem endoskopidir. Bu yöntem oldukça spesifik ve hassas bir yöntemdir. Yüksek çözünürlüklü endoskopi ile mukoza yüzeyinin hafif renk değişikliklerini, kabarıklıklarını ve yapısal değişikliklerini tespit etmek mümkündür (Krstić ve Katić, 2008).

Video endoskopların 1990'lı yıllarda kullanılmaya başlaması ile endoskopik tetkiklerde tamamen yeni bir dönem başlatmıştır. Şu anda kullanılmakta olan endoskopi cihazları, özellikle kıvrılabilme ve ileri hareket etme özellikleri sayesinde sindirim sisteminin hemen her noktasına ulaşılarak direkt görüntü ve biyopsi alabilme imkanı

sağlamaktadır. Bu durum aynı zamanda hastalar tarafından da daha kolay tolere edilebilmektedir (Ferlengez ve ark., 2012).

Medikal görüntüleme cihazları ve bilişim teknolojilerinin süratli bir şekilde gelişmesine paralel olarak son zamanlarda beyin, akciğer, meme kanseri gibi birçok kanserin teşhis edilmesine başlanmıştır. Ayrıca kanserin hangi evrede olduğuyla ilgili bilgisayar destekli teşhis sistemleri artmaya başlamıştır (Dandıl ve ark., 2015).

Görüntü bölütleme, görüntünün kesişmeyen ve bu alanların toplamı bütüne eşit olan alanlara bölmek olarak tanımlanır. Bu alanlar, yoğunluk (*intensity*) gibi bazı görüntü karakteristik özelliklerine göre homojendirler (Gonzalez ve Woods, 2012).

1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi

Görüntü işleme, günümüzde popülaritesi gün geçtikçe artan ve popülaritesini devam ettiren ve yeni tekniklerin bulunmasıyla dinamik olarak gelişen bir alandır. Günümüzde görüntü işleme kendisine hemen hemen her alanda kullanım bulmaktadır. Bu kullanım alanlarından biri de hiç şüphesiz görüntü üzerinden teşhis ve tedavi planlamasının yapıldığı ve yeni geliştirilen tekniklerle sürekli bir değişim içinde olan tıp alanında olmaktadır. Tıp alanında bu kadar yaygın olarak kullanılmasında en önemli etken elbette ki her alanda görüntülerin alınmasıdır. Bu görüntüler yardımıyla şikayet konuları daha kolay görülebilir ve hastalık tedavisinde doktorun bir yol izlemesine yardımcı olmaktadır.

Bu tez çalışması ile Gastroenteroloji uzman doktorları tarafından değerlendirilen ve mide kanseri teşhisi şüphesi ile biyopsisi alınan ve mide kanseri olduğu tespit edilen hastalardan alınan endoskopi görüntülerinden yararlanılarak mide kanserinin tespiti ve teşhisine yönelik bir BKD sistemi oluşturulmuştur.

Geliştirilen BKD sisteminde görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan görüntü işleme teknikleri MATLAB yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Bu yazılım, güçlü bir hesaplama ortamı sunmakla birlikte veri analizi, eşzamanlı bilgi transferi, veri işleme ve özel işlemleri gerçekleştirmek için Matlab programlama dili desteği sağlamaktadır.

Medikal alanda yapılacak görüntü işlemede, görüntünün anlam ifade eden bölümünün ortaya çıkarılması tanı koyma işleminin en önemli aşamalarından birisidir. Literatürde bölütleme olarak bilinen bu işlem için çok farklı metotlar önerilmiştir. Çalışmada BKD sistemi yazılımı ile görüntü işleme teknikleri kullanılarak midedeki kanserli bölgenin tespit edilmesinde BB, İBB ve İBBBB bölütleme yöntemleri uygulanmıştır. Böylece kanserli alan yarı otomatik olarak tespit ettirilmiş ve uzman doktorun belirlediği alan ile doğruluk değerleri hesaplanmıştır. Geliştirilen sistem ile tespit edilen alan doktora sunularak doktorun gözden kaçırabileceği kanserli alanları da doktora göstererek daha objektif bir biyopsi işleminin yapılması sağlanabilir. Buda kanserli alanın daha iyi tespit edilmesi ve hastaların daha iyi kanser tedavisi olabilmesine imkan sağlayacaktır.

1.2. Çalışmanın Kapsamı ve Organizasyonu

Çalışma Gastroenteroloji Bilim Dalına gelen hastalardan elde edilen endoskopi görüntüleri üzerinde çalışma yapılmıştır.

Tez çalışması toplam beş bölümden oluşmuştur. Bu da aşağıdaki gibi organize edilmiştir:

Birinci bölümde, tez çalışmasının konusu, amacı ve çalışmanın faydaları hakkında bilgi verilmiştir. Çalışma alanıyla ilgili literatür bilgisine yer verilmiştir.

İkinci bölüm, mide, mide kanseri ve mide kanserinin teşhisinin yapılması hakkında bilgiler verilmiştir.

Üçüncü bölüm, görüntü işleme, görüntü işleme yöntemleri, görüntü türleri ve görüntü işlemenin en önemli aşamalarından biri olan görüntü bölütleme işlemleri: BB, İBB ve İBBBB bölütleme yöntemleri hakkında bilgiler verilmiştir.

Dördüncü bölüm, çalışmanın materyal ve yöntemleri hakkında bilgiler verildiği ve yöntemlerin uygulama adımları gösterilmiştir.

Beşinci bölüm, çalışmanın ayrıntılı çalışmalar ve sonuçlar hakkında bilgiler verildiği kısımdır.

Altıncı bölümde, tez çalışması ile ilgili genel sonuçları ve önerileri içermektedir.

1.3.Literatür Araştırması

Görüntü işleme ile tıbbi görüntüleri inceleme çalışmaları uzun yıllardır süregelen çalışmalardır ve kendi başına bir bilim dalı olmuştur. Bu alanda yapılan çalışmalardan biri, gri tonlu resimsel bilgilerin sinir ağına verilmesi ve gürültü olabilecek bileşenlerin belirlenmesidir. El radyogramları üzerinde yapılan bu çalışmada gri dereceli sonuçların histogramları elde edilmektedir (Vinod ve ark., 1992).

Tıp alanında görüntü bölütleme ile ilgili araştırmaların büyük bir çoğunluğu MR görüntüleri üzerinedir. Özellikle de beyin görüntülerinin bölütleme üzerine yapılan araştırmalar çok fazladır.

X-ray bilgisayarlı tomografi ile elde edilen torasik kesitsel görüntüler üzerinde akciğer alanlarının bölütlemesi için kullanılan bir metodu ele almışlardır. Bu metot akciğerlerin mevcut konumları ve morfolojisi hakkında temel bilgilerden faydalanılarak her zirve noktasının anatomik yapısının bir grubuna haritalanarak histogramın yorumlanması şeklindedir. Bunun haricinde, *pulmoner* kan damarlarının bypassı yanıltıcı faktörlerine morfolojik filtreleme uygulanmıştır. Bu metot farklı hastalardan elde edilen birçok bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsüne uygulanmış ve esasen tekrarlanması olmasından dolayı daha yaygın olarak kullanılan aktif kontur metodundan çok daha hızlı olduğunu ileri sürmüşlerdir (Silva, Silva, & Santos, 2000).

Beyinde yer alan *corpus callosum* ve *hippocampus* gibi yapıların bölütlemesi bu tip çalışmalardan bazılarıdır (Pham ve ark., 2000).

Ultrason görüntülemede bölütleme algoritmalarının sınırlı bir uygulama alanına sahip olduklarını ve bu yüzden ultrason görüntülerinde bulunan fazla miktardaki leke varlığının, doğru bölütleme yapmayı zorlaştırdığını bildirmişlerdir (Noble ve Boukerroui, 2006).

Beyindeki dokulardaki gri madde, beyaz madde ve beyin omurilik sıvısı olarak bölümlere ayrıştırma çalışması yapmışlardır (Vrooman ve ark., 2007).

Ultrason görüntülerden yararlanılarak meme kanserinin tespiti ve teşhisine yönelik bir Bilgisayar Destekli Teşhis (*computer-aided diagnosis*, *CAD*) sistemi önerilmiştir (Cheng ve ark., 2010).

CAD sistemi ile BT görüntülerinde akciğer kanserinin tespiti için önermişlerdir. Bunun için başarılı bir *CAD* sistemi üretebilmek için birçok sorunun üstesinden gelmek gereklidir. Akciğerdeki kanser nodüllerinin belirlenebilmesi için aday bölgenin oluşumuna katkı sağlayacak olan bölütleme işleminin dikkate alınması gereken bir unsurdur. Kanser nodüllerini çıkartılan akciğer görüntüsünün içinden tespit etmek amacıyla bölütleme algoritmalarını uygulanmıştır (Magesh ve ark., 2011).

2011 yılında gerçekleştirilen çalışma da *micro-calcification* bölgelerde erken teşhis amaçlı görüntü iyileştirme ve tanıma aşamalarından oluşan yüksek hassasiyetli bilgisayar destekli tanı algoritması geliştirilmiştir (Tsai ve ark., 2011).

2011 yılında geliştirilen sistem ile doktorlara akciğer kanserinin teşhisinde yardımcı olabilecek *CAD* sistemleri tasarlamışlardır. Medikal görüntülerde ise, akciğer sınırına bağlı bazı nodüller genellikle göğüs zarının veya mediyastinin bir parçası olarak segmente edilmektedir. Bu, *CAD'in* nodül tespit etmedeki isabet oranını etkileyecek olan izole olmayan nodüllerin akciğer parankimandan ayrıştırılmasına sebep olmaktadır (Chang ve ark., 2011).

Literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde, görüntü işleme yöntemlerinin kliniklerde uzman doktorlarının iş yükünü azaltmak, karar destek sistemi olarak yarar sağlamak ve oluşturulan modelleri online olarak yeniden tahmin edebilme yeteneğinde oldukça önemli bir araç olduğunu ortaya koymaktadır. Mide kanserinin tanı ve tedavisi ile görüntü işleme metotlarının birlikte kullanıldığı çalışma sayısı sınırlı olmakla birlikte endoskopi görüntülerinden mide kanseri teşhisi çalışmasına literatürde neredeyse hiç karşılaşılmamıştır. Mide kanserinin görüntü işleme yöntemleri ile teşhisi çalışmaları kısaca aşağıda verilmiştir.

Mide kanseri oluşumunda risk faktörünü tahmin eden bilgisayar tabanlı bir sistem üzerine çalışmışlardır. Çalıştıkları sistem, *Helikobakteri Pilori* (HP) bakterisi bulunan hastalara ait endoskopi görüntüleri üzerinde çalışılmış olup, kullanılan 15 parametre arasından, 3 parametre ile mide mukozasının arka planda sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Bu sınıflandırma sonucu bulunan veriler, *bayes* teorisi ile işlenerek sonuç çıktıları elde edilmiştir. Bu çalışma ile kanser tehlikesi yüksek olan ve endoskopi işlemi yapılması gereken hastaların belirlenmesine yardımcı olunmaktadır (Sasaki ve ark., 2010).

Lokal örüntü algoritması ve SVM (*Support Vector Machine*) metodunu kullanarak mide kanseri tanı sistemi geliştirmişlerdir. Sistem, görüntü üzerindeki gürültü azaltma, özellik çıkarımı, özellik tanımlama, sınıflandırma işlemleri yürütülerek kanseri erken safhada doğru teşhis edebilecek bir sistem ortaya çıkarmıştır. Rastgele seçilen 55 gönüllü denekten, %91,8 oranında doğru teşhis sonuçları elde edilmiştir. Bu çalışmanın tez çalışması ile ortak paydası, her iki sistemin de, endoskopi görüntüleri üzerinde çalışan, uzman doktora yardımcı, zaman, maddi ve manevi anlamda tasarrufu sağlayan bir sistem olmasıdır (Ahmadzadeh ve ark., 2013).

Son olarak, mide kanserinin erken teşhisinde daha doğru ve daha hızlı karar verebilmek için uzman doktorlara yardımcı bir karar destek sistemi oluşturulmuştur. Çalışmada bilgisayarlı tomografi (BT) ile çekilmiş mide görüntüleri için kanserli alanları lokalize eden bir sistem üzerinde çalışılmıştır. Çalışmada mide bölgesinde oluşum gösteren kanserli bölgelerin renk uzayında koordinatlarının belirlenerek, yüksek doğrulukta kitle içeren bu alanların belirleyerek, sistem kullanıcısına geri bildirim yapmasıdır. Bu işlem, çoklu görüntü işleme yöntemleri ve enerji haritalaması kullanılarak gerçekleştirilmiş ve sonucunda ortaya bir sistem çıkarılmıştır (Ural ve ark., 2016).

2. MİDE

2.1. Mide Anatomisi

Mide; kaslı bir yapıdan oluşan, bu nedenden dolayı genişleme özelliğine sahip olan sindirim sisteminin bir organıdır. Mide, yemek borusu (*özafagus*) ile *duodenum* arasındadır. Karnımızın sol üst kısmındadır. Sindirim işleminin ikinci aşamasında çiğnemeyi takiben görev almaktadır.

Mide, içine gelen yiyecekleri kimyasal (asit, *proteaz* enzimler; *pepsin*) ve fiziksel (*peristaltizm*) olarak parçalar. Midenin *proksimal* alanı (*fundus*, *korpus*) depolama görevini yaparken, *distal* alanı (*antrum*) gıdaları karıştırır ve öğütür. Netice olarak boza kıvamında yarı sıvı bir *materyel* meydana gelir (*kimus*).

Mide giriş ve çıkışında birer adet *sfinkter* bulunur. Bunlardan alt *özofagus* sfinkteri, mide içeriği ve en önemlisi de mide asitinin özofagusa geri kaçmasını engellerken, *pilor sfinkteri* parçalanan gıdaların (*kimus*) mideden ince bağırsağa yavaş yavaş emilimini sağlar (URL1).

2.1.1. Mide embriyolojisi

Sindirim sisteminde bulunan organlar ana yapısını, embriyonun *ventral* tarafında korda *dorsalis'in* ön tarafında yer alan *endodermanın* kıvrılmasıyla oluşan primitif bağırsak borusundan alırlar (Duzman, 2005). Primitif bağırsak *epitelinin* çoğunluğu ve sindirim kanalına ait bezler de endodermden gelişir. Sindirim kanalının duvarına katılan kas, bağ dokusu ve diğer tabakalar primitif bağırsağın endodermini çevreleyen *splanknik mezenşimden* gelişir (Özdamar, 2001).

Primitif sindirim kanalı ağızdan anüse kadar baş, orta ve son bağırsak olmak üzere üç kısımdan oluşur (Moore ve Persaud, 1998). Bu kısımların her birinde farklı yapılar gelişir. Baş bağırsakta: *farinks*, *kavitas oris*, dil, tükrük bezleri, *tonsillalar*, alt ve üst solunum sistemleri, *özefagus*, mide ve *duodenumun* ana safra kanalının açılma yerinin *proksimalinde* kalan bölümü gelişir, orta bağırsakta: *duodenumun* safra kanalının açılış noktasının *distalindeki* kısım, ince bağırsaklar, *apendiks vermiformis*, *çekum*, *transvers* kolonun 2/3 sağ kısmı ve son bağırsak kısmından *transvers* kolonun 1/3 sol bölümü inen kolon, rektum, sigmoid kolon, anal kanalın üst kısmı, mesane *epiteli* ve *uretranın* büyük bölümü gelişir.

Gebeliğin 4. haftasında *özefagus* taslağının hemen altında primitif bağırsak borusunda iğ biçiminde bir genişleme sonucu mide taslağı oluşur (Moore ve Persaud, 1998; Sadler, 2011). Bu taslak yapının, ön tarafında yer alan kalp taslağından *septum transversum* ile ayrışır. Mide taslağının arka kısmı ön kısmına göre daha hızlı ve daha da fazla büyür. Bu yüzden midenin ön kenarı arka kenarına oranla daha kısadır ve mide, arka kısmı şişmiş asimetrik bir torba şeklinde gözükür. Arka kısmın daha fazla gelişmesi neticesinde midenin serbest olan alt, yani *pilor* parçası ön tarafa kayar ve karın arka duvarından uzaklaşır. Mide üst parçasının öne doğru gitmesine *septum transversum* mani olur. Bu adımda mide orta çizgi üzerinde *sagital* durumda bulunur ve biri sağa bir diğeri de sola bakan iki yüz gösterir. Midenin arka kenarı yani büyük *kurvaturu, mezogastrium dorsale* aracılığı ile karın arka duvarına, ön kenarı yani küçük *kurvaturu, mezogastrium ventrale* aracılığı ile karın ön duvarına bağlıdır.

Bir taraftan midenin arka kısmının fazla büyümesi, diğer taraftan, *mezogastrium ventrale* içerisinde sağa ve yukarıya doğru gelişmekte olan karaciğerin basınç *uygulması* sonucunda mide orta çizgi üzerindeki *sagital* durumunu uzun bir süre koruyamaz ve büyük *kurvatur* sola, küçük *kurvatur* sağa dönmeye başlar (Duzman, 2005).

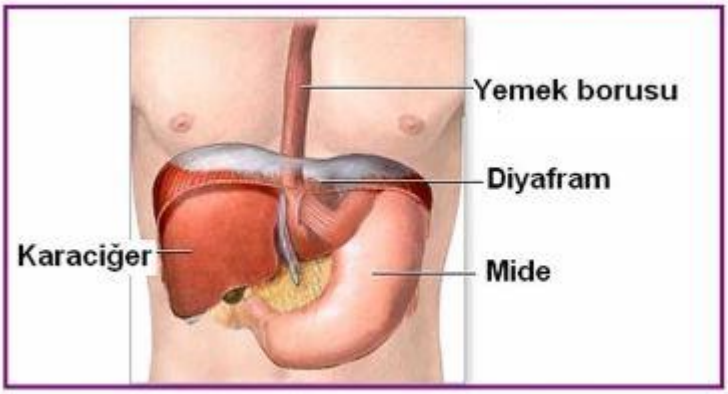
Mide taslağının ilk dönmesi olan bu hareket, midenin uzun ekseni etrafında ve saat yönünde 90º'lik dönme hareketiyle sonuçlanır. Bu dönme hareketi ile midenin sol yüzü ön tarafa, sağ yüzü arka tarafa yerleşirken mideyi *innerve* eden sol *vagus* öne, sağ *vagus* arkaya geçer (Moore ve Persaud, 1998; Sadler, 2011). *Mezogastrium dorsale* de bu dönme hareketinden etkilenerek sola doğru çekilir ve mide arkasında *peritoneal* bir cep şeklinde burası *omentalis'i* oluşturur.

Mide taslağı ikinci dönme hareketini ön arka eksen etrafında yapar ve sonucunda midenin *pilor* bölümü sola ve aşağı yerleşir (Sandra, 1997; Larsen, 1998; Moore ve Persaud, 1998). Mide böylelikle son şeklini alır ve uzun ekseni sol üstten sağ alta doğru uzanır. Bu şekildeki mide taslağı çok küçük olmakla birlikte şekil ve konum bakımından embriyonalar hayatın yedinci haftasında yetişkin insanların mide şeklini kazanmış olur (Duzman, 2005).

2.1.2. Midenin yapısı ve cerrahi anatomisi

Sindirim kanalının en geniş alanını mide kaplar. Mide, *diafragmanın* altında ve karın boşluğunun sol üst kısmında yer alır. *Özofagus* ile *duodenum* arasında yer alır. Vücudumuzun *epigastrik* ve *hipokondrium* bölgesinde ve 2. bel omurları hizasındadır.

Ön yüzün sağ tarafı karaciğerin *visseral* yüzü ve karın ön duvarıyla sol tarafı ise *diafragma* aracılığıyla sol akciğerin tabanı, kalp; 7, 8 ve 9. kaburga ve *interkostal* aralıklarla komşuluk yapar. Arka yüz *diafragma*, dalak sol böbrek, sol böbrek üstü bezi, pankreas ve *transvers* kolonla komşuluk yapar. Bu organlar, mideye uygun mide yatağı olarak adlandırılan çukurluğu oluşturur (URL2). Şekil 2.1'de midenin insan vücudundaki temsili görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 2.1. Midenin insan vücudundaki yeri (URL2)

Şekli ve büyüklüğü farklı kişilerde veya aynı kişide bile midenin doluluk oranı ve vücut şekline göre farklılık gösterir. Ancak normal bir mide istirahat halinde J harfi şeklindedir.

Midenin iki yüzü vardır. Ön yüzüne *facies anterior*, arka yüzüne *facies posterior* denir. Ön ve arka yüzleri *curvatura* majör, *curvatura* minör denilen iki eğrilikle birleşir. *Curvatura* minör midenin sağından *cardia'dan* başlayıp *pylor'e* kadar uzanan konkav bir eğriliktir. Curvatura majör midenin solundan *cardia'dan* başlayıp *pilor'e* kadar uzanan konveks bir eğriliktir. *Curvatura minör'e* göre daha büyüktür.

Özefagus ile *duodenum* arasında kalan mide; *kardiya, fundus, korpus, antrum* ve *pilor* olmak üzere beş kısma ayrılır. *Kardiya*; mide ile *ösefagusun* birleşme yeridir. *Fundus*; *kardiyanın* sol ve üst bölümüdür. *Korpus*; *fundus* ile *insisura angularisten* geçen yatay eksen arasındaki kalan bölgedir. *Antrum*; *fundus* ile *incisura angularisden* geçen yatay eksenle *pilor* arasında kalan kısımdır. Midenin *duodenuma* geçiş yeri *pilor* olarak adlandırılır (Rosen ve Heniford, 2005; Maman, 2013).

Midenin başlangıcında ve bitişinde iki açıklığı vardır. *Özofagus* ile birleştiği açıklığa *ostium cardiacum, duedonum* ile birleştiği açıklığa *ostium pyloricum* denir. Her iki açıklık arasında içerik akışını kontrol eden *sfinkterler* bulunur. *Ostium pyloricum* etrafındaki *sfinkter, ostium cardiacum* etrafındaki *sfinktere* göre daha güçlüdür. Midenin

cardia deliğine yakın kısmına *fundus, pilor* deliğine yakın bölümüne *antrum* denir. Midenin bu bölümleri Şekil 2.2'de gösterilmiştir.

Midenin; *Kardia, fundus, korpus, antrum, pilor* olmak üzere beş parçası ile ön ve arkada iki yüzü, *kurvatura* minör ve *kurvatura* majör adı verilen iki kenarı vardır (Çoraplı, 2015).

Kardia: İnce tarafı yukarıda, geniş tarafı aşağıda ve huniye benzeyen bu parça, yukarda *diafragmanın* hemen altında *ostium kardiakum* adı verilen bir açıklık ile *özofagusa* açılır. Aşağıda *fundus* ile birleşir. *Ostium kardiakum* arkada 10-11' inci *torakal vertebra korpusları* düzeyindedir. *Ostium kardiakumun* sağ tarafında hafif bir girintiden sonra *kurvatura* minör başlar. Normalde *hiatus özofagusu* saran *diafragmaya* ait kas lifleri ile *ostium kardiakumda* bulunan sirküler kas liflerinin kasılması sonucu mide içeriğinin *özofagusa* geçmesi önlenir.

Fundus: *İnsisura kardiakadan* enine olarak çekilen hayali bir çizginin üzerinde kalan kısmına denir. *Diafragmanın* alt yüzü ile komşuluk yapar ve içinde hava bulunur.

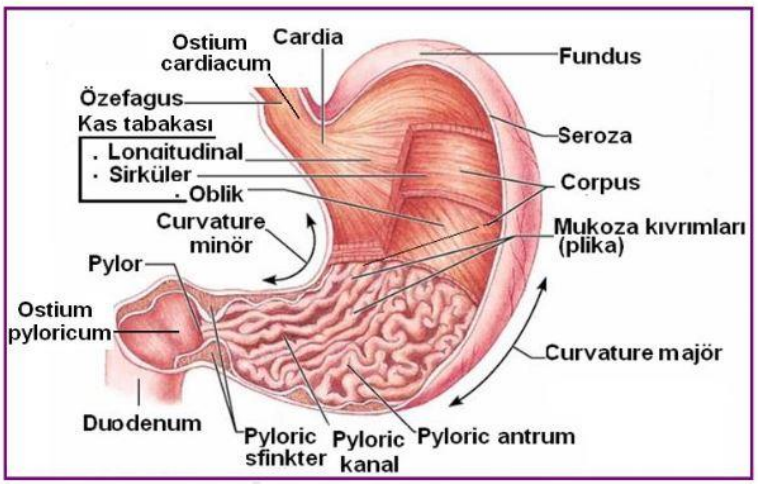
Korpus: *İnsisura kardiakadan* çekilen enine çizgi ile *kurvatura* minör ' de bulunan *insisura angülarisden* çekilen enine çizgi arasında kalan ve dikey durumda olan mide kısmına denir. Midenin en büyük ve en çok genişleyebilen kısmıdır.

Antrum: *İnsisura angülarisden* çekilen enine çizgi altında kalan ve yatay durumda olan mide kısmıdır. *Korpus* ile *pilor* arasında bulunan bu kısım *korpusa* göre daha dar ancak duvarı daha kalındır.

Pilor: Midenin en *distal* bölümü olan *pilor* mide ve *duodenumu* birbirinden ayıran kalın duvarlı mide bölümüdür. Duvarında mide içeriğinin *duodenuma* geçmesini engelleyen *musküler* tabakadan oluşmuş *sfinkter* mekanizması bulunmaktadır.

Ön yüz: Öne yukarı bakan bu yüz periton ile örtülüdür.

Arka yüz: Aşağı arkaya bakan bu yüz ön yüze nazaran daha dar olup periton ile örtülüdür.



Şekil 2.2 Midenin bölümleri (URL2**)**

Midenin şekilsel olarak görünümünü pek çok faktör etkiler. Bu etkenler; midenin doluluğu, vücudun duruşu, kişinin yaşı, mide kasının *tonüsü* gibi etkenlerdir. Midenin yaklaşık 1000-1500 ml'lik bir kapasitesi vardır. Midenin boyu orta derecede bir dolulukta 25 cm, en büyük transfer çapı 12 cm ve kalınlığı 8 cm'dir. Mide boş olduğu zaman bu değerler küçülür (URL13).

2.2. Midenin Endoskopik Muayenesi

Üzerinde kendine ait özel bir ışığı bulunan, uç kısmındaki kamera vasıtası ile görüntü almayı sağlayan, bükülebilir özellikleri ve neredeyse 360º ye varan hareket yetenekleri sayesinde sindirim sisteminin hemen her noktasına girilerek direkt görüntü ve biyopsi alınabilmesine olanak sağlamakta, aynı zamanda hasta tarafından da iyi tola re edilmektedir (Smith J., 1993; Lewis, 1999; Nur ve ark., 2007). Bu alete ise endoskop adı verilmektedir.

2.2.1. Endoskopi (gastroskopi)

Gastroskopi üst sindirim sisteminde bulunan organların (*özofagus*, mide ve on iki parmak bağırsağının) iç kısımlarının *gastroskop* denilen özel aletle incelenmesidir. Endoskopi işleminden örnek görüntü Şekil 2.3'te verilmiştir.



a. Endoskopi işlemi esnasında alınan görüntü b. Endoskopi işleminin fiziksel görüntüsü

Şekil 2.3. Endoskopi işlemi (URL14)

Gastroskop; ucunda ışığı ve görüntü kaydetmeye yarayan kamerası olan ve iç kısmında çalışma kanalı bulunan bir sistemdir. Bu kanal vasıtasıyla bu bölgede varsa bulunan organlardaki hastalıklarından parça alınması, kanamaların durdurulması ve endoskopik cerrahi (mideye beslenme tüpü konulması, kansere neden olabilecek poliplerin çıkartılması, darlıkların genişletilmesi için *stent* adı verilen metal borular vasıtasıyla darlıkların açılması ve zayıflama balonlarının yerleştirilmesi, erken evre kanserlerin tedavisi gibi) işlemler yapılmaktadır.

Üst *gastro intestinal* sistem (GİS) endoskopisi ve doku biyopsisi, birincil ur bölgesinin tespit edilmesi ve doku tanısı için en spesifik ve hassas metottur. GİS şikayeti olan hastalarda kolay bir şekilde üst GİS endoskopisi yapmak, erken dönemde tespit edilen mide kanserlerinin oranında artış sağlamaktadır. Endoskopi işlemiyle alınan biyopsi ile % 80-85 oranında doğru sonuçlar elde edilmektedir. Fırçalama metodu ile alınan doku materyalinin incelenmesi neticesinde doğruluk oranları daha da artmaktadır (Wang ve ark., 1991; Sadowski ve Rabeneck, 1997; Karpeh ve Brennan, 1998; Maman, 2013).

Endoskopi ile mide mukozasının görülebilmesi, mide kanseri tanısının konulmasında en iyi yöntemdir. Ayrıca mideden histolojik tanının konulabilmesi için mideden biyopsi alınmasını da sağlar. *Kromoendoskopi* bölgesel olarak bulunabilecek mukozal anormalliklerin belirlenmesini sağlar. *Magnifikasyon* endoskopisi endoskopik alanları 1,5 - 150 kat büyütmek için kullanılır. Lazer *endomikroskopisinin* tanısal doğruluk oranı %97, Sensitivitesi %90 ve Spesifitesi %99.5'dir (Kwee ve Kwee, 2007; Liu ve ark., 2008). Endoskopik ultrason (EUS) *preoperatif neoadjuvan* tedavi için

evrelemede kullanılan bir araçtır. Endoskopik *ultrasontümör* boyutunu ve *nodal* durumu belirlemek için evrelemede kullanılabilir (Bekeshev, 2017).

2.2.2. Gastroskopi hangi hastalıklar için kullanılır?

Özofagogastroduodenoskop ile yemek borusu, mide ve 12 parmak bağırsak hastalıklarına tanı konulabildiği gibi belli başlı bazı hastalıkların tedavisi içinde kullanılabilen bir cihazdır. Amaçlarına göre kullanılan cihazlar fiber optik ve elektronik olarak farklılıklar gösterir. Cihazlar tek veya çok bantlı yapıda olabilir. Cihazların kullanımı için özel bir eğitim alınması gerekir.

Gastroskopik inceleme esnasında karşılaşılan hastalığın tanısını koyabilmek için şüphelenilen kısımlardan küçük parçacıklar almak gerekebilir. Bu işleme biyopsi adı verilir. Biyopsi işlemi esnasında hastalar ağrı duymazlar. Biyopsi işlemi, bazı istisnai durumlar hariç herhangi bir sakıncası yoktur. Gastroskopik inceleme işlemine tabii olacak hastaların 8-10 saat gibi bir süre aç olması gerekir, boğazın yutkunma işlemini kolay yapabilmesi için uyuşturulması operasyon için yeterlidir ancak bu operasyondan tedirgin olan ve korkan hastalar için anestezi ile kısa süreli uyutularak da muayenesi yapılabilmektedir, ortalama muayene süresi 3-5 dakikadır. Mide hastalıklarının bir çoğunun tanısı gastroskopik muayene ile konulabilir.

-Yemek borusunda oluşmuş iltihap, yanıklar, polip, *divertikül*, tümör, mide *reflüsü*, varis vb. gibi,

-Mide iltihabı, polip, ülser, midede bulunan damarsal hastalıklar, mide tümörleri, midenin giriş ve çıkış kısmında oluşabilecek daralmalar veya genişlemeler, yabancı cisimler, mide safrası, daha önceden yapılmış mide ameliyatları vb. gibi,

-Duodenum (12 parmak bağırsağı), daralma, tümör, ülser, çöl yak hastalığı, damarsal hastalıklar, ana safra kanalının bağırsağa açılmış olduğu bölgede olabilecek hastalıklar bu muayene ile tespit edilebilir (URL3).

Endoskopi tedavi amacıyla aşağıdaki işlemleri gerçekleştirmek için kullanılabilir (URL4).

- Yemek borusu ve mideye kaçan yabancı cisimlerin çıkartılması tedavisi
- Kansere neden olabilecek poliplerin çıkartılması
- Erken mide kanserlerinin teşhisi
- Mideye beslenme borusu takılması
- Mideye zayıflama balonu yerleştirme

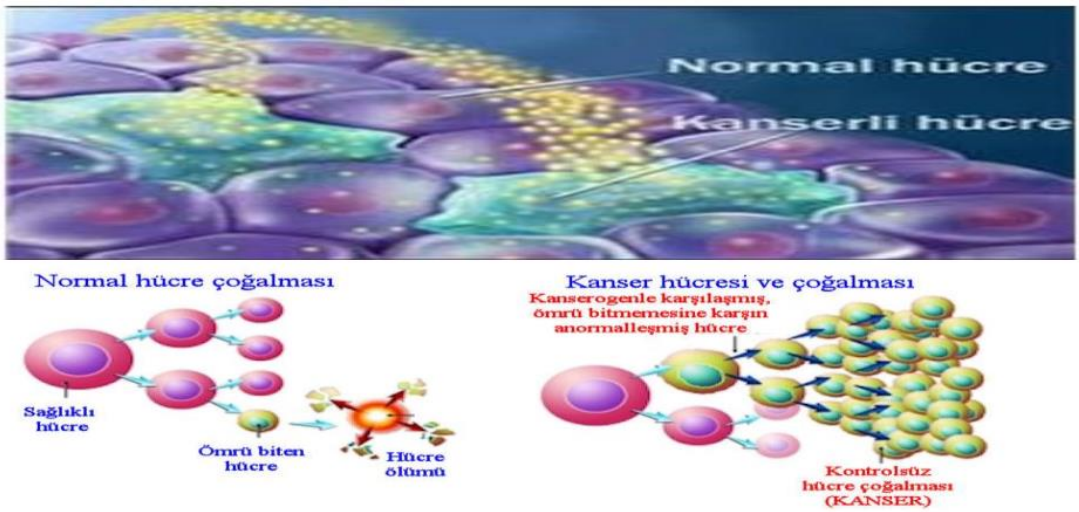
• Mide ülser kanamalarının durdurulması

• Yemek borusu, mide çıkışı darlıklarının *dilatasyonu* ve *stentlerle* (genişleyebilen metal *stent*) yol açması

2.3.Mide Kanseri

Mide de bulunan hücrelerin kontrolsüz bir biçimde artmasıyla oluşan kanser, günümüzün önemli sağlık problemlerinin başında gelir. Normal şartlar altında dokularımız için yeni hücrelerin üretilmesi gerekmiyorsa her hücrede bulunan özel mekanizmalar hücreye bölünme işleminin durdurulmasını söyler. Ancak bunun aksine kanser hücreleri, büyüme işlemine ve bölünme işlemlerine devam ederler ve böylece vücudun diğer bölümlerine yayılırlar. Kanserli hücreler birleşerek tümörleri (kitleleri) oluştururlar, tümörler normal dokuları sıkıştırabilirler, dokuların içine sızabilirler veya dokuları tahrip edebilirler (Bektas, 2014).

Şekil 2.4'te sağlıklı hücrelerin bölünmesinde ömrü biten hücre *apoptozise* uğrarken, kanserli hücreler kontrolsüz bir şeklide çoğalmaya ve tümör oluşturmaya devam ettiği gösterilmektedir.



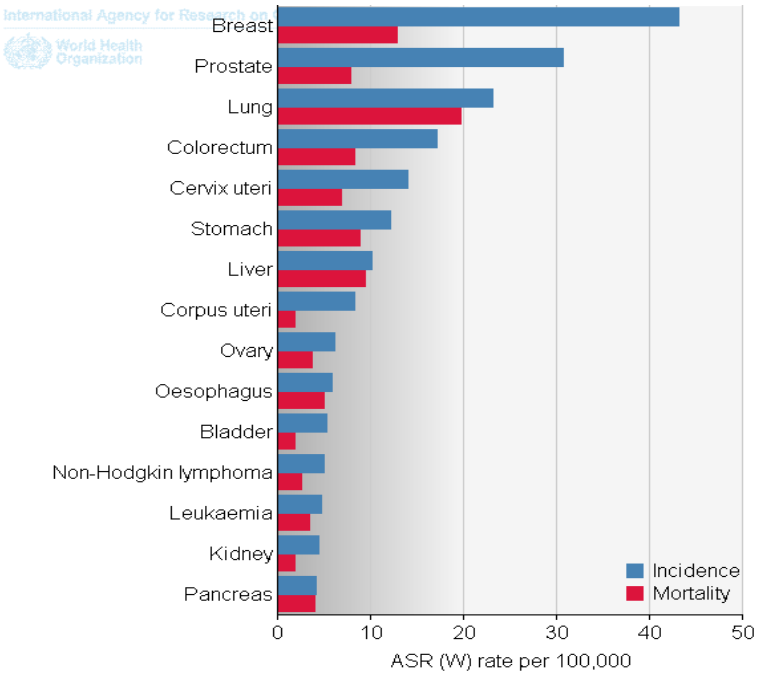
Şekil 2.4. Normal ve kanserli hücreler **(**URL13; URL14**)**

Kanserli hücreler oluşturdukları tümörden ayrılırsa, kan ya da lenf dolaşımı vasıtasıyla vücudumuzun diğer kısımlarına gidebilirler. Gittikleri kısımlarda tümör kolonileri oluşturur ve büyümeye devam ederler. Kanserin bu şekilde vücudun diğer kısımlarına yayılması olayına "metastaz" adı verilir. Metastaz işlemi gerçekleşmiş olsa da tümör orijinal olarak oluştuğu organın adı ile anılır (Kosova ve Arı, 2008).

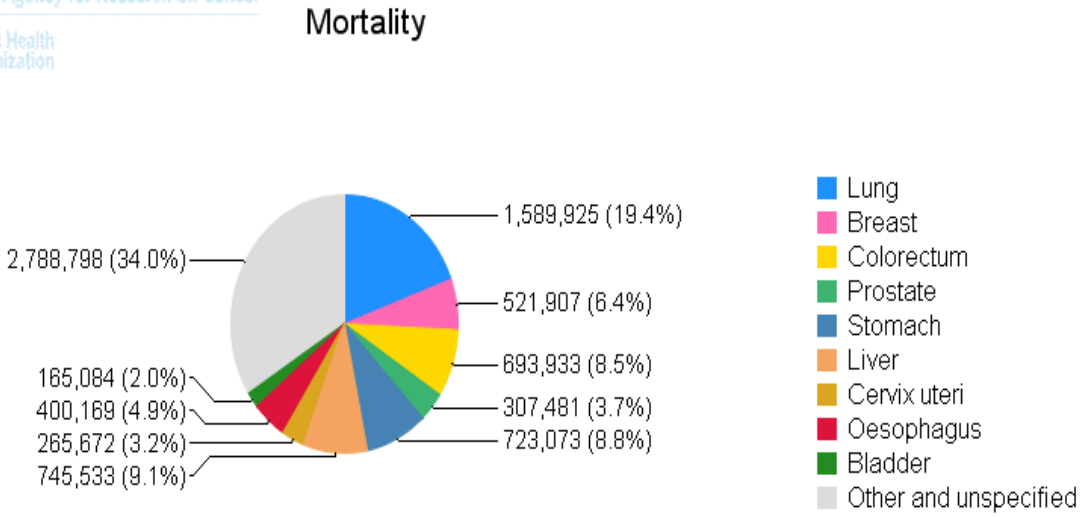
Kanser, çağımızın en önemli sağlık problemlerinden bir tanesidir. Kanser vakalarının sık görülmesi ve öldürücü etkisinin kuvvetli olması nedeniyle önemli bir sağlık problemidir. Günümüzde tanı koyma imkanlarının artması ve insanlarımızın sağlık kuruluşlarından faydalanabilme imkanlarının artmasıyla her geçen senede daha fazla kanser vakası teşhis edilebilmektedir. Bilgi teknolojilerinin gelişmesiyle enfeksiyon hastalıklarının daha fazla kontrol edilebilmesi; diğer hastalıklara karşı daha verimli tedavi şekillerinin tespit edilmesi ve insanların sosyoekonomik yaşam standartlarının artmasıyla insanların ortalama yaşam sürelerinin uzaması, buna bağlı olarak yaşlı nüfusun artması; toplumdaki insanların bilgi seviyelerini yükselmesi ve tıp dünyasındaki gelişmeler neticesinde kanser vakalarının tedavi edilmesindeki gelişmeler nedeniyle daha fazla hastanın doktora başvurması ve ilerleyen teknoloji ile çevresel *karsinojenlere* maruz kalmanın artması ile kanser sıklığını arttıran etkenlerdir (Kırtay, 2015).

Erken evre mide kanseri halen tüm vakaların %15-57 oranını kapsamaktadır. Mide kanseri tanısında kullanılan en seçkin yöntem endoskopi yöntemidir. Görülen lezyondan şüphelenilmesine rağmen kesin kanser tanısı konulabilmesi için biyopsi alınarak alınan parça üzerinde patolojik inceleme yapmak gerekir. *Özafagogastro-duedonoskopi* endoskopik biyopsi ile birlikte kullanıldığında duyarlılık ve hassaslığı daha yüksek olmaktadır (Layke ve Lopez, 2004; Yılmaz, 2014).

Dünya Sağlık Örgütü (WHO) 2012 yılı verilerine göre tüm dünyada ölüm nedenlerinin sıralamasında kanser nedeniyle ölüm ikinci sırada gelmektedir. Dünya'da tanı konulan kanser vakalarına bakıldığında akciğer (%13.0), meme (%11.9), kolon (%9.7), prostat (%7.9) ve mide (%6.8) iken kanser nedeniyle ölüm oranlarına bakıldığında akciğer (%19.4), karaciğer (%9.1) ve mideden (%8.8) oranlarında ölüm gerçekleştiği belirtilmiştir. Buradan mide kanseri tüm dünyada yaygın ve oldukça ölümcül seyreden bir kanser türü olduğu gösterilmektedir (URL7). WHO verilerine göre dünya üzerinde her iki cinsiyet için tahmini yaş standartlarına göre görülme ve ölüm oranları Şekil 2.5 ve Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.5. WHO 2012 verilerine göre kanser çeşitleri ve buna bağlı ölümler (URL5)



Şekil 2.6. WHO 2012 verilerine göre kanser çeşitleri ve buna bağlı ölüm oranları (URL6)

2.3.1 Mide kanseri tarihçesi

Mide hastalıkları terimi tıp tarihinin ilk günlerine kadar uzamaktadır. Mide hastalıklarıyla bilinen ilk kayıt muhtemel mide kanseri vakaları olup; Milattan Önce (M.Ö.) 1600 yıllarında yazılmış olan Mısır'daki "Ebers" papirüslerinde bildirilmiştir. Milattan Sonra (M.S.) ikinci yüzyılda Roma'da Galen tarafından yayınlanan Hipokrat'ın bildirilerinde de olası mide kanseri olguları tarif edilmiş mide hastalıkları "*epigastrik* yanma ve şişlik" olarak tanımlamıştır.

M.Ö. dördüncü yüzyılda yaşamış olan Hipokrat ilk kez "kanser" ve "*karsinoma*" terimlerini kullanmış; vücut yüzeyinde daha yavaş büyüyen ve genellikle ülsere olan, kırmızı, sıcak ve ağrılı şişliklere; yengeci andıran görünümünden dolayı Yunanca yengeç anlamına gelen "*karkinos*" adını vermiştir. Hipokrat, bu patolojinin dışarıdan insan vücuduna saldırarak, derisinden içine girdiğine ve yumuşak dokulara ve iç organlara nüfuz ettiğine inanıyordu. Bu teori Mısır, Roma ve Yunan medeniyetlerinde kadavra üzerinde tıbbi çalışmalar yapmanın yasak olması nedeniyle hekimlerin daha çok harici tümörler üzerinde deneyim sahibi olmalarından kaynaklanıyordu. Bu durum ilk milenyumun sonuna kadar Katolik kilisesinin bu yasağı benimsemesi ve sürdürmesine kadar devam etti (Santoro, 2005).

Hipokrat'ın ölümünden sonra mide hastalıkları ile ilgili kayda değer ilk ciddi çalışmalar İbni Sina tarafından yapılmış, mide hastalıklarının *etyolojisini* yemek ile gastrik ağrı arasında ilişkide aramıştır. 11. asırda İbni Sina tarafından yazılan İbni Sina'nın Tıp Ansiklopedisinde mide kanseri ile ilgili tanımlamalar da gözlenmiştir. Kanser terimi ilk kez "seratan" ismiyle adlandırılmış; Tarsuslu Osman Hayri Efendi'nin "Kenzüsıhhatül Ebdaniye" (1298) adlı eserinde de fındık ya da küçük yumru büyüklüğünde, ağrılı ve etrafı damarlı bir yapı olarak tanımlanmıştır (Atıcı, 2007).

Mide hastalıklarının en ağır şekli olan mide kanseri bile 18. yüzyıla kadar çeşitli bilim adamları tarafından tanımlanmasına rağmen hala kesin olarak bilinemiyordu. Çünkü selim ve habis mide ülserleri ancak 1835 yılında *Cruveilhier'den* sonra tanımlanabilmiştir. Bu da Napolyon'un sürgün edildiği "St. Helena" adasındaki esrarengiz ölümünü açıklamıştır. Napolyon ölmeden önceki son dönemlerinde hemen hemen her gün kusuyor, kabızlık, ishal, karın ağrısı, artan halsizlik, tekrarlayan ateş ve aşırı terlemeden şikâyet ediyordu. Kesin teşhis konulamadığından ilerleyen hastalığının sonucu olarak kahve telvesi şeklinde kusma, ciddi hıçkırık ve taşikardisi olmaya başlayan Napolyon, aralıklı olarak hezeyanlar geçirmeye başlar. Napolyon bilinci açık olduğu dönemde doktoruna bedenin açılarak midesinin muayene edilmesini ve oğluna detaylı bir rapor verilmesini ister. Çünkü Napolyon, babası ve diğer akrabalarını da mide patolojilerinden dolayı kaybetmiştir. Vasiyetinden 8 gün sonra ölen Napolyon'a otopsi yapılmış ve verileri saklanmıştır. Ancak ölüm sebebi ölümünden on yıllar sonra 1835 yılında *Cruveilhier'in* gastrik kanser ve ülserlerin anatomik tariflerini yapması ve 1839 yılında Bayle tarafından "*maladies cancereuses*" adlı yayınında mide kanserinin klinik Çizelgesunu tanımlamasından sonra anlaşılabilmiştir. Napolyon, mide kanserinden ölmüştür ve ölümünden yıllar önce şikâyetçi olduğu şüpheli karın ağrıları muhtemel

kronik gastrittir. Böylece, o yıllarda bile kanserde erken tanının önemini belirtmiştir (Santoro, 2005).

Mide hastalıklarının etiyolojisi, modern tıp imkânlarının yokluğunda anlaşılamadığından 20. Yüzyıla kadar daha çok mide kanseri ile ilgili gelişmeler olmuştur. Mide kanserinin resmi tarihi ise ünlü bir Fransız cerrah olan Jules Emile Pean tarafından 9 Nisan 1879 yılında kanser nedeniyle ilk mide rezeksiyonu yapılmasıyla başlar. Fakat hasta ameliyattan 5 gün sonra ölür. İkinci mide rezeksiyonu denemesi ise Polonyalı cerrah Ludwig R.von Rydygier tarafından yapılmış ancak sonuç değişmemiş; hasta bu sefer ameliyat gecesi hayatını kaybetmiştir. İki başarısızlığın da altında yatan sebep ise *anastomoz* kaçaklarıdır.

22 Ocak 1881 yılı ise mide kanseri cerrahisi için önemli bir tarih olmuş; Theodor Billroth, Viyana'da literatüre Billroth I ameliyatı olarak geçecek olan "*gastroduodenal anastomoz*" ile birlikte subtotal rezeksiyonu başarılı bir şekilde gerçekleştirmiştir. Daha sonraları subtotal rezeksiyonlarına *gastrojejunomostileri* de ekleyerek Billroth II ameliyat tekniğini de kazandıran Billroth, 14 yılda 257 vakaya kadar ulaşmıştır.

1897 yılında henüz 32 yaşında genç bir İsviçreli cerrah olan Karl Schlatter ilk başarılı total gastrotektomiyi gerçekleştirmiştir. Bu gelişme dünyaya hızlı bir şekilde yayılmış San Fransisco'da Charles Birgham ve Boston'da Richardson tarafından değişik teknikler uygulanarak total *gastroktomiler* tekrarlanmıştır.

Cerrahideki bu gelişmeler sayesinde 18. Yüzyılın sonlarından itibaren mide kanserinin teşhisi net bir şekilde konulabilmiş; birçok kişi cerrahi müdahaleler ile tedavi edilmeye çalışılmıştır.

Tüm dünyada artık mide kanseri bilinmesine karşın teşhis ve tedavi açısından bir standardizasyon getirilmesi amacıyla 1967 yılında "Uluslararası Kansere Karşı Birlik" (UIAC) tarafından TNM evrelime sistemi geliştirilmiştir.

Mide kanseri, Japonya, Kore, Çin ve diğer pasifik bölgesindeki en önemli ölümcül kanserlerin başında gelmektedir. 19. yüzyıla kadar geleneksel uzak doğu tıbbın felsefesi nedeniyle mide kanseri ile ilgili pek ilerleme gösteremeyen bu ülkeler arasındaki Japonya, 20. yüzyılda bu hastalığın tanı ve tedavisinde büyük gelişmeler göstererek bu alanda lider konuma gelmiştir. Özellikle 1916 yılında Yamagiwa'nın deneysel cilt kanseri modelini keşfi, Japonların bu alandaki atılımların öncüsü olmuştur (Santoro, 2005; Eren, 2010).

2.3.2. Mide kanseri epidemiyoloji

Mide kanseri vakası dünyada sık görülen ve toplum sağlığı açısından önemli bir hastalıktır. Mide *adenokarsinomu* dünya üzerinde 20. yüzyılda kanser neticesinde ölümlerin oluşumunda önde gelen etmenlerdendir. 2011 epidemiyolojik verilerine göre dünya genelinde mide kanseri; akciğer kanseri, meme kanseri ve *kolorektal* kanserlerden sonra 4. sırada yer almaktadır (Jemal ve ark., 2011). Dünyada yıllık yaklaşık olarak 989,600 yeni vakaya tanı konulmakta olup, bunların 738.000'i mide kanseri neticesinde ölmektedir. Bu da tüm kansere bağlı ölümlerin yaklaşık % 10'unu oluşturmaktadır (Jemal ve ark., 2011). Değişen çevresel faktörler, besin hazırlama şekilleri, diyet değişiklikleri sonucu batı ülkelerinde mide kanseri görülmesi azalma eğilimindedir. Bu azalma neticesinde 2011 epidemiyolojik veri değerlerine göre mide kanseri; akciğer kanseri, meme kanseri ve *kolorektal* kanserlerden sonra 4. sırada bulunmaktadır (Jemal ve ark., 2011). Mide kanseri görülmesindeki bu düşüş *kardia* dışı kanserlerle sınırlıdır (Anderson ve ark., 2010).

Proksimal gastrik ve *özefagogastrik* bileşke *adenokarsinomlu* yeni tanı olguların sayısı, 1980'li yıllarına ortalarından sonra altı kat artmıştır (Keeney ve Bauer, 2006). Mide kanseri *insidans* ve *mortalite* oranları dünyanın farklı yerlerinde büyük farklılıklar göstermektedir. Mide kanser *insidansı* 100.000 nüfus başına 30 ila 85 vaka gibi yüksek *insidans* oranları ile Japonya, Güneydoğu Asya, Güney Amerika ve Doğu Avrupa bölgelerinde sık gözlenir (Parkin ve ark., 2005). Yaklaşık olarak mide kanserine yakalanma vakalarının üçte ikisi gelişmekte olan ülkelerde meydana gelmektedir (Parkin ve ark., 2005). Buna karşılık, örneğin Amerika Birleşik Devletleri (ABD), İsrail, Avustralya, Yeni Zelanda ve Kuveyt gibi ülkelerde mide kanseri 10/100.000'un altında *insidansla* daha az gözlenir (Parkin ve ark., 2005). Fakat edinilen son veriler ABD'de 25-39 yaş aralığındaki mide kanserli vakaların *insidansında* geçmiş yıllara oranla %60 artış olduğunu ortaya koymaktadır (Anderson ve ark., 2010). Japonya'da uygulanan kitle tarama işlemleri vasıtasıyla ve erken tanı neticesinde *mortalite* oranları devamlı düşüş göstermektedir (Graham ve Asaka, 2010). Göçmen yaşayan topluluklarda göç ettikleri ülkenin mide kanseri *insidansına* kademeli olarak geçiş göstermeleri çevresel faktörlerin *etyolojide* önemli olduğunu göstermektedir (McMichael ve ark., 1980; Stadtländer ve Waterbor, 1999).

Bir çalışmada ABD'ye göçen Polonya ve Portekiz göçmenlerin mide kanser *insidansı* kendi ülkelerine ait mide kanseri *insidansı* ile ABD'de yaşayan insanlara ait

mide kanseri *insidansı* arasında bulunmuştur (Gregorio ve ark., 1992). Bu durum insan yaşamının erken dönemlerindeki çevresel etkilerin kanser oluşumuna katkısı olduğunu, ancak diğer çevresel ve kültürel faktörlerinde mide kanseri olma riskini ortaya çıkarmada önemli olduğunu vurgulamaktadır. Geçtiğimiz yüzyılda ABD'de mide kanseri vakasından ölen insanlar kansere bağlı ölümlerin ilk sırasında olmasına rağmen şu an en sık 6. nedenidir.

Wu ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada 1978 ve 2005 yılları arasındaki SEER veri tabanını inceledikleri çalışmalarında mide kanseri vakalarının %34 azaldığını bildirmişlerdir (Wu ve ark., 2009). Son yıllarda *intestinal* tip mide kanseri %44'e gerilemiş, *difüz* tip mide kanseri ise % 62'e çıkmıştır. *Kardia* kanserleri 1980'li yıllarda %23 oranında artmış, *kardia* haricindeki bölgelerden kaynak alan mide kanserleri düzenli olarak azalmıştır.

2.3.3. Türkiye'de mide kanseri

1978-1998 arası dönemde ülkemizde mide kanserinin sıklığında azalma tespit edilmiştir (Mungan, 1999). Yakın zamanlı yapılmış çalışmalarda Türkiye'de mide kanseri *insidansı* erkeklerde 9,6/100.000 ve kadınlarda ise 5,7/100.000'dir. Mide kanseri Türkiye'de ciddi bir sağlık sorunu olmaya devam etmektedir. Mide kanseri nedeniyle ölüm oranları erkeklerde 5,84/100.000, kadınlarda ise 3,7/100.000 olarak bildirilmiştir. Ortalama mide kanseri tanı yaşı ise 56'dır. Türkiye bu verilerle mide kanseri açısından doğu ile batı arasında bir geçiş bölgesi olarak yer almaktadır (Yalcin, 2009).

Türkiye de kanser kontrol altına alma programına göre; tütün ve tütün ürünlerinin kullanımının azaltılması, bireyler de sağlıklı beslenme alışkanlıklarının kazandırılması ana hedeflerdir. Birincil korunma yanında kanser vakalarının erken tanısı da kanser tanılama ve ölüm oranlarının düşürülmesinde önemlidir. Bu manada çeşitli tarama programları ulusal sağlık programına dâhil edilmiştir. Bu programın başında meme ve *serviks* kanseri ilk sırada bulunmaktadır. Esas olarak kanser tarama programlarımızda yer almasa da, mide kanseri Japonya'da tarama programına alınmış olup, ülkemiz için de önemli bir kanser çeşididir (Tuncer, 2007; Alacalı, 2012). Son yıllarda ciddi miktarda artış gösteren mide kanseri taramalarına ulusal kanser tarama programında yer verilmesi düşünülmektedir. Gelişmiş ülkelerde, tarama testlerinin kullanımının artmasıyla, mide kanser tanısında erken tanı alan 5 yıllık sağ kalım oranı %86'ya ulaşmıştır (Alacalı, 2012).

3. GÖRÜNTÜ İŞLEME

Göz organı sadece beynin dış dünya ile etkileşim yapabilmesini sağlayan bir penceredir. Görme işleminin gerçekleşebilmesi için göz sadece bir vasıtadır. Görme işlemi ise çok daha derinde, beynin içinde gizlidir. Göze gelen ışık sinyalleri kornea, gözbebeği ardından da mercekten geçer (Akar, 2006). Saydam tabakanın bükümlü üst yüzeyi ve mercek, ışınları kırar ve nesnenin (resmin) görüntüsü ters çevrildikten sonra retinaya ulaşır. Işığa duyarlı hücreler (reseptörler; koni ve çubuklar) ışığı elektrik sinyallerine çevirirler ve sinir uçlarına sinyal yollarlar. Retinadan gelen görüntü orijinaline göre baş aşağı durumda ve ters taraftadır. Ancak beyin yeniden yorum yaparak görüntünün düz olmasını sağlar. Bu sinirler beyine nesnenin çeşidi, büyüklüğü, rengi, uzaklığı hakkında haber götürürler ve tüm bu dizi işlemler saniyenin binde biri kadarlık bir sürede gerçekleşir. Görme işlemi gerçekleşirken bir saniyede meydana gelen işlem sayısı şu an mevcut hiçbir bilgisayarın yapamayacağı kadar yüksektir. Bu kadar hızlı olmasının yanı sıra görmenin en şaşırtıcı ve mucizevi yanı ağ tabakaya düşen ters görüntünün beyinin optik merkezinde düzeltilmesidir. Elektrik sinyallerinden oluşan bir mesajı beynin nasıl olup da tam tersi bir şekilde yorumladığı henüz cevaplanamamış bir sorudur (Guyton ve Hall, 1986).

3.1. Görüntü İşleme İle İlgili Kavramlar

Görüntü işleme (*image processing*) sistemleri hızlı ilerleyen teknoloji ile birlikte insan yaşamında önemli bir yer edinmiştir. Özellikle son yıllarda bilgisayar boyutlarının küçülmesi, kapasite ve veri işleme hızlarındaki artış görüntü işleme teknolojilerindeki gelişmeyi hızlandırmıştır (Karakuş, 2006). Görüntü işleme teknolojilerin kullanılma imkânları günden güne artmakla beraber mevcut kullanım alanları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Kurtulmuş, 2012);

- Tıp
- Astronomi
- Endüstriyel otomasyon
- Savunma sanayi
- Biyoloji
- Oşinografi

- Trafik denetimi
- Malzeme bilimi
- Elektronik tüketici ürünleri
- Güvenlik

İnsan algılarının en gelişmişi olan görme, insan algılama yapısında çok önemli bir rol oynar. İnsan görme sistemi bilinen en gelişmiş mekanizmalara sahip olmakla birlikte; görüntüleri yakalama, gruplama ve analizini yapma konusunda oldukça gelişmiştir (Jaehne, 1997). Bununla birlikte elektromanyetik spektrumun görünebilir bandı (0.4μm ile 0.7μm dalga boyları arası) ile sınırlı olan insan görme sisteminin tersine görüntüleme makinaları, gama ile radyo dalgaları arasındaki neredeyse tüm elektromanyetik spektrumu kapsamaktadır (Gonzalez R. C., 2002). Farklı özelliklere sahip ve birçok amaca hizmet eden görüntüleme makinaları; standart CCD kamera, tarayıcı, ultrason, manyetik rezonans, endoskopi, elektron mikroskobu, termal, *multispektral* ve *hiperspektral* gibi makinalar olabilmektedir.

3.2. Görüntü İşleme Tanımı

En sade tanımla görüntü işleme; kaydedilmiş veya ölçülmüş olan sayısal görüntü verilerini, elektronik ortamda belirlenen amaca uygun bir şekilde değiştirilmesidir (Akar, 2006). Görüntüleri birer sinyal olarak kabul eden sinyal işlemenin (*signal processing*) bir alt dalı olarak da incelenebilen görüntü işleme, dijital bir ortam üzerinde ve sayılarla ilgili olduğundan çoğu zaman dijital görüntü işleme şeklinde de ifade edilmektedir. Bununla birlikte görüntü işleme; hedef örüntüleri (*pattern*) sınıflandırmayı amaçlayan ve makine öğrenmesi (*machine learning*) bilimi altında incelenen örüntü algılama (*pattern recognition*) alanıyla da ilişkilidir. Görüntü işleme uygulamalarının yelpazesi var olan bir görüntünün istenen amaca göre zenginleştirilmesinden bir görüntüyü anlamlandırma ya da istenen hedef nesnelerin tespitine kadar oldukça geniş bir kapsamdadır.

Görüntü işleme; insan göz görme sisteminin gerçekleştirdiği işlemlerin bilgisayar ortamında otomatik olarak gerçekleştirilmeye çalışılması olarak tanımlanırsa, bunun; öğrenmeyi, ayrımlar yapmayı ve görsel girdiler üzerinde eylem gerçekleştirmeyi kapsadığı aşikârdır.

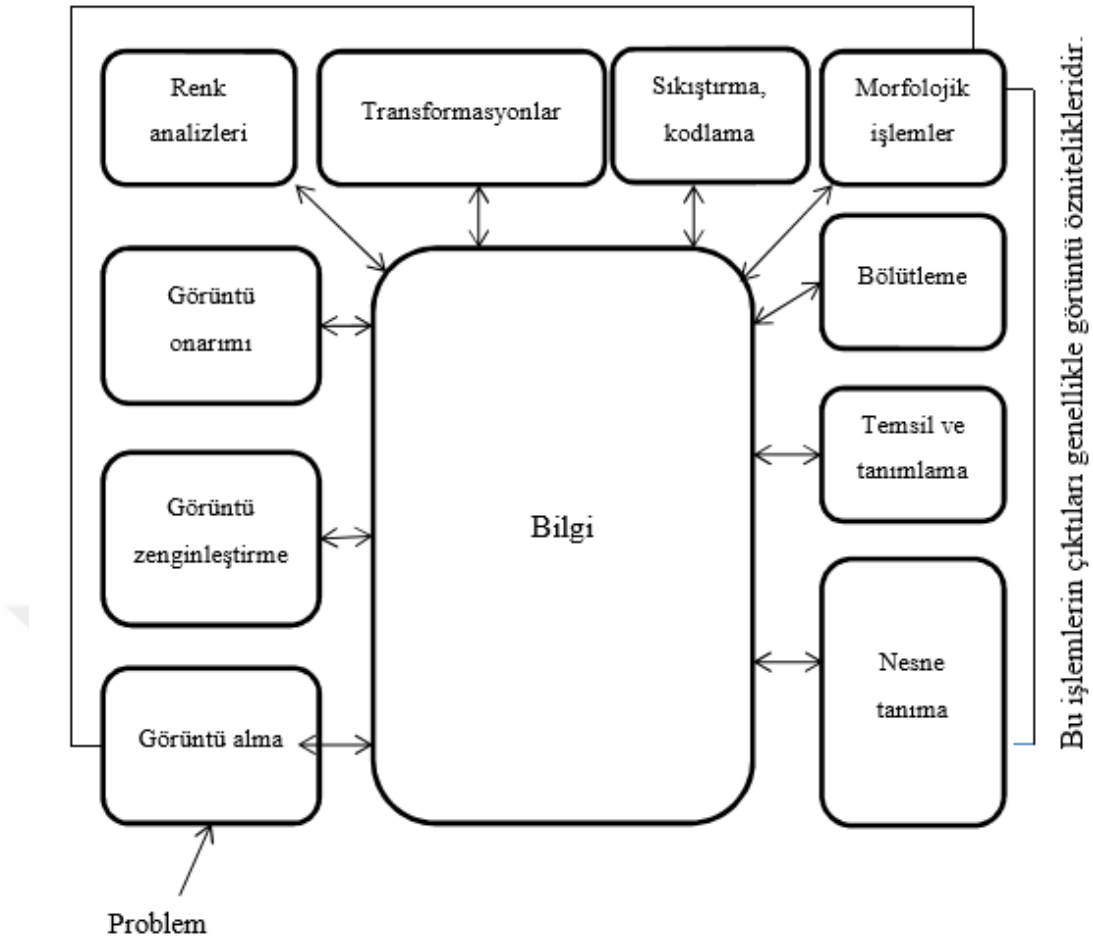
3.3. Görüntü İşleme Yöntemleri

Görüntü işleme teknikleri ile sayısal görüntüler üzerinde iyileştirmeler yapılarak nesne tanıma, hedef tanıma gibi işlemler yapılabilmektedir. Güncel meselelerde karşımıza çıkan ve uygulama alanı bulabilen görüntü işleme ile, teknolojinin hızlı gelişmesine bağlı olarak artık çok daha hızlı işlem yapabilmekte ve bu sebeple fizik, sanat, biyomedikal, tıp, savunma sanayi ve otomobil sanayi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Görüntü işleme, yapılacak işlemin amacına göre farklı işlevlerden oluşabilmektedir (Boztoprak, 2014).

Sayısal görüntü işleme yöntemleri spesifik alanına göre ve belirlenen amaca uygun olarak farklı yöntemler kullanılmaktadır. Görüntü zenginleştirmenin temel amacı, spesifik bir alanda görüntü üzerindeki belirli bir kısmın, görüntünün tümünü ya da belirli bir objenin görüne bilirlik özelliği artırmaktır. Görüntünün onarılması, herhangi bir nedenden dolayı bozulmuş görüntülerin orijinal görüntüye olabildiğince uygun bir şekilde yaklaştırılma çabalarıdır. Görüntü kodlaması ve sıkıştırması dijital bir görüntüyü yeterli miktarda temsil edebilecek en düşük veri miktarının bulunması çalışmalarıdır (Gonzalez R. C., 2002).

Görüntü bölütleme bir görüntünün benzer özniteliklere sahip alt kısımlarının bölünmesi veya ayrılması anlamına gelmektedir (Pratt, 2007). Ayrılan ya da bölütlenen kısımların bireysel düzeyde sınıflandırılması ya da birbirleri ile olan ilişkilerinin ortaya çıkarılması da görüntü algılanması olarak ifade edilmektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere bu tekniğin çıktısı diğerlerinden farklı olarak yeni bir görüntü değil, görüntü üzerindeki bölütlerin ya da alt kısımların niceliksel özellikleri hakkında bilgilerdir.

Söz edilen tekniklerin hangilerinin kullanılacağı ya da hangi şekilde kullanılacağı yapılacak uygulamaya göre farklılıklar göstermektedir. Çoğu zaman karmaşık problemlerin çözümünde bu tekniklerin birlikte kullanımı söz konusu olabilmektedir. Şekil 3.1'de sayısal görüntü işlemenin temel adımları gösterilmektedir (Gonzalez R. C., 2002; Kurtulmuş, 2012).



Şekil 3.1. Sayısal görüntü işlemenin temel adımları

3.3.1. Bölütleme

Bölütleme bir görüntüyü oluşturan bölge veya nesneleri alt bölümlere ayırarak böler. Gerçekleştirilen alt bölümler için detay seviyesi çözülecek probleme bağlıdır. Karmaşıklık içeren görüntüler üzerinde ki bölütleme işlemi görüntü işlemedeki en önemli adımlardan bir tanesidir. Bölütleme neticesinde sadece aranan bölümlerin tutulması ve gereksiz kısımların görüntüden çıkarılması hedeflenir. İyi bölütlenmiş bir görüntünün özellikleri şu şekilde sıralanabilir (Özşen, 2004).

• Gri ton yada doku gibi bir özellik açısından bölütlenmiş bir görüntüde düzenli ve türdeş bölgelerin elde edilmesi,

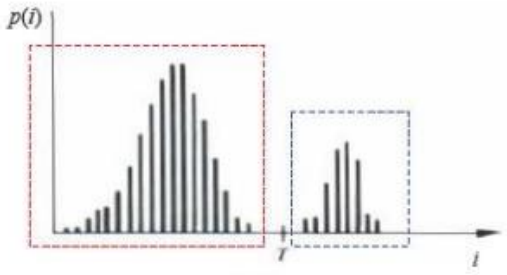
• Bölge içlerinin basit olması ve küçük delikler içermesi,

• Birbirine yakın fakat farklı bölgelerin düzgün oldukları özellik açısından farklı değerler alması,

• Bölge sınırlarının basit olması, girinti çıkıntı olmaması ve bölge sınırlarının uzamsal olarak doğru konumda bulunmasıdır.

3.3.2. Eşikleme

Eşikleme, görüntü işlemenin en önemli kısımlarından biri olan bölütlemenin en önemli adımlardan bir tanesidir. Eşikleme adımındaki amaç, görüntüde bulunan nesneleri görüntünün arka plandan ayrıştırmaktır. Eşikleme işleminde, görüntüdeki yer alan renkler içerisinde gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramı kullanılır. Örneğin, koyu bir zemin üzerinde açık renklerden oluşan nesnelerde f (i, j) görüntüsüne ait histogramı Şekil 3.2'deki şekilde olacaktır. Bu histogram grafiğine göre, nesnelere ve arka plana ait pikseller olmak üzere, görüntüyü iki grupta incelemek mümkündür. Böylelikle nesneleri görüntü zemininden ayırmak için en basit yol, histogram grafiğinden göz kararı olarak tespit edilen bir T eşik değeri ile görüntü üzerindeki piksel değerlerini karşılaştırılacaktır. Buradan, görüntüdeki rastgele bir (i, j) pikseli için; f (i, j) > T ise (i, j) pikseli nesneye ait bir nokta, f (i, j) ≤ T ise (i, j) pikseli arka plana ait bir nokta olacaktır (URL8).



Şekil 3.2. Histogram grafiği

Görüntü üzerindeki noktaların gri seviye değeri T eşik değerinden küçük ya da eşitse pikselin yeni değeri 0, büyükse 1 olarak alınır ve siyah-beyaz bir görüntü elde edilerek ikili forma çevrilir (Gonzalez R. C., 2002).

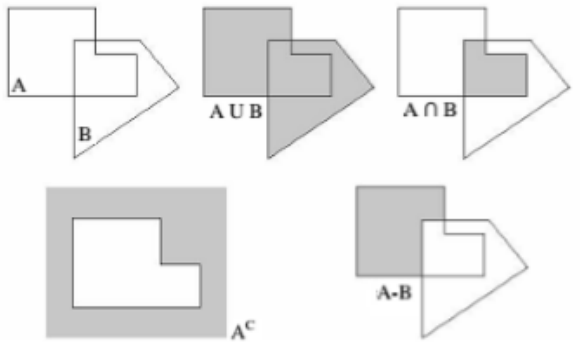
3.3.3. Morfolojik işlemler

Matematiksel morfoloji ise temel küme işlemlerine dayanan, imgedeki sınırlar (*borders*), iskelet (*skeleton*) gibi yapıların tanımlanması ve çıkartılması, gürültü giderimi, bölütleme gibi uygulamalar için gerekli bir araçtır. İmge işlemede genellikle, morfolojik süzgeçlime, inceltme (*thinning*), budama (*pruning*) gibi ön/son işlem olarak da sıkça kullanılırlar. Gri tonlu imgeler üzerinde de yapılabileceği gibi, genellikle ikili imgeler üzerinde yapılan işlemlerdir. Morfolojik işlemleri görüntünün objelerini belirgin haline dönüştürmek veya görüntünün objelerini ayırt etmek için kullanılmaktadır. Morfolojik

işlemler gri seviyeli görüntülere veya ikili düzendeki görüntülere uygulanabilmektedir. İkili morfolojik operatörler görüntülerde eksik noktaların tamamlanması veya gürültü olarak nitelendirilebilen noktaların veya küçük nesnelerin kaldırılması gibi işlemlerde kullanılır. Bu işlemler matematiksel morfoloji ve küme teorisi kullanılarak gerçekleştirilir. Parmak izi tanımlamaları, tahrip olmuş metinlerin yeniden oluşturulması, uydu görüntülerinin tamamlanması morfolojik işlemlerin kullanım alanlarından bir kaçıdır.

İkili görüntüde, görüntüye ait renk değerleri 1 bit ile ifade edilir. Buradan $2^1=2$ renk değeri (0 siyah 1 beyazı ifade eder) sunar. Çoğunlukla '0' arka plan piksellerini, 1 de nesne piksellerini oluşturur. İkili görüntü yapısı görüntüdeki bazı özelikleri çıkarmak için kullanılabilir. 8 bit gri düzey görüntü ikili görüntü yapısına dönüştürüldükten sonra değişik işlemlere tabi tutularak istenen alan, kütle merkezi vb. nesneye ait özelikler görüntüden çıkartılabilir. Şekil 3.3'de ikili görüntü üzerinde uygulanan mantıksal işlemler aşağıdaki gibidir ve görüntü üzerinde gösterimi gösterilmektedir (Gonzalez R. C., 2004).

$$\begin{aligned} &A \text{ or } B = A \cup B \\ &A \text{ and } B = A \cap B \\ &\text{not } A = A^c \\ &A \text{ and (not } B) = A\text{-}B, \end{aligned} \tag{3.1}$$



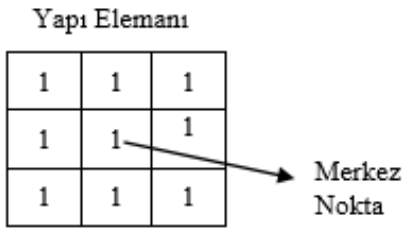
Şekil 3.3. İkili görüntü üzerinde uygulanan mantıksal işlemlerin gösterimi (Gonzalez R. C., 2002)

Genişleme (*dilation*) ve aşınma (*erosion*), morfolojik işlemlerin temelidir ve birçok morfolojik teknik bu iki işleme dayanmaktadır.

3.3.3.1. Genişleme

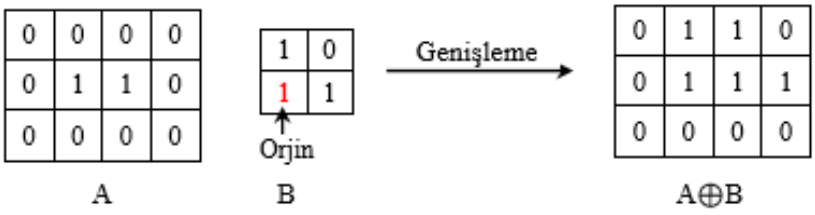
Genişleme işlemi temelde bir görüntüdeki nesneyi genişletmek veya kalınlaştırmak için kullanılır. Bu büyüme işleminin şeklini yapısal eleman tayin eder. Genişleme işleminin en basit uygulamalarından biri ikili görüntüdeki boşlukların kapatılmasıdır. A⊕B şeklinde gösterilen A'nın B ile genişleme işlemi matematiksel olarak Denklem 3.2 ile ifade edilebilir. Burada A ve B iki boyutlu tamsayı uzayının birer kümesidir. A ikili bir görüntü ve B elemanı "yapı elemanı (*structuring* element)" olarak belirtilen bir şablondur (Gonzalez R. C., 2002; Acharya ve Ray, 2005). Şekil 3.4.'te örnek bir yapı elemanı gösterilmiştir.

$$A \oplus B = \{z|[(\dot{B}) \cap A] \subseteq A\} \quad (3.2)$$



Şekil 3.4. Örnek bir yapı elemanı

Yapısal elemanın şekli elde edilecek sonucu belirler. Yapısal eleman, baklava dilimi, disk, çizgi, kare, dikdörtgen gibi şekillerde tanımlanabilir veya bizim istediğimiz özel bir şekle sahip olabilir. Böylece nesne kenarları istenilen forma sokulabilir. Örneğin 3x3, 5x5 vb. bu matrisler görüntü üzerinde soldan sağa hareket ederler. Genişleme işlemini Şekil 3.5'deki gibi bir örnek ile açıklamak mümkündür (Gonzalez R. C., 2004)



Şekil 3.5. Genişleme işlemi (Gonzalez R. C., 2004)

A genişleme işlemine tabi tutulacak olan ikili görüntü, B ise yapı elemanı olacak şekilde seçilir. Yapı elemanının orijini sırasıyla A'nın 1 olan her bir elemanı üzerine gelecek şekilde dolaştırılır. Bu esnada üzerine yapı elemanının 1 olan değeri karşılık

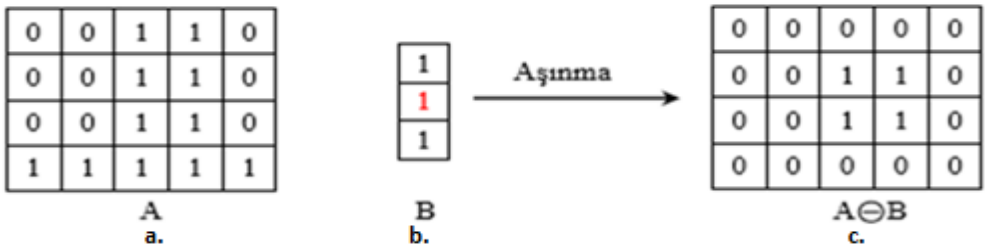
gelen piksel değerleri 0 ise 1'e dönüştürülerek işlem yapılır. Sonuç olarak A⊕B genişletilmiş görüntüsü elde edilir (Gonzalez R. C., 2004).

3.3.3.2. Aşınma

Aşınma (*erosion*) işlemi ise genişlemenin tersidir. Aşınma işlemi ile görüntüdeki bir nesneyi daraltma veya inceltme amaçlanır. Aşınma işlemi kullanılarak ikili görüntüdeki önemsiz ve küçük nesneler ortadan kaldırılabilir. A⊖B şeklinde gösterilen iki boyutlu tamsayı uzayının birer kümesi olan A'nın B ile aşınma işlemi matematiksel olarak Denklem 3.3'te verilen ifade kullanılarak yapılabilir (Gonzalez R. C., 2002; Acharya ve Ray, 2005).

$$A \ominus B = \{z \mid (B)z \subseteq A\} \tag{3.3}$$

Aşınmada da genişlemede olduğu gibi aşınmanın şeklini yapısal eleman belirler. Şekil 3.6.'da aşınma işleminin örneği gösterilmektedir (Gonzalez R. C., 2004).



a. verilen görüntü b.yapısal elemanı c. aşınma işlemi sonucu

Şekil 3.6. Aşınma işlemi

A aşınma işlemine tabi tutulacak olan ikili görüntü, B ise yapı elemanı olarak seçilmiş olsun. A ikili görüntüsünün her bir pikseli üzerine B yapı elemanının orijini gelecek şekilde dolaştırılır ve yapı elemanın 1 olan tüm elemanları A'nın 1 olan elemanları ile eşleştiği noktalar 1 diğerleri 0 olacak şekilde işlem yapılır. Bu işlem sonucunda aşınmaya uğramış olan A⊖B görüntüsü elde edilmiş olur (Gonzalez R. C., 2004).

3.3.3.3. Açma ve kapama

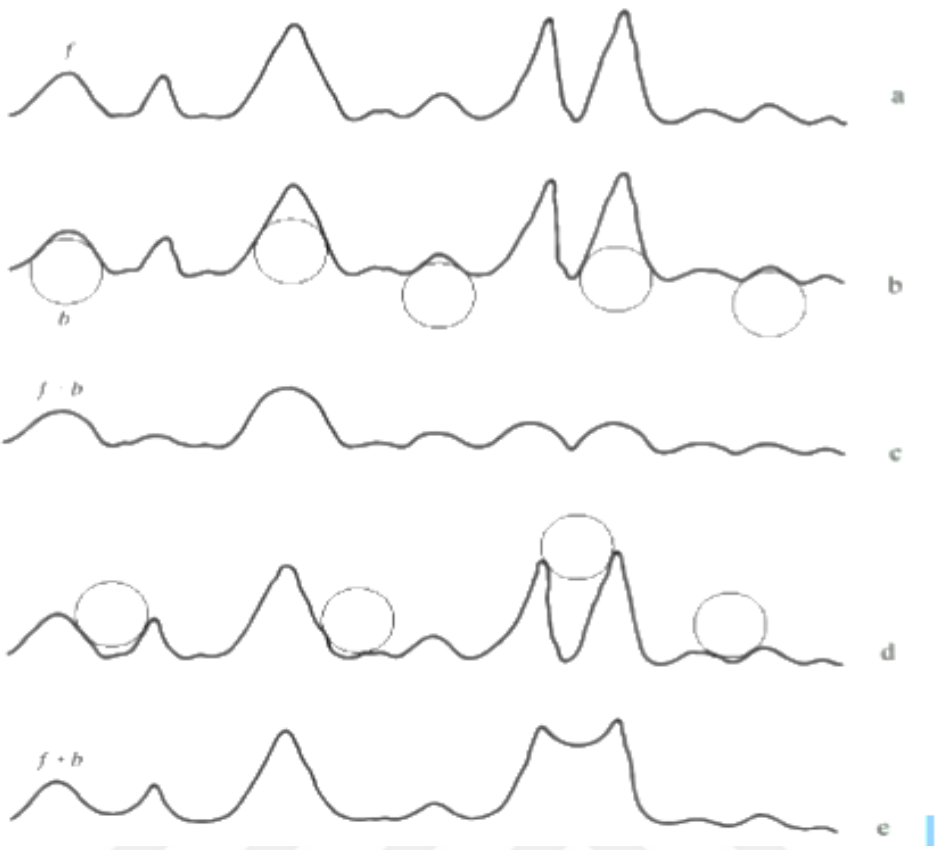
Açma ve Kapama işlemi ikili düzey işlemlerindeki gibi genişletme ve aşındırma operasyonlarının yapılmasıdır. Gri seviyesindeki görüntüler üzerindeki işlemler için

açma, görüntüye ait yapısal eleman ile önce aşınma işlemini, ardından sonuç üzerinde genişleme alma işlemlerini ifade etmektedir. Benzer biçimde Kapama işlemi ise görüntüye yapısal eleman ile genişleme işlevi sonucunda yine aynı yapısal eleman ile aşınma uygulanmasını ifade eder. Her iki işlemi geometrik olarak göstermek için rastgele bir görüntü koordinat ve gri seviye değerlerinden yararlanarak oluşturulan üç boyutlu bir yüzey şeklinde düşünülebilir. Bu görüntünün yapısal eleman tarafından açılma işlemi, yapısal elemanın görüntünün yüzeyinin altından kaydırılarak, yapısal elemanın tüm görüntü için çevrilmesidir. Açma işlemi, yapısal elemanın görüntü yüzeyinin altında kayarken ulaşabileceği en yüksek değerin alınması ile elde edilir (Bal, 2006).

Şekil 3.7.c'de bir resme ait satırın gri seviye profilinin, daire biçimindeki bir yapısal araç ile açma işlemine tabi tutulması sonucu daire biçimli yapısal aracın ulaşamadığı başka bir değişile sığmadığı kısımlar (sivri çıkıntılar) açma işlemine tabi tutulduktan sonra silinmişlerdir. Açma işlemi genelde tüm gri seviyeleri ve büyük parlak bölümleri bozmadan küçük parlak detayların silinmesi için kullanılır.

Kapamada ise Şekil 3.7.d'de görüldüğü gibi daire biçimindeki yapısal araç görüntü satırının gri seviye profilinin oluşturduğu sınır üzerinde hareket ettirilerek o satıra ait tüm noktalar için yapısal elemanın dönüşüm sonucu elde edilmiştir. Kapama işlemi, yapısal elemanın görüntü yüzeyinin üst noktasında kaydırılırken ulaşabileceği en düşük noktanın değerinin alınması ile elde edilir. Kapama işlemi sonucu Şekil 3.7.e'de de görüldüğü gibi yapısal elemanın erişebileceğinden daha küçük ayrıntılar bastırılmış olur.

Uygulama işlemi sonucunda açma işleminin yapısal elemanın ulaşabileceğinden daha küçük parlak ayrıntıları, kapama işleminin ise yapısal elemanın ulaşabileceğinden daha küçük siyah ayrıntıları bastırma özelliği görüntü yumuşatma ve gürültüleri silme amacıyla beraberce kullanılırlar (Gonzalez R. C., 2002).



a. resim satırı gri seviye profili, b. açma işlemi, c. açma işlemi sonucu, d. kapama işlemi, e. kapama işlemi sonucu

Şekil 3.7. Açma ve kapama işlemi

3.3.3.4. Boşluk doldurma

Boşluk doldurma (*Hole Filling*) nesne içindeki boşlukların doldurulması için uygulanır. Öncelikle belirlenen iterasyon sayısı kadar genişleme işlemi yapılır. Daha sonra elde edilen sonuç 1 iterasyon aşınma işlemine tabi tutulur. Aşınma sonucu giriş görüntüsüyle lojik VE işlemine tabi tutulur. Aşınma ve lojik VE işlemi görüntü değişmeyinceye kadar uygulanır. Sonuç olarak, görüntünün içindeki boşluklar doldurulur (Acharya ve Ray, 2005; Gonzalez ve Woods, 2012).

3.3.3.5. Yakala veya ıskala dönüşümü

Morfolojik yakala veya ıskala dönüşümü biçim algılama için temel bir araçtır. Şekil 3.8'de C, D, E olarak gösterilen üç şekli kapsayan bir A kümesi ile açıklanabilir. Şekil 3.8.a-c arasındaki gölgeli gösterilen alanlar orijinal kümeleri Şekil 3.8.d-e'deki

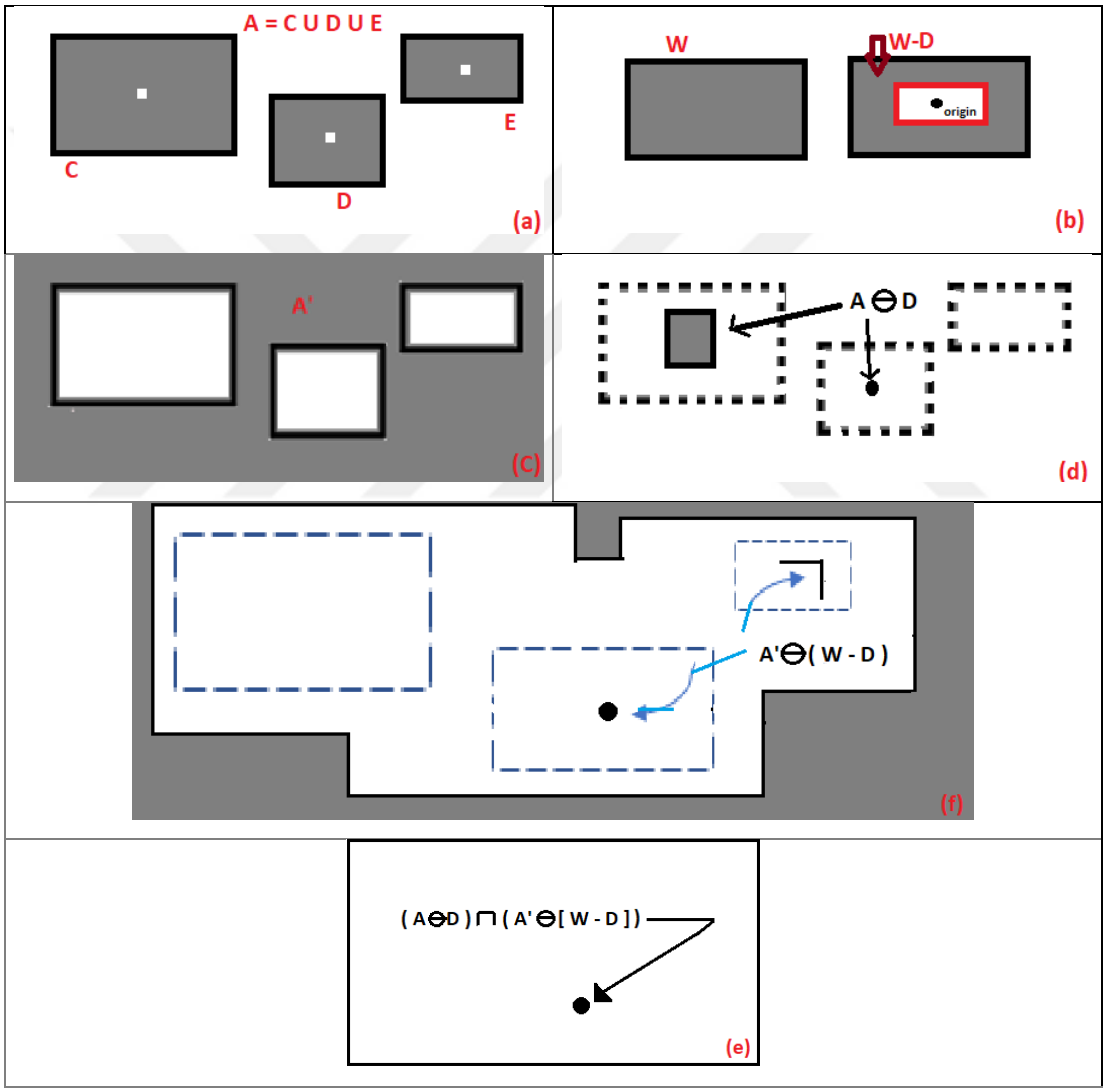
gölgeli alanlar ise morfolojik işlemlerin sonucunu gösterirler. Burada amaç D için olduğu gibi biçimlerin birinin konumunu bulmaktır.

B, D ve arka planını ihtiva eden kümeyi gösterir ve B'nin A içerisine uygun biçimde tam yerleşmesi A⊛B ile gösterilir ve denklem (3.4) ve (3.5) teki gibi ifade elde edilir.

$$A \circledast B = (A \ominus D) \cap \left[A^c \ominus (W - D) \right] \tag{3.4}$$

B= (B_1,B_2), B_1 = Nesne, B_2 = Arka Plan

$$A \circledast B = (A \ominus B_1) \cap (A^c \ominus B_2) \tag{3.5}$$



Şekil 3.8. Morfolojik işlemler

Şekil 3.8'de; (a) A kümesi. (b) Bir W penceresi ve W'ye göre yerel arkaplan, (W-D). (c) A'nın tamlayanı. (d) A'nın D ile aşınması. (e) Ac'nin (W-D) ile aşınması, (f) Beklenen biçimde D'nin orijininin konumunu gösteren (d) ve (e) 'nin kesişimi. Noktalar C,D ve E'nin orijinlerini gösterir.

3.3.3. Filtreleme

Filtreleme, bir görüntü üzerinde görüntünün iyileştirilmesi ya da düzenlenmesi amacıyla kullanılan komşuluk bölgesi (*neighborhood*) işlemlerine bağlı olarak uygulanan yöntemdir. Filtreler bir görüntü üzerindeki istenen objelerin belirginleştirilmesi ya da bastırılması amacıyla kullanılırlar. Örnek olarak, alçak geçirgen bir filtre, benzer tonlarda homojen alanları düzleştirerek, ince ayrıntıları azaltıp sadeleştirmeye yarar. Yüksek geçirgen filtrelerse, ince ayrıntıları (kenar) belirginleştirir ve olabildiği kadar detayı ortaya çıkararak netleştirir. Görüntüye filtrelerin uygulanması; kenarları belirleme, kontrast değerini arttırma, gürültü yok etme, bulma, şekli değiştirme gibi amaçlar içerir. Bir görüntü üzerinde doğrusal filtreleme *konvolusyon* ya da korelasyon operatörüyle uygulanır(Korkmaz, 2008). Filtreler çekirdek matris formundadır ve boyutları 3x3, 5x5, 7x7, 9x9, 11x11 şeklinde olabilir. Görüntüde elde edilmek istenen etkiye göre, değişik filtre maskeleri kullanılabilir (Özkan M. V., 2010).

Filtreleme resmin üzerinde bir filtre varmış gibi düşünülüp her piksel değerinin yeniden hesaplanmasıdır (Hossein Gholizadeh, 2014). Filtreler sayesinde girdi resminden yeni görüntü değişik efektler verilerek elde edilir. Filtreleme işlemi denklem (3.6) ile elde edilebilir:

$$f'(x,y) = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} \sum_{i=-\infty}^{+\infty} h(i,j) \times f(x-i, y-j) \tag{3.6}$$

Burada h fonksiyonu filtredir. Filtremizi görüntü değerleri ile çarpıp toplayarak tek bir değer elde ederiz ve bu değeri filtrenin görüntü üzerine denk geldiği merkez piksele atanır (Gonzalez ve Woods, 2007).

3.3.4. Kenar bulma algoritmaları

Görüntü içerisinde kenar, asıl olan iki farklı bölgeyi birbirinden ayıran sınırdır. Kenar bulma işlemi, bir görüntünün şiddet düzeyindeki belirgin lokal değişiklikleri tespit etme işlemidir (Acharya ve Ray, 2005).

Nesnelerin tanımlanması için sınırlarının belirlenmesi gerektiğinden, kenar bulma, görüntü işleme ve görüntü analiz sistemleri için en önemli aşamalardan biri olmuştur. Görüntü içinde belirgin geçişler nesne kenarlarını gösterdiğinden, kenar bulma algoritmaları bu geçişleri bulmayı amaçlamaktadır. Prewitt, Sobel, Canny, Marr ve

Hilldreth literatürdeki temel kenar bulma algoritmaları olarak kabul edilmektedir (Aybar, 2008).

Gri seviyeli görüntüler üzerinde bulunan kenarlar parlaklıkta bulunan süreksizliklerin olduğu alanlar olarak veya parlaklık derecelerinin birbirinden belirgin bir şekilde farklı olduğu iki bölge arasındaki sınır olarak ifade edilir. Görüntü içindeki bu değişiklikler gradyan kullanılarak elde edilmektedir. Gradyan temelli algoritmalar kullanılarak bu tek renkli görüntülerden kenarlar elde edilebilir. Diğer bir yöntem ise her renk bileşeni için bulunan kenarların her bir pikselinin doğrusal olarak birleştirilmesidir (Evans ve Liu, 2006). Her iki işlemde kenar bulma işlemleri doğrusal olmak şartıyla aynıdır (Tao ve Huang, 1997).

Prewitt ve Sobel en iyi bilinen algoritmalardır ve 3x3'lük yatay ve düşey yönlü maskelerden oluşurlar. Bu algoritmalar en büyük sınırlaması yüksek gürültülü ortamlarda kenarları doğru olarak bulamamasıdır.

Tek renkli ve renkli görüntülerdeki gradyan hesabı benzerdir. İşlem boyutu büyüdüğünde gürültü hassasiyeti azalmakta ve keskin kenarlar bulunmaktadır. Konvolusyon maskelerinin oluşturduğu düzgünleştirme etkisi buna neden olmaktadır. Bu yüzden konvolusyon maskelerinin boyutu ne kadar büyükse alçak geçiren filtre etkisi o kadar güçlü olmakta ve işleçlerin neden olduğu yüksek frekans etkilerine karşı hassasiyeti azalmaktadır (Scharcanski ve Venetsanopoulos, 1997).

3.4. Görüntü Türleri

3.4.1. İkili görüntü (Binary image)

İkili görüntü, her bir piksele ait sadece iki değeri olan dijital görüntüdür. Genel olarak her bir piksel siyah veya beyazı temsil etmek için sırasıyla 1 ve 0 değerleri ile kodlanmaktadır. İkili görüntüler aynı özelliklere sahip alanları temsil eden piksel ve piksel guruplarını temsil etmek için kullanılmaktadır. İkili görüntüler görüntü işleme uygulamalarında maskeleme işlemleri için sıklıkla kullanılmaktadır. Hedef nesne veya alanlar 1 yani beyaz olarak ifade edilirken, diğer pikseller için 0 değeri kullanılmaktadır. İkilileştirme (*binarization*) yoluyla ikili görüntüler elde edilebilmektedir. Gri tonlamalı görüntülerin yoğunluk değerlerinde ya da renkli görüntülerin farklı renk kanallarının değerlerinde eşikleme (*thresholding*) yapılarak ikili görüntüler elde edilebilmektedir. Ayrıca doku (*texture*) analizi sonucu veya farklı bir yöntemle bölütlenmiş alanların

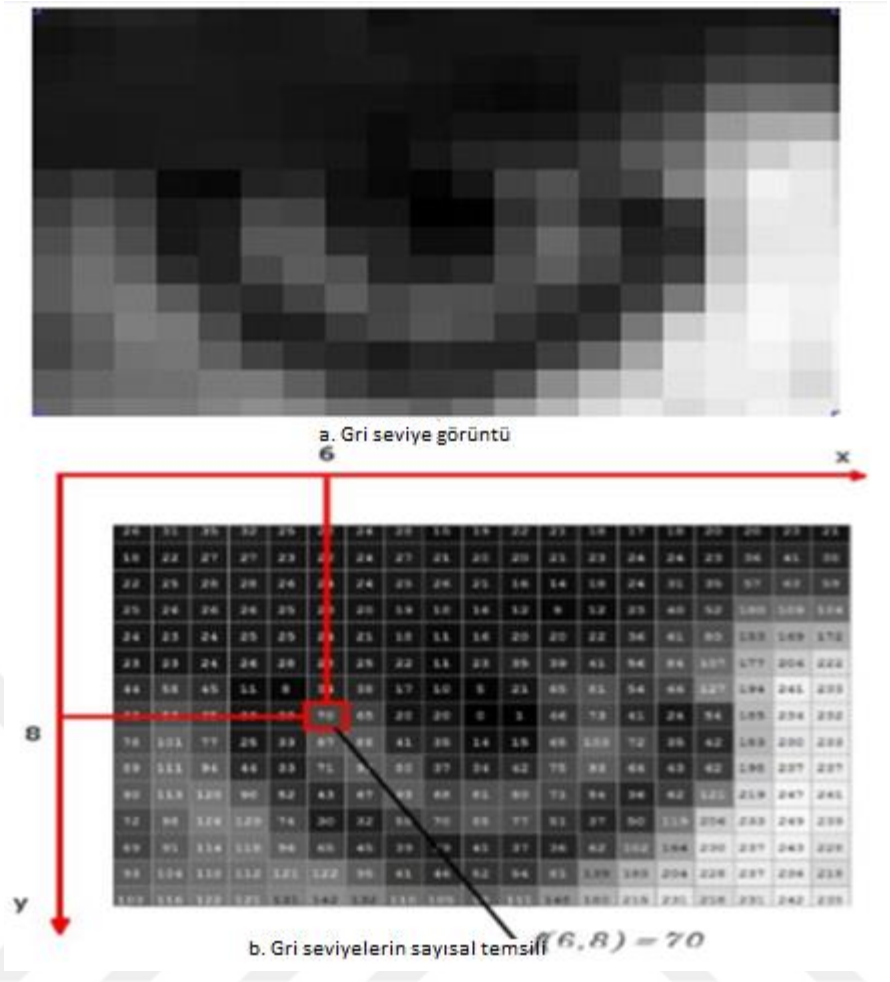
temsili için ikili görüntüler oluşturulabilmektedir. Şekil 3.9.'da örnek bir renkli görüntü ve ikili görüntü temsili verilmiştir.



Şekil 3.9. Örnek bir renkli ve ikili görüntü

3.4.2. Gri seviyeli görüntü (Gray scale / Gray level image)

Gri seviyeli görüntü türünde görüntü yalnızca farklı gri seviyeli değerlerden oluşur. Gri renk değer aralıkları: G ={0,1,2,……..255} şeklinde ifade edilir. Bilgisayarda en düşük veri depolaması byte olarak yapılır ve bir byte 8 bittir. Yani bir karakter 8 bit olarak temsil edilir (1 byte = 8 Bit ve $2^8 = 256$). Bir gri seviyeli görüntüde 256 adet farklı gri renk tonu bulunabilir. Bu şekildeki bir gösterimde 0 gri değeri kural olarak siyah renge, 255 gri değeri ise beyaza renge karşılık gelir. Bu 0-255 değerleri arasında renkler ise gri renk seviyelerini oluşmaktadır (Karakuş, 2006). Şekil 3.10.'da gri seviyeli örnek bir görüntü gösterilmektedir. Şekilde (6, 8) pikseline karşılık gelen gri seviye değeri 70'dir (Kurtulmuş, 2012).



Şekil 3.10. Gri seviyeli görüntü ve gri seviyelerin sayısal temsili

3.4.3. Renkli görüntü

Görüntü işlemede renkli görüntü kullanımının çeşitli avantajları vardır. Otomatik görüntü analizinde renk, nesnelerin tanımlanmasını ve çevrelerinden izole edilmesini kolaylaştıran güçlü bir araçtır. Ayrıca, insan gözü yaklaşık iki düzine gri tonu ayırt edebilmesine karşılık görüntü işleme ile binlerce renk tonu ve yoğunluğu ayırt edilebilir (Şekil 3.10.) (Gonzalez ve Woods, 2007).

Renkli görüntüler, görüntü üzerindeki piksel yoğunluğunu gösterirken gri seviyeli görüntülerle benzer özellikler göstermektedir. Gri seviyeli görüntü bir düzlem şeklinde ifade edilirken renkli görüntüler bunun aksine üç tane yoğunluk elemanları kullanılmaktadır. Farklı kombinasyonlar şeklinde ifade edilmesiyle birlikte yoğunluk elemanları genel olarak (*Red*) kırmızı, (*Green*) yeşil ve (*Blue*) mavi (RGB)'dir. Farklı kombinasyonlara örnek olarak CMYK renk modeli (*Cyan*) Cam göbeği, (*Magenta*) Eflatun, (*Yellow*) Sarı, ve (*blacK*), Siyah renklerden oluşan bir kombinasyondur. Renkli

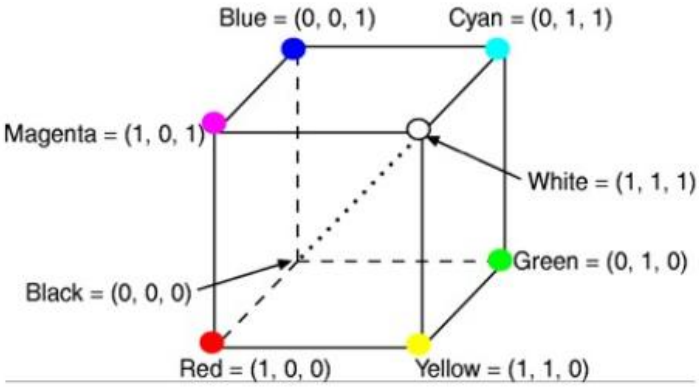
görüntüler 24-bit gerçek renkli (*true color*) olarak bilinmekte ve 2^{24}= 16.777.216 adet farklı tonda renkleri eşzamanlı olarak kullanabilmektedirler. Görüntüleme işleminde R, G, B ile kodlanmış görüntüye ait üç adet gri seviyeli görüntü üst üste getirilerek ekrana iletilir. Elektro-manyetik spektrumda 0.4-0.5 μm dalga boyu mavi renge; 0.5-0.6 μm dalga boyu yeşil renge; 0.6-0.7 μm dalga boyu kırmızı renge karşılık gelmektedir. Bu dalga boylarında elde edilmiş üç gri seviyeli görüntü bilgisayar ekranında sırası ile R-G-B 24 kombinasyonunda üst üste düşürülecek olursa renkli görüntü sağlanır. Denklem (3.7)'de de görüldüğü gibi renkli görüntülerin f (x, y) fonksiyonu gri seviyeli görüntüde olduğu gibi 0-255 arasında sayısal bir büyüklük değil, ancak yine elemanları bu değer aralığında olan 3 elemanlı bir vektördür (Toz, 2014).

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & f(0,1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & \cdots & f(0,N-1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \\ f(1,0) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & f(1,1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & \cdots & f(1,N-1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ f(M-1,0) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & f(M-1,1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} & & f(M-1,N-1) = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Renkleri yeniden oluşturmak için kullanılan bazı renk modelleri veriebilir. Bunlar, RGB, CMYK, L*a*b* ve HSI (*Hue, Saturation, Intensity*), HSB ile birlikte HSV (*hue, saturation, value*), HSL (*Hue, Saturation, Luminance*), yada HSB (*Hue, Saturation, Brightness*) da kullanılmaktadır.

3.4.3.1. RGB renk modeli

RGB renk modelinde her renk kendisine ait kırmızı, yeşil ve mavi ana spektral bileşenleri şeklinde görüntülenir. Bu model bir Kartezyen koordinat sistemine dayanır. İlgilenilen alt renk uzayı Şekil 3.11.'de gösterilmiştir. Burada RGB ana renk değerleri küpün 3 köşesinde ara renkler (C, M, Y) diğer üç köşesinde siyah (K) orijinde bulunurken beyaz (W) en uzak köşede bulunur. Gri seviye tonları ise Kartezyen koordinat sisteminin orijini (siyah) ile küpün bu orijine zıt köşegeni arasında (birim küpün ana köşegeni üzerinde) oluşmaktadır.



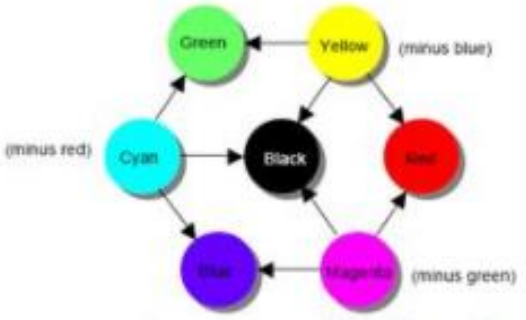
Şekil 3.11. RGB renk küpünün taslak çizimi (URL9)

3.4.3.2. CMY ve CMYK renk modelleri

Cyan (Cam göbeği), *Magenta* (Eflatun) ve *Yellow* (sarı) ışığın ara renkleridir ve alternatif olarak pigmentlerin ana renkleridir. Örneğin C (Cam göbeği) ile kaplanmış bir yüzeye beyaz bir ışık ile aydınlatılırsa yüzeyden kırmızı ışık hiç yansıtılmaz. *Cyan* (Cam göbeği), *Red* (kırmızı), *Green* (yeşil) ve *Blue* (mavi) ışığın eşit miktarda bileşimi ile oluşan beyaz ışığı yansıtırken kırmızı ışığı içerisinden çıkarıyor. Renkli yazıcı, renkli fotokopi gibi renk pigmentlerini kağıt üzerine yerleştiren cihazlar CMY verisini kullanabilmek için RGB-CMY renklerini dönüştürmesi gerekmektedir (Gonzalez R. C., 2002). Bu dönüşümü gerçekleştirmek için Denklem 3.8'den yararlanılır.

$$\begin{bmatrix} C \\ M \\ Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \tag{3.8}$$

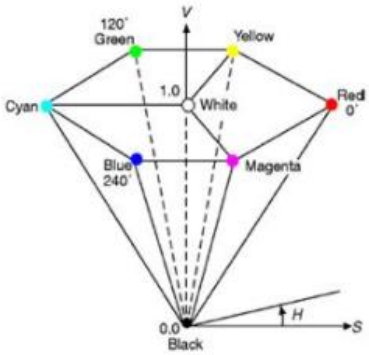
Şekil 3.12'de de cyan, magenta ve yellow renkleri ile onların karışımları gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Cyan, magenta ve yellow renkleri ile onların karışımı (URL10)

3.4.3.3. HSI (HSV) renk modeli

Konik ya da silindirik koordinat uzayında gösterilebilen bu modelin HSB, HLS, HSV ve HSL gibi birçok şekilde gösterimi mevcuttur. Bu gösterimler içerisinde parlaklık değerleri hesaplanırken matematiksel olarak küçük farklılıklar bulunmasına rağmen, renk modelleri bu çalışmada aynı madde altında incelenmiştir. HSI açılımı hue-saturasyon-yoğunluk şeklindedir. Renk modelinin son terimi; aydınlanma, parlaklık (*brightness*), değer (*value*), yoğunluk (*intensity*) ve ışıklılık (*lightness* ya da *luminance*) gibi ifadeleri temsil etmektedir. RGB ve CMY modellerinde renkleri oluşturmak için birbirleri arasında dönüşüm yapmak basit bir işlemdir. RGB ve CMY renk modellerinin insan renk algısını yeterince tatmin etmemesi bu renk modelinin ortaya çıkarılmasına katkıda bulunmuştur (Kurtulmuş, 2012). Şekil 3.13'de bu renk modelinin konik uzayda temsili gösterilmektedir.



Şekil 3.13. HSV renk modeli (URL11)

Burada açı sal olarak temsil edilen ton bileşeni 0º ile 360º arasında renkleri ifade etmektedir. Ton açısının 0 değeri kırmızıyı, 120 değeri yeşili, 240 değeri maviyi temsil etmektedir. Diğer renkler de bu aralıklarda var olmaktadırlar. Ton (*hue*), doygunluk (*saturaion*) ve rengin açıklık veya koyuluğunu belirleyen değer (*value*) ile ifade edilir. Silindirik koordinat sisteminin altıgen prizma (*hexcone*) şeklinde bir alt kümesidir. Şekil 3.13'de tekil bir altıgen prizma (*hexcone*) olarak HSV renk modeli gösterilmektedir. Burada; V=1 düzlemi, RGB modelinin R=1, G=1, B=1 değerlerini içerir. Bu modelde ton bileşeni tüm renk tonlarını kendi başına yeteri miktarda karşılayamayacağından doygunluk elemanına ihtiyaç duyulur. Basit bir ifadeyle doygunluk elemanı kırmızı renkten pembe renge geçişte meydana gelen değişiklik özelliğini temsil eder (Forsyth ve Ponce, 2003).

3.5. Görüntü Bölütleme

Bölütleme, görüntüyü oluşturan bölge ve nesneleri alt bölümlere ayırmaya yarar. Gerçekleştirilen alt bölümler için detay seviyesi çözülecek probleme bağımlıdır. Şöyle ki; Uygulamaya bağlı olarak görüntüde ilgilenilen bölge ya da nesneler algılandığında bölütleme sonlandırılabilir. Örneğin, görüntü içerisindeki benzer parlaklıklar olabilir ve bu parlaklıklar ilgili görüntünün farklı bölgelerindeki nesneleri temsil edebilir. Karmaşıklık içeren bir görüntünün bölütlenmesi görüntü işleme işlemlerindeki en zor işlemlerden bir tanesidir. Bölütleme işlemi ne kadar doğru bir şekilde çalışırsa bilgisayarla analiz işlemlerinde ki başarı oranını o derecede etkileyecektir. Bu sebepten dolayı bölütleme işlemlerinde doğruluk oranlarında olabildiğince yüksek tutmaya gayret gösterilmelidir. Burada bilinmesi gereken en önemli nokta tüm görüntülere uygulanabilecek genel (*universal*) bir bölütleme yöntemi yoktur ve hiçbir bölütleme yöntemi mükemmel değildir. Başka bir ifadeyle, görüntü iyileştirme ve onarma problemlerinde olduğu gibi görüntü bölütleme için tasarlanan yöntemler ve bu yöntemlerin başarımları, görüntüden görüntüye ve uygulamaya dayalı olarak değişiklik gösterebilir. Bölütleme algoritması, görüntüdeki gri seviye değerinin 2 ana özelliğini temel alır: Benzerlik ve süreksizlik. Süreksizlik görüntü içerisinde kendini gri seviye değerinde normal olmayan (Ör.: nesne kenarı gibi) değişiklik şeklinde gösterir. Benzerlikte ise görüntü içerisinde gri seviye değerleri birbirine benzeyen kısımları bölgelere ayırma mantığı yatar. Eşikleme, bölge büyütme, bölge bölme, istatistiksel sınıflandırma, kenar algılama, bölge algılama , watershed bu kategorideki örnek metotlar olarak verilebilir (Bal, 2006). Tez çalışmasında bu metotlardan bölge büyütme, istatistiksel bölge birleştirme ve ikisinin birlikte kullanarak bölütleme işlemi yapılmıştır.

3.5.1. Bölütlemenin Temelleri

R bir görüntü ile ifade edilen bütün uzamsal bölgeyi göstersin. Görüntü bölütleme; R görüntüsünü R1, R2…. Rn bölgelerine bölme sürecidir. Buradan;

- Bölütleme tamamlandığında: $\bigcup_{i=1}^{n} Ri = R$ dir.
- R_i bir bağlı kümedir, i=1,2,3,……..,n için.
- $Ri \bigcap Rj = \varnothing$ j bütün i ve j değerleri için $\forall i \neq j$ dir. Herbir bölge uniform'dur (Tek tiptir). Bölgeler birbiri üzerine çakışmaz
- Bir bölgenin pikselleri ortak özelliğe sahiptir. $P(R_i)$ = Doğru, i=1,2,3,……..,n için.
- Komşu bölgelerin farklı özellikleri vardır. $P(R_i) \neq P(Rj), \forall$ Ri, Rj komşudur.

3.5.2. Bölge Odaklı Bölütleme

Bölge odaklı bölütleme teknikleri: Bölge bölme, Bölge birleştirme, Bölme ve Birleştirme ve Bölge büyütme teknikleri olarak gruplandırılabilir. Bölgelerin homojenliği, *Region Growing* ana bölütleme kriteri olarak kullanılmaktadır.

Homojenlik için kriterler:

• gri seviye
• renk
• doku
• şekil
• model

Bölgenin büyümesinin temel amacı, bir bütünün bölütlendirilmesidir ki bunun için bölüm 3.5.1.'de verilen bölütlemenin temel özelliklerinden faydalanılır.

3.5.2.1. Bölge büyütme(BB) (*Region growing* : *RG*)

BB algoritması görüntü işleme uygulamalarında tercih edilen bölütleme tekniklerinden birisidir. BB tekniği bölge tabanlı çalışan bir tekniktir. Öncelikle başlangıç seed (*initial seed*) belirlenir. Belirlenen başlangıç tohumu ile komşu noktalar arasında istatiksel hesaplamalar gerçekleştirilir. Hesaplamalar sırasında ortalama yoğunluk değeri, renk, varyans gibi parametreler belirlenir. Bu değerlere göre benzer olan bölgeler

kümelenerek bölütleme gerçekleştirilir. Başlangıç tohumu genel olarak kullanıcı tarafından seçilir ve bu noktaya göre bölütleme işlemine başlanır. Yapılan işlemler şu şekilde sıralanabilir: Birincisi, gerekli bölütlemenin her biri için bir başlangıç noktası olarak bir seed pikselin seçilmesi gerekir. İkinci aşamasında, pikselin aynı veya benzer özelliklerini seed piksel alanının etrafındaki benzer özellikli alanları SEED alanında birleştirilir. Bu yeni pikseller, yeni bir tohum piksel olarak yukarıdaki işleme devam ederek, durumu tatmin edecek piksel kalmayana kadar devam ettirilir (Sofu, 2013).

Bu yöntemin pratikte uygulanmasında üç temel problem dikkate alınmalıdır (Çelik ve ark., 2012).

I. Gerekli bölgeyi doğru bir şekilde temsil edebilen bir tohum pikselini seçildi mi ve ya belirlenebildi mi?

II. Formül büyümenin gerçekleşebilmesi için bitişik pikselleri kapsıyor mu?

III. Büyüme işlemini tamamlayacak kurallar ve ya şartlar belirlendi mi?

Bir görüntünün farklı bölgeleri, birtakım benzerlik kriterleri ile tek bir bölgeye birleştirilir. Bölge büyütme tekniği basittir ve büyük bölgeleri veya nesneleri oluşturmak için benzer özelliklere sahip görüntü piksellerini doğru şekilde ayırabilir (Kuncan ve ark., 2013). Bölge büyütme yaklaşımı, bölünme ve birleşme yaklaşımının tam tersidir: Bunun için aşağıdaki algoritma yürütülür.

• Başlangıçtaki küçük alan kümeleri, benzerlik kısıtlamalarına göre yinelemeli olarak birleştirilir.

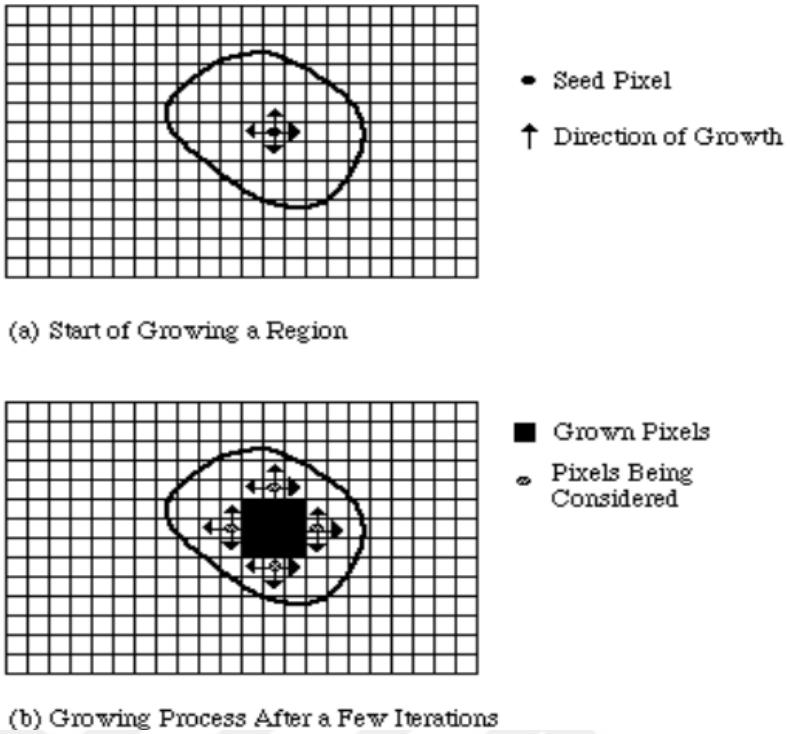
• Rasgele bir başlangıç pikseli seçerek başlanır ve komşu piksellerle karşılaştırılır (Şekil 3.14).

• Bölge, benzer boyuttaki komşu piksellerin eklenmesiyle, bölgenin boyutunu artırarak başlangıç pikselinden büyütülür.

• Bir bölgenin büyümesi durduğunda, henüz herhangi bir bölgeye ait olmayan ve tekrar başlayan başka bir başlangıç pikseli seçilir.

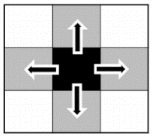
• Tüm işlemler, tüm pikseller bazı bölgelere ait olana kadar devam eder.

• Tümevarım mantığında çalışan bir yöntemdir.



Şekil 3. 14. Region growing başlangıç noktası ve büyüme işlemi

Bu aşamadan sonraki süreç, Şekil 3.15.'de de gösterildiği gibi seçilmiş olan noktadan gelen dört komşu nokta piksel ile seçilen nokta arasındaki benzerlik ölçütünü kontrol etmeye başlar. Seçim noktasının etiketini, piksel bağlantı kriterini karşılarsa komşu bir piksele atanır. Tıbbi görüntülerde görünürlüğün ve gürültünün düşük olması nedeniyle bağlantının kontrol edilmesi için daha yüksek bir eşik değerinin verilmesi, görüntünün belki de tamamını kapsayan daha büyük bir bölgenin seçilmesine neden olabilir. Bunun önüne geçmek için, hesaplanan varyans değerinin önceden belirlenmiş eşik değerin altındaysa süreç sonlandırılır.



Şekil 3. 15. Seed point

Bölge büyütme yöntemleri çoğunlukla belirlenen kenarlara çok iyi bölütleme yapan sonuçlar vermektedir. Bununla birlikte, belirli bir başlangıç pikseli ile başlayıp, diğer noktaları denemeden önce bu bölgenin tamamen büyümesini sağlamaktadır ve önce segmentlere ayrılan bölgelerde iyi bölütleme sonuçları elde edilmektedir.

Bu durumun istenmeyen birkaç etkisi olabilir:

• Mevcut bölgede büyüme sürecinde baskın olur ancak bitişik bölgelerin kenarlarındaki belirsizlikler doğru şekilde çözümlenemeyebilir.

• Farklı seed seçimleri, farklı bölütleme sonuçları verebilir.

• Seed noktası bir kenarda bulunuyorsa sorunlar ortaya çıkabilir.

Yukarıdaki problemlere karşı koymak için eş zamanlı bölge büyütme teknikleri geliştirilmiştir.

• Alanın büyütülmesi sürecinde komşu bölgelerin benzerlikleri dikkate alınmıştır.

• Tek bir bölgenin tamamen hakim olmasına izin verilmez.

• Aynı anda bir dizi bölgeye izin verilir.

• Benzer bölgeler yavaş yavaş genişleyen bölgelere dönüştürülür.

• Bu yöntemlerin kontrolü oldukça karmaşık olabilir, ancak etkili yöntemler geliştirilmiştir.

• Paralel bilgisayarlarda kolay ve verimli bir şekilde uygulanabilir.

3.5.2.2. İstatistiksel bölge birleştirme (*Statistical Region Merging* : *SRM*)

İstatistiksel bölge birleştirme algoritması bölge füzyonuna yönelik istatistiksel testle bölge büyütme teknikleri ailesine aittir ve gruplamanın bir çıkarım problemi olduğu fikrini ortaya koyan bir görüntü oluşturma modeline dayanmaktadır. Yani gözlem görüntüleri orijinal görüntüden gelmektedir. Örnekleme ve bölütleme görüntüleri, yeniden oluşturma yoluyla gözlem imgelerinden gelir, homojenlik bölgesi sınırı basit teoremle tanımlanabilir (E.Pottier, 13 March, 2008; Nielsen ve Nock, 2003; Nock ve Nielsen, 2004; Li ve ark., 2008). Algoritmanın iki temel adımı aşağıdaki gibidir (Li ve ark., 2008) :

1. Bitişik bölgenin fonksiyonun boyutuna göre sıralandığı bir sıralama işlevini belirleyin;
2. Bitişik bölgelerin birleştirilip birleştirilmediğini teyit eden bir birleştirme işlevini kesinleştirin. Sıralama işlevi ve birleştirme önceliğinin algoritmanın temeli olduğu açıktır ve birbirleriyle etkileşimlidirler.

Nielsen ve Nock, Denklem 4.1'deki gibi tanımlanan bir a sıralama f fonksiyonunu düşünmektedir:

$$f(p,p') = \max_{a\in\{R,G,B\}c} |P'_a - P_a| \qquad (4.1)$$

Burada, P'a Pa kanalın bir çift bitişik pikselinin piksel değerlerini temsil eder. Nielsen ve Nock modelinden Denklem 4.2'deki birleştirme modeli elde edilir:

$$\text{P (R,R}') = \begin{cases} True.\ if \forall a \in \{R,G,B\}, \left| \overline{R'}a - \bar{R}\ a \right| \le \sqrt{b^2\ (R) + b^2\ (R')} \\ False. \qquad\qquad Otherwise \end{cases} \qquad (4.2)$$

burada b (R)=g $\sqrt{\frac{1}{2Q|R|}}$ ($\ln\frac{|R_{|R|}|}{\delta}$), $\bar{R}a$ R a bölgesindeki bir kanal için gözlenen ortalamayı belirtir. *R*, $R_{|R|}$ pikselli bölge kümesini belirtir. Daha fazla sıralama işlevleri ve birleştirme tanımlamaları tanımlamak için kullanılabilir; bu da bölütlemenin hızını ve kalitesini artırabilir. Son olarak, istatistiksek bölge birleştirme algoritması, basit fakat etkili bir istatistiksel analiz kullanarak görüntülerin ana yapısal bileşenlerini yakalayabilir ve önemli gürültü bozulması ile başa çıkma, sıralama işleviyle tıkanıklıkları ele alma ve çok ölçekli bölümleme gerçekleştirme yeteneğine sahip olduğunu gösterir.

Çalışmada istatistiksel bölge birleştirme bölütleme sürecine dayanarak SRM yöntemini optimize edilmiştir ve endoskopi görüntülerine uygulanmıştır. SRM bölütlemenin ilerlemesinde dört adım vardır:

1) Denklem (4.1) 'te gösterilen sıralama işlevini ayarlayın ve ardından çift pikselleri işlevin boyutuna göre sıralanır.

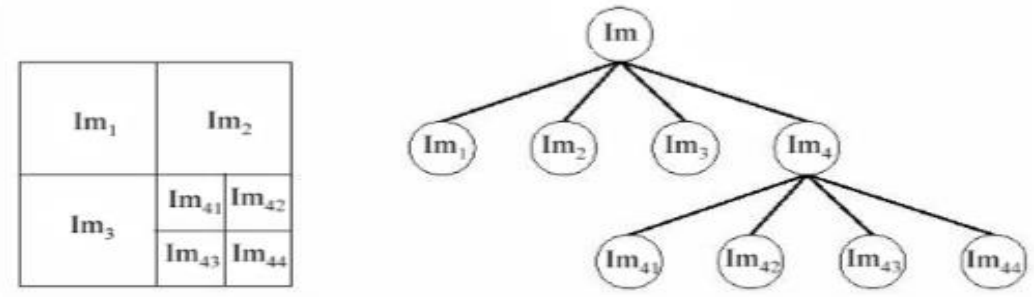
2) Çift-piksellere göre Denklem (4.2) 'ye dayanan birleştirme şartlarını belirlenir ve çiftlerin üst düzey düğüm noktalarının bulunduğundan emin olunur.

3) Çift-piksel tohumlarının aynı konumda olup olmadığına ve birleştirme yüklemesini tatmin edip etmediğine karar verilir. Pozisyonları aynı değilse ve birleştirme yüklemesini (S <Th1) karşılarsa, çift pikseller birleştirilir, bu arada alan çift piksellerin toplamı ile güncellenir.

4) Tüm çift pikseller yaklaşımla bölünene kadar 2-3 adımı tekrarlanır. Daha sonra piksel tabanlı bölütlemeye dayanan bir bölütleme gerçekleştirilir.

3.5.2.3. Bölge bölme ve birleştirme metodu

Bu metotta görüntü içerisindeki bir çekirdek nokta ile başlanır. Bölge büyütme metodundan farklı olarak resim başlangıçta, rasgele bağlantısız bölgelere bölerek ve sonra girişte verilen kriterlere göre birleştirilir ve veya ayrıştırılır. Bu işlem iterasyon sonucu değişmeyene kadar uygulanır. Bu tekniği ifade etmek için '*quadtree'* ifadesi kullanılır (Bal, 2006).



Şekil 3. 16 Parçalanmış resim ve "*quadtree*" yapısı

Şekil 3.16.'da görüldüğü gibi resim önce dallara sonra alt dallara bölünür ve alt dallar belirtilen kriterlere göre birleştirilir. Bu işlem iterasyonla daha fazla bölme veya birleştirme gerçekleştirilemeyene kadar devam ettirilir.

4. MATERYAL ve YÖNTEM

4.1. Materyal

Bu çalışmada; 31/03/2015 tarihli 2015/115 karar sayılı Etik kurul raporu alındıktan sonra Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Gastroenteroloji Bilim Dalı'nda hastalar üzerinde yapılan endoskopi işlemi görüntüleri (jpeg,jpg formatı) kullanılmıştır. Tez çalışmasında *MathWorks* firması tarafından geliştirilen MATLAB (*Matrix Laboratory*) programlama dilinde bir *GUI* (*Grafik User Interface*) tasarlanmıştır. Tasarlanan *GUI'de* bölütleme işlemleri için kodlar yazılmıştır.

4.1.1. Matlab

MATLAB, 1985 yılında C.B Moler tarafından geliştirilen matris tabanlı işlemleri yapan ve çok fazla alanda yazılan algoritmaları yürüten bir yazılım aracıdır (Gonzalez ve Woods, 2008).

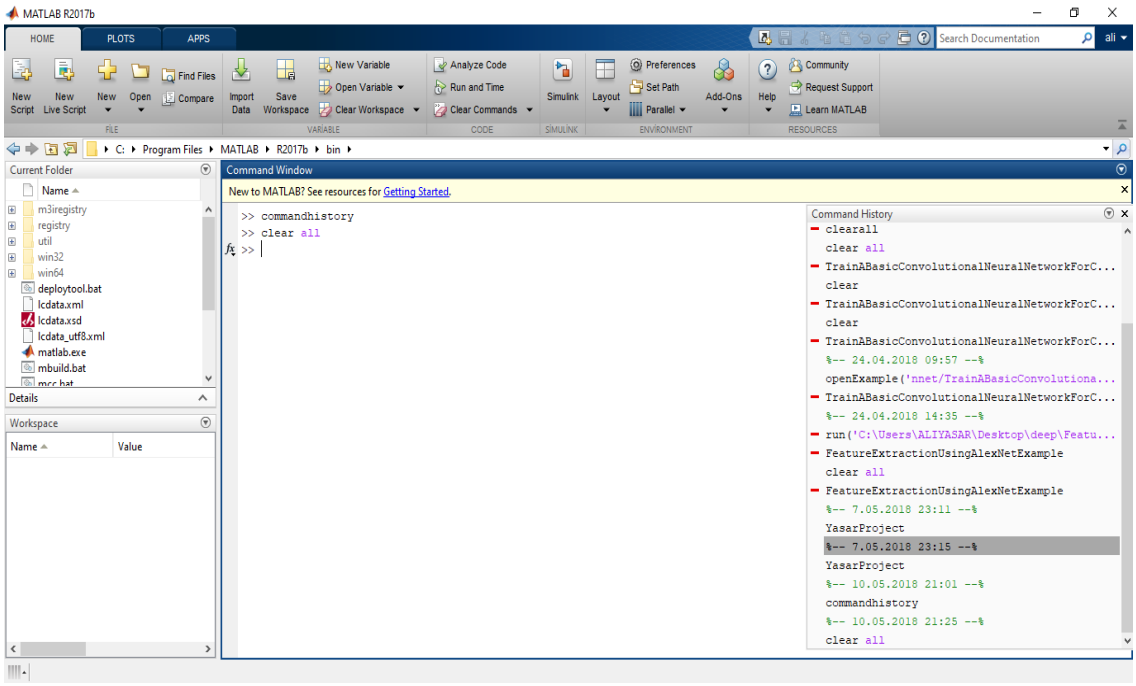
MATLAB, *MATrix LABoratory* (Matrix Laboratuarı) kelimelerinin kısaltması olarak kullanılır. MATLAB, *Fortran Linpack* ve *Eispack* projeleri ile geliştirilen ve bu programlama dillerinde daha etkili ve kolay erişebilmeyi sağlamak için yazılmıştır. Başlangıçta bilim adamlarının problemlerin çözümlerinde matris kullanarak çözme tekniklerinde yardımcı oluyordu. Şimdilerde ise *MathWorks* firmasının geliştirmeye devam ettiği yerleşik kütüphaneleri, uygulamaları ve programlama dili özellikleri ile gerek üniversitelerde (başta mühendislik ve matematik alanları olmak üzere tüm bilim dallarında) gerekse diğer alanlarda yüksek verimliliğe sahip araştırma, geliştirme ve analiz aracı olarak geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır. Ayrıca hali hazırda kullanıma sunduğu bir çok *Toolbox* adı verilen yardımcı programlar ile bilim adamlarına ve programcılara büyük kolaylıklar sağlamaya devam etmektedir.

MATLAB programı temel olarak nümerik hesaplama, grafiksel veri gösterimi ve program yazmaya imkan sağlayan teknik ve bilimsel hesaplama yapabilmek için yazılmış yüksek performanslı bir yazılımdır (URL12). Matlab'ın temel kullanım alanları: Algoritma geliştirme, Simulasyon ve Modelleme, GUI tasarlama, Optimizasyon, Sinyal işleme, Bilimsel ve mühendislik grafikleri, Matematiksel ve hesaplama işlemleri, Veri analizi ve görsel efektlerle destekli gösterim, Uygulama Geliştirme şeklinde özetlenebilir.

Ayrıca, MATLAB, GUI arayüzü ile açılan menüler, düğmeler, kayan pencereler gibi özellikleri bulunan programlar yazmak mümkündür (Blanchet, 2006).

MATLAB programı yardımıyla işlem yapılacak değişkenler matris olarak tutulmaktadır. Bu matrislerde tutulan değerlere istediğimiz anda ulaşıp, dışa aktarma ve dışarıdan veri alabilme olanağını sağlamaktadır. MATLAB'ın en önemli özelliklerinden bir tanesi de sahip olduğu üstün grafiksel işlem yeteneğidir. İşlemden elde edilen sonuçlar 2 ve 3 boyutlu grafik türleri ile gösterilebilmektedir (Özkan M. V., 2010).

MATLAB programının ana uygulama alanı Matlab Desktop'tır. Matlab programı çalıştırıldığında Şekil 4.1.'de verilen ekran gelmektedir.



Şekil 4. 1. Matlab program açılış ekranı

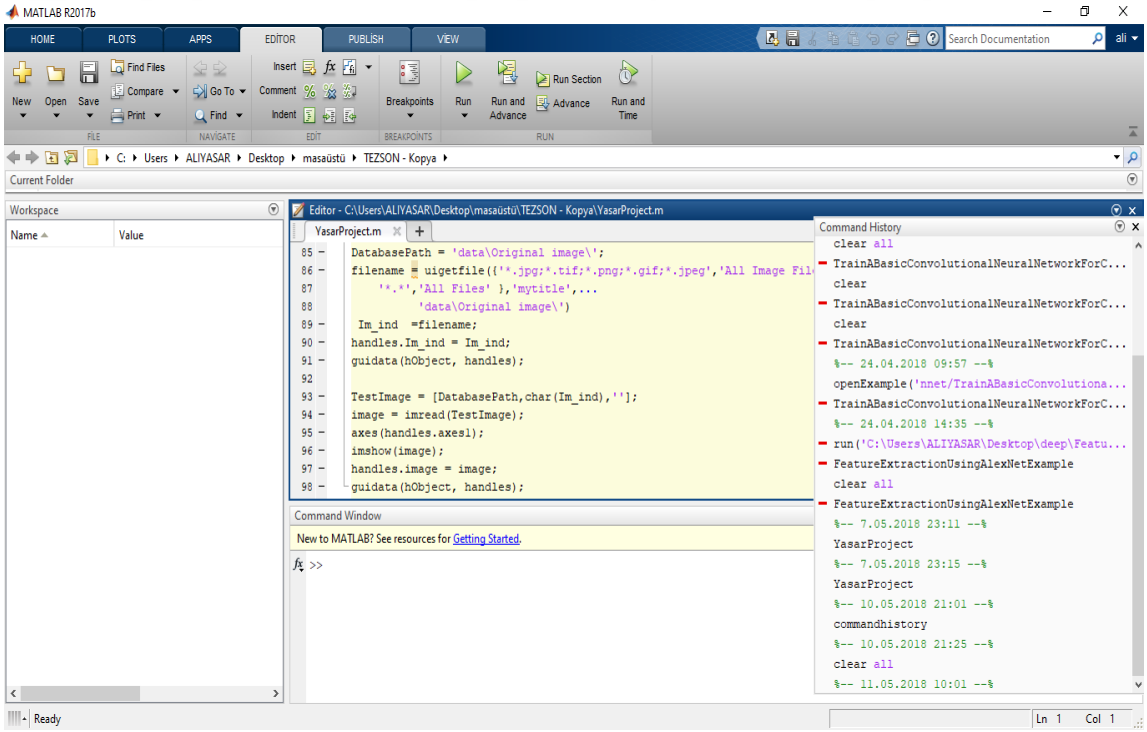
Matlab, komut temelli bir programdır. Komut Penceresinde (*Command Window*) » işareti Matlab'in konsol ekranını gösterir ve bu işaret bulunduğu satır komut satırı olarak adlandırılır. Bu işaretin hemen yanında yanıp sönen | şeklinde ki işaret komut ve metin yazma *Cursor'u* yani imlecidir. Bu işaretin bulunduğu yere dışarıdan komut girişi yapılabilir demektir.

Komut penceresinde oluşturulan değişkenler ve bilgilerini *Workspace* penceresindedir. Burada bulunan değişkenler üzerinde çift tıklandığında değişkenlerin detayları verilmektedir.

Çalışmaların gösterildiği mevcut dosya yolu *Current Folder'dır*. Üzerinde çalışılacak görüntü dosyaları buraya eklendiyse bu dosyalar sadece ismi ile çağırarak işleme dâhil edilebilir.

Daha önce yazmış olduğumuz komutların bulunduğu yer *Command History Window'dur*. Buradan seçilen komutları komut penceresine eklenerek yeniden yürütülebilmektedir (Gonzalez ve Woods, 2008).

MATLAB'da yazılan kodlar ".m" uzantılı dosyada saklanmaktadır. Şekil 4.2.'deki bu editör sayesinde MATLAB programının standart fonksiyonları ve ilgili Toolbox'ın fonksiyonları kullanılarak programlar yazılabilmektedir (Osmanoğlu, 2016). Ayrıca bu editör kod düzenleme, derleme ve test etme araçlarına da sahiptir (Blanchet and Charbit, 2006).



Şekil 4. 2. M file ekranı

4.1.2. Grafiksel kullanıcı arayüzü (*Graphic user interface* - GUI)

GUI, kullanıcıya bir yazılım uygulamasının "başlangıç aşamasında" görsel olarak kullanılan simgelerin, düğmelerin, vb. genel şeklini ifade eder. Genelde sadece klavye ile girilen komutlar oldukça banal ve hatta ilkel olarak kabul eden bir yazılım uygulaması olarak düşünülmektedir. İmleç, uygulamanın bazı yönlerinin grafiksel gösterimini işaret etmek, üzerine tıklamak (bazı olayı çağırmayı) ve etkileşimli ipuçlarıyla uygulama ile çalışmaya devam etmek için tercih edilmektedir. Ayrıca pencerelere, açılır menülere,

kaydırıcı kontrollerine ve onay kutularına da alışılmıştır. Yazılım dünyasının GUI olmadan ne kadar yavaş ve sıkıcı olduğu bilinmektedir. İşte bu sebeplerden dolayı GUI yapısı ön plana çıkmakta ve sürekli kullanılmaktadır.

MathWorks bu gelişimlerden geri kalmamak için MATLAB programcılarına, kullanıcı arayüz kontrolleri (*uicontrols*) ve menüler (*uimenus*) biçiminde, GUI'ler oluşturmak için kolayca monte edilebilen ve kullanılabilen bir dizi yapılandırılmış olay odaklı bileşen tasarlanmıştır.

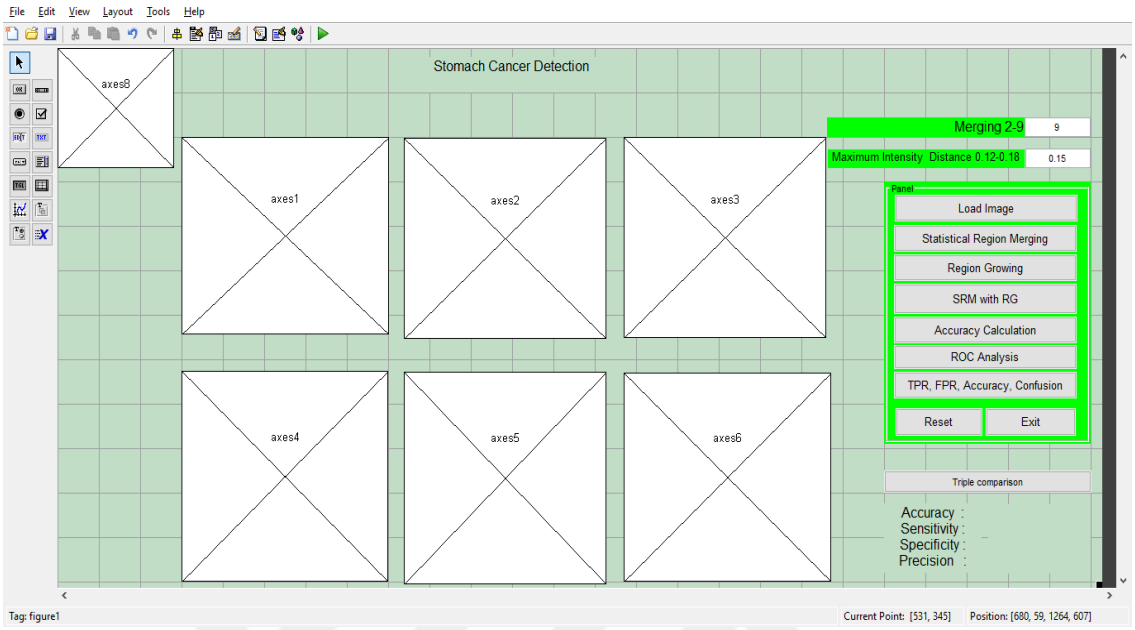
GUI'lerin temel gücü, bireylerin programlama komutları olmadan bilgisayarla iletişim kurabilecekleri bir araç sağlamalarıdır. Bileşenler oldukça standart hale gelmiş ve kullanıcı dostu ve sezgisel bir takım araçlar haline getirilmiştir. Bu araçlar, bir kullanıcının verimliliğini arttırmak veya MATLAB programlama deneyiminin çok az olduğu veya olmadığı bir MATLAB uygulamasının karmaşıklığına ve gücüne bir pencere sağlamak için kullanılabilir. MATLAB ile birlikte verilen kullanıcı arabirimi bileşenleri seti, karmaşık yazılım paketlerinde kullanılanlarla eşleşen GUI'leri tasarlamanıza olanak tanır. Bileşenler, tutamaçlarla ve özelliklerle grafik nesnelerdir ve iki sınıfta gelir: kullanıcı arabirim denetimleri (*uicontrols*) ve kullanıcı arabirimi menüleri (*uimenus*). Bu nesnelerin sağladığı esneklik ve kullanışlılık, gerekli programlama işlevi için bir GUI tasarlamak inanılmaz derecede basittir. *Uicontroller* ve *uimenus* bilgilendirici oluşturmak için diğer grafik nesnelerle birleştirilebilir, sezgisel ve estetik bir GUI oluşturulabilir.

Bir GUI oluşturmanın nedeni (veya nedenleri) her zaman akılda bulundurulmalıdır. Bu nedenle, GUI'nin bir görevi yerine getirmek için yararlı ve güvenilir bir araç olmasının temel amacından kaynaklanmaktadır. MATLAB'da GUI'leri kullanma olasılığınız olan işlerin doğası genellikle zahmetli hesaplamaların otomatikleştirilmesini, veride bilgi içeriğinin araştırılmasını veya öğrenilmesini içerir. GUI'de öncelikle, aşağıdakilere özellikle dikkat etmemiz gerekir (Patrick ve Thomas, 2003):

1. Kullanıcının taleplerini azaltma.
2. Kullanıcının iş akışını gerçekleştirme.
3. Kabul edilen ara yüz standartlarından yararlanma.

MATLAB Görsel Arayüz Tasarlama Aracı (*GUIDE*): MATLAB ortamında GUI tasarlamak için kullanılan ".fig" uzantılı bir araçtır. Şekil 4.3.'te örnek bir GUI gözükmektedir. MATLAB bu özellik ile düğmeler, onay kutuları, metin kutuları, resim

ve grafik görüntüleme çerçeveleri gibi araçlar kullanılarak görsel ara yüzler tasarlama olanağı sunmaktadır (Blanchet, 2006).



Şekil 4. 3. Grafiksel kullanıcı arayüzü **(**GUI)

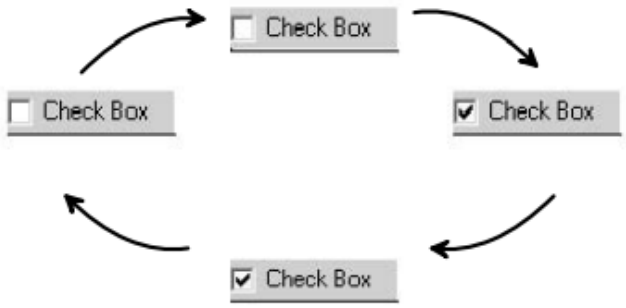
4.1.3. Kullanıcı arayüzü (*User Interface* – UI) denetim öğeleri

MATLAB kullanıcı arabirimi denetiminin veya *uicontrol* öğelerinin çoğunun bir eylemi gerçekleştirmek veya gelecekteki yapılacak işlemler için seçenekleri ayarlamak için oluşturulur. Eylem yürütülür veya kullanıcı fare işaretçisi ile *uicontrol* seçeneği seçmesiyle ayarlanır. Çeşitli *uicontrol* nesnelerini seçme konusunda farklı yöntemler vardır. Bununla birlikte, seçme eylemi genellikle fare işaretçisini doğrudan nesnenin üzerinde hareket ettirmek ve fare düğmesini tıklatarak oluşur. Burada, *uicontrol* nesne stilleri kümesini, her stilin normalde kullanıldığı eylem türlerini ve her *uicontrol* nesnesiyle ilişkilendirilmiş özellikleri tanıtmak üzere tasarlanmıştır.

4.1.3.1.Onay kutusu (*Check box*)

Şekil 4.4.'te verilen onay kutusu uicontrol (Stil özelliği "checkbox" olarak ayarlanmış), sağlamak istenebilecek bir seçeneğin iki durumunu temsil etmenin yararlı bir yoludur. İki durum basitlik için "açık" veya "kapalı" olarak anılmaktadır, ancak doğru / yanlış, evet / hayır veya diğer bazı bipolar kombinasyonları kolayca gösterebilir. Etiket, kullanıcının kutunun açık veya kapalı durumuna ayarlanmasının sonuçlarını anlaması için yeterince açıklayıcı olmalıdır. Açık durumda, onay kutusunun karesi bir "√" içerir.

Bir kontrol kutusunun durumu, *uicontrol* öğesinin herhangi bir bölümü üzerinde fareye tıklanarak değiştirilebilir. Aşağıda gösterildiği gibi gerçek kareye tıklamakla sınırlı değildir. Kullanıcı metni veya gölgeli gri bölgeyi tıklamış olsaydı, onay kutusunun durumu da değişmiş olurdu. Şekil 5.4.'te onay kutuları ve durumları gösterilmektedir.



Şekil 4. 4. Check Box fare tıklamaları

4.1.3.2.Metin kutusu (*Editable text*)

Düzenlenebilir metin stili (Stil özelliği "düzenle" olarak ayarlanır) kullanıcının karakter veya sayı dizeleri girmesini gerektiren durumlarda kullanılır. *String* ifadeler, arayüzün oluşturulduğu uygulama tarafından kullanılır. Örneğin, kullanıcıyı bir *string* için komut satırında sormak yerine, düzenlenebilir bir metin *uicontrol* oluşturulabilir. Düzenlenebilir metin öğesi, kullanıcının silebileceği, düzenleyebileceği veya tek başına bırakabileceği bir *string* veya *string* matrisi ile başlatılabilir. Bu nesne içinde herhangi bir yere tıklamak, fareyi bir işaretçiden bir metin ekleme göstergesine değiştirecektir. Bir kez metin ekleme göstergesi kullanılabilir, istenen tuşlar yazılarak karakterler silinebilir veya silme tuşu kullanılarak silinebilir. Hızlı alan değiştirme veya silme işlemine izin vermek için, bölümler veya tüm metinler, *uicontrol* öğesinin içinde tıklama ve sürükleme ile vurgulanabilir. Seçilen metin, klavyeden basılan karakterlerle değiştirilir. Şekil 4.5.'te, düzenlenebilir metin "*Editable Text*" ile başlatılmıştır. *Stringin* "able" kısmı seçilmiş ve daha sonra "ed" karakterleri ile değiştirilmiştir.



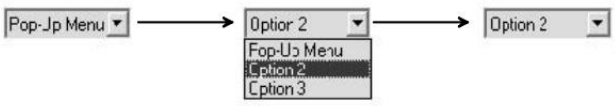
Şekil 4. 5. Metin kutusu

4.1.3.3.Çerçeve (*Frame*)

Çerçeve nesnesi (Stil özelliği "frame" olarak ayarlanır) kullanıcının fare tıklamasıyla eylemle ilgili işlemler açısından hiçbir amaca hizmet etmez. Bununla birlikte, genellikle önemli bir görsel olarak hizmet etmek için kullanılır. Diğer *uicontrol* öğeleri, bir çerçeveyle görsel olarak gruplandırılmış olabilir, böylece *GUI'nin* görünümü, kullanıcının eylemlerini yönlendirir. *GUI'yi* mantıklı ve sezgisel bir şekilde organize etmenin son derece etkili bir yöntemidir.

4.1.3.4.Açılır menü (*Pop-up menus*)

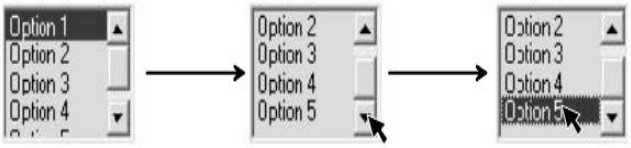
Bir açılır menü (Stil özelliği "*popup*" olarak ayarlanmış) genellikle kullanıcı için birden fazla seçeneğin sunulması gereken durumlarda kullanılır. Kullanıcı, nesnenin herhangi bir yerinde fareyi tıklatıp basılı tuttuğunda, bir seçenekler listesi görünecektir. Başka bir seçim, fareyi herhangi bir seçenek üzerine sürükleyerek ve fare düğmesini serbest bırakarak yapılabilir. Aşağıdaki Şekil 4.6.'da görülen örnek, önce "*Pop-Up*" seçiminin görüntülendiğini göstermektedir. Kullanıcı daha sonra fare ile hareket ederek "*Option* 2" ile gösterilen seçeneğe tıklar ve seçer. Son durumda ise, "*Option* 2" nin mevcut seçim olduğu gözükmektedir.



Şekil 4. 6. Pop-Up menü

4.1.3.5.Liste kutuları (*Listbox*)

Liste Kutuları (Stil kutusu "*listbox*" olarak ayarlanır) açılır menülere çok benzer. Esasen, kullanıcılara bir tane seçebilecekleri bir dizi seçenek sunmak için kullanılır. Liste kutusuyla arasındaki ana fark, kullanıcı tarafından her zaman görülebilen seçenekler kümesini (yaptığınız kutunun boyutuna ve kutudaki öğe sayısına bağlı olarak) yapılabilmesidir. Ardından, kutunun boyutuna bağlı olarak, kullanıcının istediği seçeneği bulmak için listede gezinmesi gerekebilir. Ürün bulunduğunda, kullanıcı seçmek için üzerine tıklamalıdır. MATLAB'ın mevcut sürümü ile birden fazla öğe seçilememektedir. Şekil 4.7.'de liste kutusunda önce seçili olan "*Option* 1", daha sonra hareket etme ve son durumda ise, "*Option* 5" seçilmiş olduğu gösterilmiştir.



Şekil 4. 7. Liste kutusu

4.1.3.6.Basma düğmeleri (*Push button*)

Basma düğmesi (Stil özelliği "*push button*" olarak ayarlanır) belki de en yaygın kullanılan *uicontrol* aracıdır. Öncelikle istenen bir eylemin hemen gerçekleşmesi gerektiğini belirtmek için kullanılır. Basma düğmeleri eylemleri temsil ettiğinden, genellikle kullanıcı düğmeyi tıklatırsa gerçekleştirilecek eylemi açıklayan bir fiil, örneğin başlatma, çalıştırma, yükleme vb. ile isimlendirilir.

4.1.3.7.Radyo düğmeleri (*Radio buttons*)

Radyo düğmesi (Stil özelliği "*radio*" olarak ayarlanmış), her bir düğmeyle ilişkili iki durumun olduğu onay kutusuna benzerdir. Farkı kullanılma biçimidir. Genellikle iki veya daha fazla radyo düğmesi bir grup olarak "birbirine" bağlanır. Bunlar, düğmelerden sadece birinin seçilmiş (yani açık) durumunda olacağı durumlar için kullanılır.

4.1.3.8.Sabit metin (*Static text*)

Statik metin (Stil özelliği "*text*" olarak ayarlanır), etiketler, durum mesajları veya kullanıcıyla ilgili diğer bilgileri oluşturmak için kullanılır. Metin grafik nesneleri (yani, metin komutuyla oluşturulan nesneler) çerçevelerin üstüne yerleştirilemez. Bu nedenle, çerçeve nesneleri kullanılıyorsa ve etiket oluşturmak isteniyorsa, statik metin stilini kullanmak gerekir.

4.1.4. UI controls

Diğer tüm MATLAB grafik nesnelerinde olduğu gibi, *uicontrol* nesneleri ihtiyaçları karşılamak için kullanabilecek ve *GUI* için istenilen görünümü elde etmeye yardımcı olacak bir dizi özelliğe sahiptir. Şekil 4.8.'de, bir *uicontrol* nesnesiyle ilişkili

tüm özellikler listelenmektedir. Her satır, özelliklerin adını, salt okunur olma durumunu, özellik değerlerini (varsayılan değer "{}" içinde bulunur) ve değerin biçimini gösterir.

Property	Read Only	ValueType/Options	Format
BackgroundColor	No	[Red Green Blue] or color string	RGB row
ButtonDownFcn	No	string	row
CData	No		matrix
CallBack	No	string	row
Enable	No	[on | {off} | inactive]	row
Extent	Yes	[0,0,width,height]	row
FontAngle	No	[{normal} | italic | oblique]	row
FontName	No	string	row
FontSize	No	number	1 element
FontUnits	No	{points} | normalized | inches | centimeters | pixels	row
FontWeight	No	[light | {normal} | demi | bold]	row
ForegroundColor	No	[Red Green Blue] or color string	RGB row
HorizontalAlignment	No	[left | {center} | right]	row
Interruptible	No	{on} | off	row
ListBoxTop	No	number	1 element
Max	No	number	1 element
Min	No	number	1 element
Position	No	[left bottom width height]	4-element row
String	No	string	string matrix
Style	No	[{pushbutton} | radiobutton | togglebutton | checkbox | edit | text | slider | frame | popupmenu | list box]	row
SliderStep	No	number	1 element
TooltipString	No	string	row
Units	No	[inches | centimeters | normalized | points | {pixels}]	row
UIContextMenu	No	handle	1 element
Value	No	number	1 element
Tag	No	string	row
UserData	No	string(s) or number(s)	matrix
Visible	No	[{on} | off]	row

Şekil 4. 8. UI kontrol nesne özellikleri

4.1.5. Tanı testleri

Duyarlılık ve Belirleyicilik: Bilimsel olarak ölçme işlemlerinin ana amaçlarından bir tanesi ve teşhise yardımcı olmaktır. Burada, bir hastada bazı olası teşhislerden bir tanesini belirlemek veya görünüşte sağlıklı olan bir popülasyonda belirli bir hastalığa sahip insanları bulmak şeklinde olabilir (Çelik, 2013-2014). Genel olarak kullanılan göstergeler; doğruluk, duyarlılık ve belirleyicilik katsayıları Şekil 4.9.'da verilmiştir.

		GOLD STANDART (Gerçek)		
Yeni Test (Tanı Testi)		Hastalık Var	Hastalık Yok	Toplam
	Pozitif	a	b	Toplam Pozitif (a+b)
	Negatif	c	d	Toplam Negatif (c+d)
	Toplam	Toplam Hasta (a+c)	Toplam Sağlam (b+d)	a+b+c+d

Şekil 4. 9. Belirleme katsayıları

Şekil 4.9.'da a = gerçek pozitiflerin sayısı, b = yanlış pozitiflerin sayısı, c = gerçek negatiflerin sayısı, d = yanlış negatiflerin sayısını göstermektedir.

Confusion Matrix, Drew ve bir sınıflandırma sistemi tarafından gerçekleştirilen tahmin edilen sınıflandırmalar hakkında bilgi içerir. Bu tür sistemlerin performansı matristeki veriler kullanılarak Denklem 4.1, Denklem 4.2 ve Denklem 4.3'e göre değerlendirilebilir.

$$Doğruluk = \frac{a+b}{a+b+c+d} *100 \quad (4.1)$$

$$Duyarlılık = \frac{a}{a+d} *100 \quad (4.2)$$

$$Belirleyicilik = \frac{b}{b+c} *100 \quad (4.3)$$

Bir testte hesaplanan duyarlılık ve belirleyicilik katsayısının yüksek olması, testin koyduğu tanıların kesinlikle doğru, düşük olması da kesinlikle yanlış olmasını ifade etmeyebilir. Doğruluk; testin toplam doğru tanı koyma oranıdır.

4.1.6. Tıbbi karar verme yöntemleri

ROC (*Receiver Operating Characteristics Curves*) Sinyal algılama teorisinde, alıcı işletim karakteristiği *ROC* ya da *ROC* eğrisi olarak tanımlanmaktadır. *ROC* doğru pozitif pixel sayılarının, yanlış pozitif pixel sayılarına olan bölümü olarak da tanımlanabilir. Tıp biliminde yaygın bir kullanım alanının olması tanı testlerinin performanslarının ölçülmesi ve karşılaştırılmasından kaynaklanmaktadır. Klinikte ölçüm yapılan değişken değerleri sürekli ise, kişiler üzerinde hasta veya sağlıklı olarak ayırma işlemi zorlaşır. Klinikte yapılan çalışma şartlarına bağlı olarak incelenen tanı testinin optimum etki noktası

değişebilmektedir. Seçilen farklı eşik değerleri için bulunan farklı duyarlılık-belirleyicilik özelliklerine bağlı olarak ara seçenekler belirlenerek, ROC eğrileri oluşturulmuştur. ROC eğrisi metodu; testin etki gücünün tespit edilmesinde, testlerin etkilerinin karşılaştırılmasında, uygun pozitiflik eşiğinin belirlenmesinde, laboratuar sonuçlarının kalitesinin izlenmesinde kullanılabilmektedir.

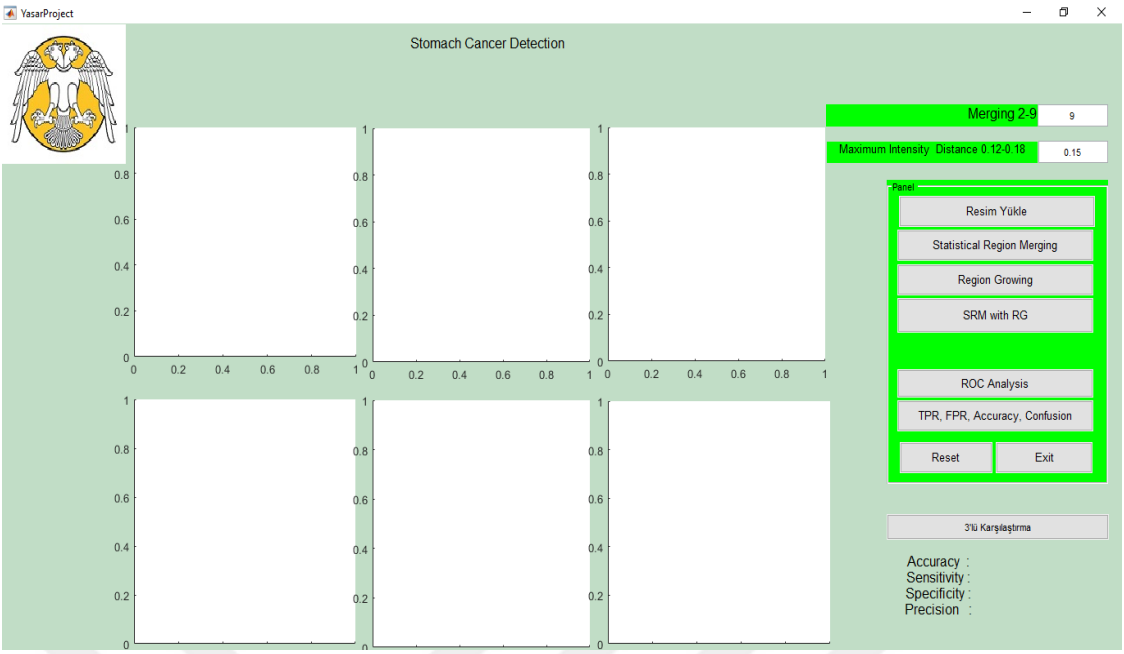
Eğri Altında Kalan (*Area Under Curve -AUC*) Alan ROC eğrileri ayırt ediciliği göstermekle beraber, farklı testlerin performans açısından karşılaştırılmasında, eğri altında kalan alana (*AUC*) gereksinim olur. *AUC* değeri bir tanı testinin doğruluğunu gösteren bir ölçümdür. O halde tanı testine ilişkin performans değerlendirmeleri için eğri altındaki alanın belirlenmesi gerekir.

4.2. Yöntem

Çalışmada öncelikle kanserli olarak belirenmiş olan hastaların görüntüleri uzman doktor yardımıyla *Groud Truth* alanları çıkarılmıştır. *Ground Truth* ve Endoskopi resimleri sisteme yüklenmiştir. Bu aşamadan sonra çalışma, genel olarak, 5 aşamada tamamlanmıştır.

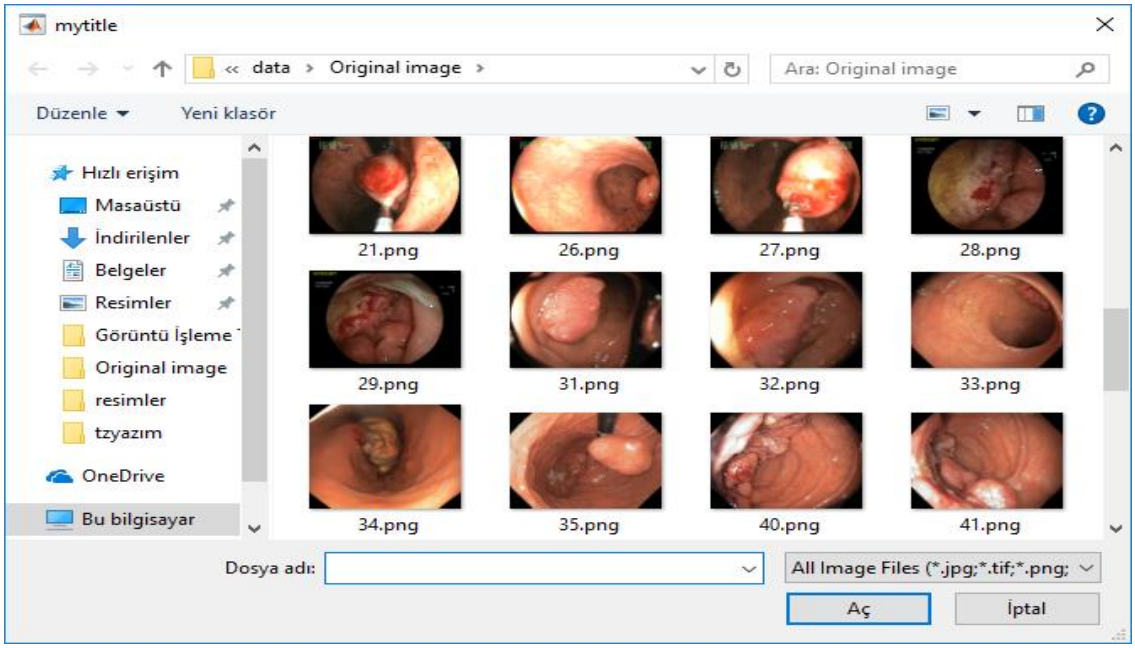
1. İncelenecek resmin yazılım sistemine çağırılması
2. Yöntemin seçilmesi
3. Görüntü bölütleme (Image segmentation)
4. Mide kanserli alanın tespit edilmesi ve karşılaştırılması
5. Hesaplamaların yapılması,

Uygulama çalıştırıldığında Şekil 4.10.'da verilen ekran görülecektir.



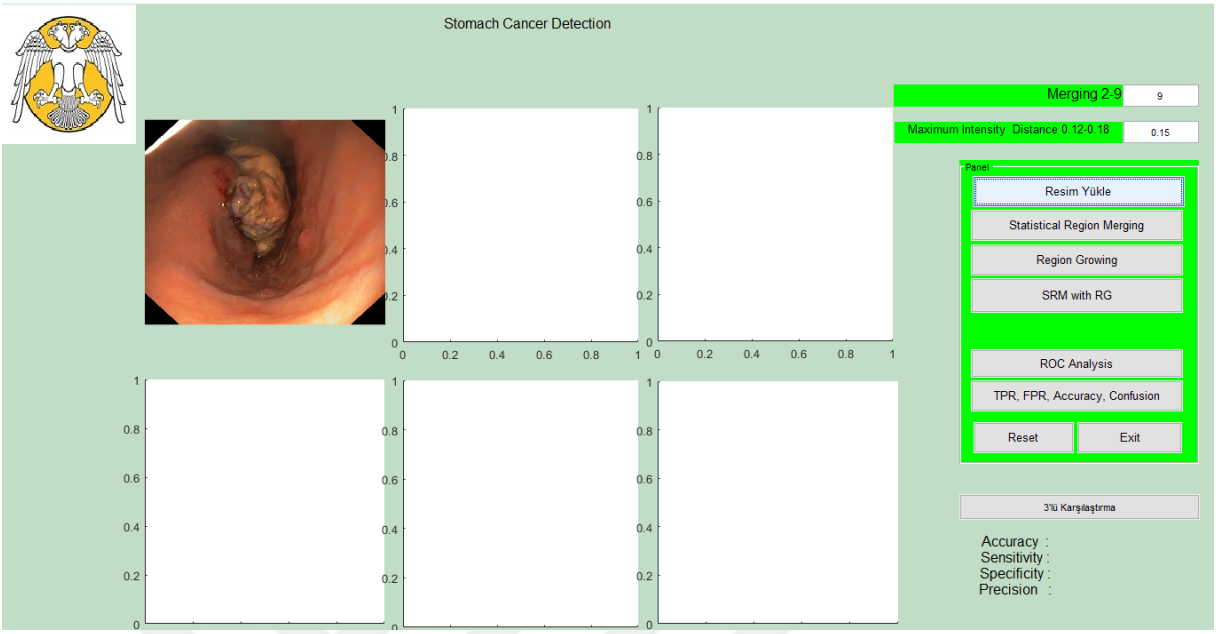
Şekil 4. 10. Yazılım ana ekranı

Resim yükle butonu tıklanarak üzerinde çalışılacak resim ekleme ekranı gelecektir. Bunun için de Şekil 4.11.'da gösterilen ekran gözükecektir. Ekranın sağ tarafında bulunan butonlar yardımıyla Bölütleme yöntemleri, sonuçlara ait *ROC* değerleri, Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik değerleri, *confusion* matris değerleri sonuçları ve 3 bölütleme yönteminin aynı anda işletilebilmesini sağlayan Üçlü karşılaştırma butonlarını kullanarak istenilen işlem yapılabilmektedir.



Şekil 4. 11. Resim ekleme ekranı

Buradan istenilen resim seçilerek yazılım ekranında gösterilmesi sağlanır (Şekil 4.12.).

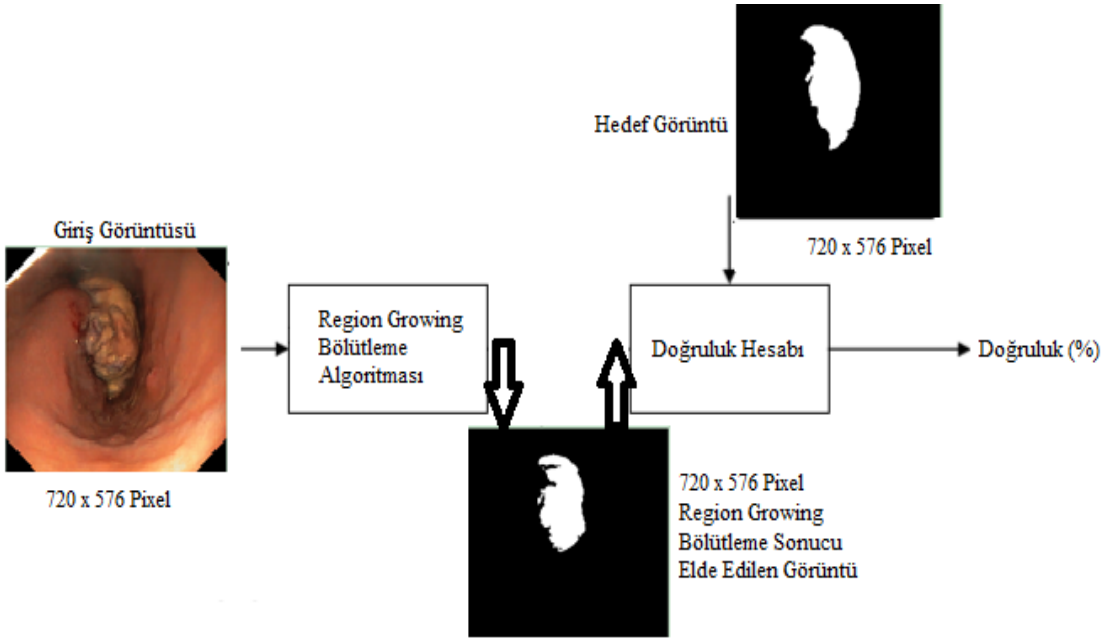


Şekil 4. 12. Resim yüklenmiş ekran

Ekrana gelen resim üzerinde *RG*, *SRM* ve *SRMWRG* ve 3'lü karşılaştırma seçilerek istenilen yönteme göre kanserli alan tespit edilebilir. Bu sırasıyla uygulanarak bölütleme yöntemleri ile kanserli alanların tespit edilmesi sağlanacaktır.

4.2.1. Bölge büyütme (BB) (*Region growing*) yönteminin uygulanması

Çalışmada BB algoritması kullanılarak mide endoskopi görüntüleri üzerinde bölütleme gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bölütleme algoritmasına ait blok gösterim Şekil 4.13.'de gösterilmektedir. Blok diyagramından da görüldüğü gibi bölge büyütme bölütleme algoritmasında hedef görüntüsü kullanılmamaktadır. Hedef görüntüsü sadece doğruluk hesabında yani elde edilen bölütleme sonucu ile istenilen sonuç arasındaki hatanın hesaplanmasında kullanılmıştır.



Şekil 4. 13. Bölge büyütme bölütleme için blok diyagramı

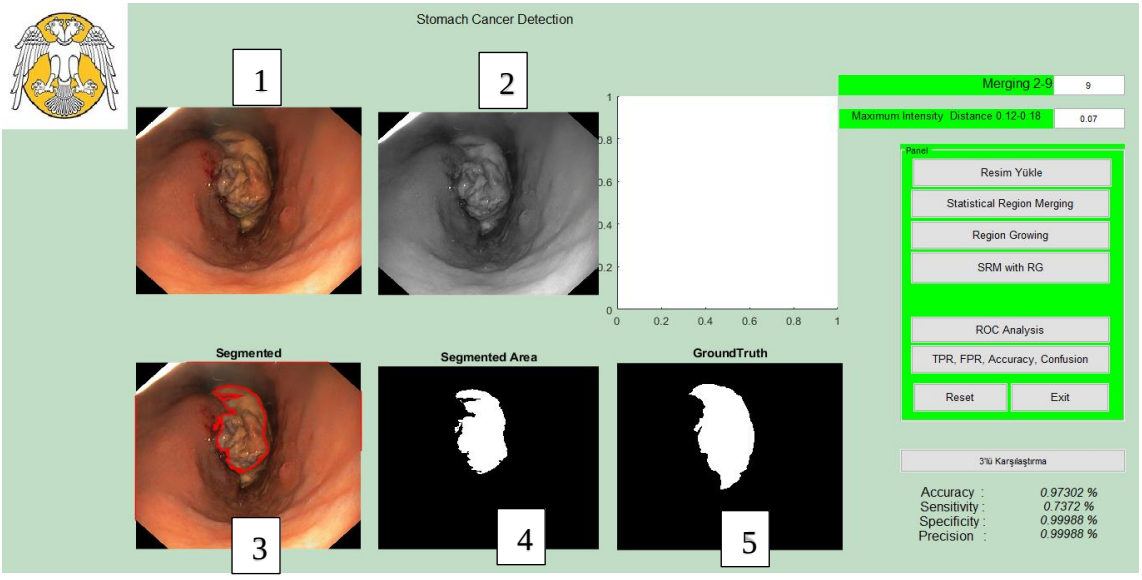
Burada 720×576 piksel boyutundaki görüntü bölge büyütme bölütleme algoritması ile bölütlenir ve bölütleme sonucu yine 720x576 piksel boyutlarında bir görüntü olur. Algoritmaya giriş değeri olarak bölütlenecek görüntü ve maksimum yoğunluk mesafesi verilir. Algoritma için herhangi bir eğitim prosedürü söz konusu değildir. Bölge büyütme bölütleme algoritması sonucu elde edilen görüntü ile elde edilmesi istenilen görüntü karşılaştırılarak doğruluk hesabı yapılır. Böylece istenilen sonuca ne kadar yaklaşıldığı tespit edilmiş olur.

Bölge büyütme yöntemini çalıştırmak için program ara yüzünde bulunan *Region Growing* butonu tıklanarak Şekil 4.14.'de gösterilen resmin gri seviyeye dönüştürülmüş şekli ile beraber gelir.



Şekil 4. 14. Gri seviye resim ekranı (*Region growing*)

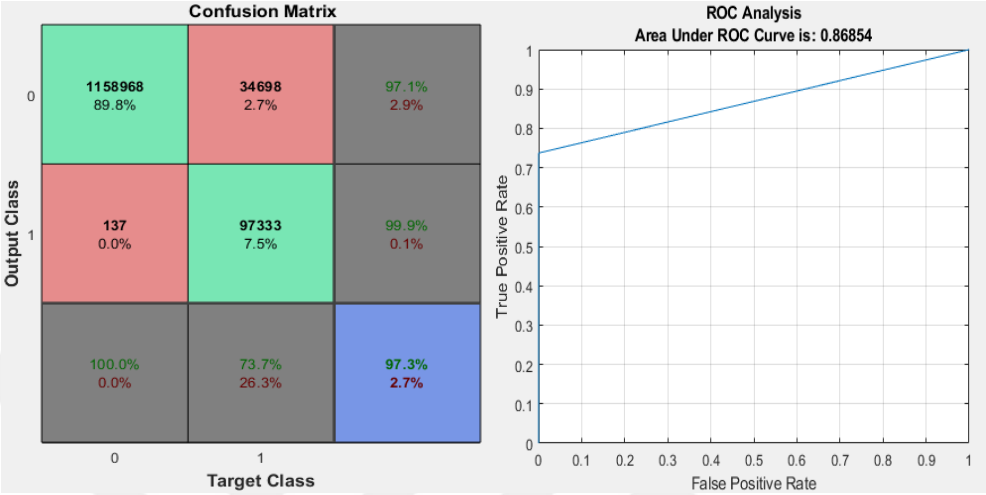
Burada uzman kişi kanserli olarak şüphelendiği alanda farenin sağ tuşu ile tıklama yapar ve bölütleme yöntemi çalıştırılarak sonuçları bulur, ilgili hesaplamaları yapar.



Şekil 4. 15. *Region growing* bölütleme sonucu

Şekil 4.15.'te verilen bölütleme sonuçlarına bakıldığında 1'de yer alan resim Orijinal Resim, 2'de yer alan resim Gri seviye resim, 3'de yer alan resim bölütleme sonucu bulunan alan, 4'te yer alan resim bölütleme alanını gösteriyor ve 5'te yer alan

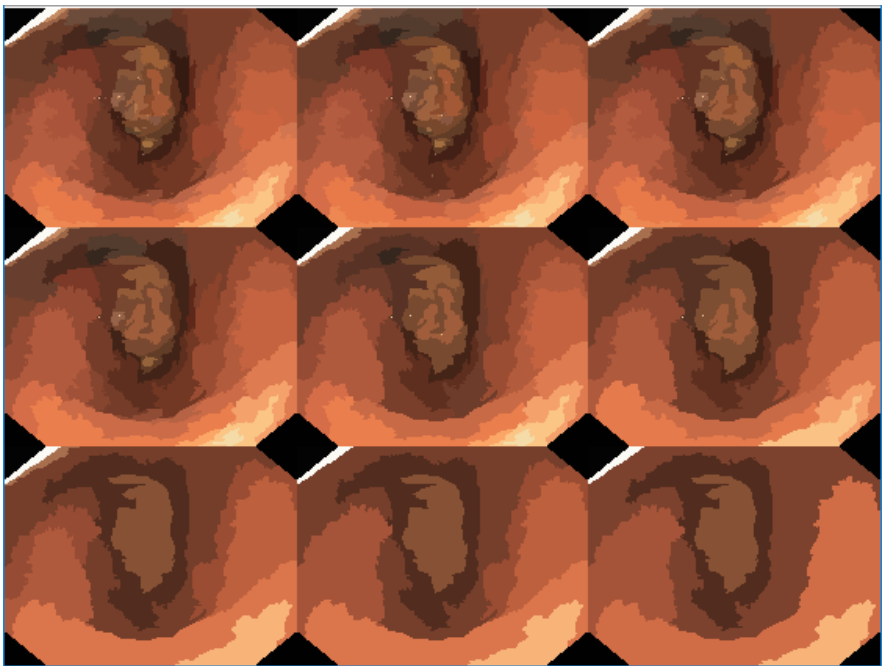
resimde uzman doktor tarafından kanserli alan olarak belirlenmiş alandır. Biz bu alana göre hesaplama işlemleri yapılmaktadır. Şekil 4.15.' in sağ alt kısmında elde edilen bölütleme sonuçları gösterilmektedir. Şekil 4.16.'te yapılan bölütleme işlemine ait *Confusion Matrix* ve *ROC* Analiz sonuçları verilmektedir.



a. Confusion matrix b. ROC Analiz eğrisi

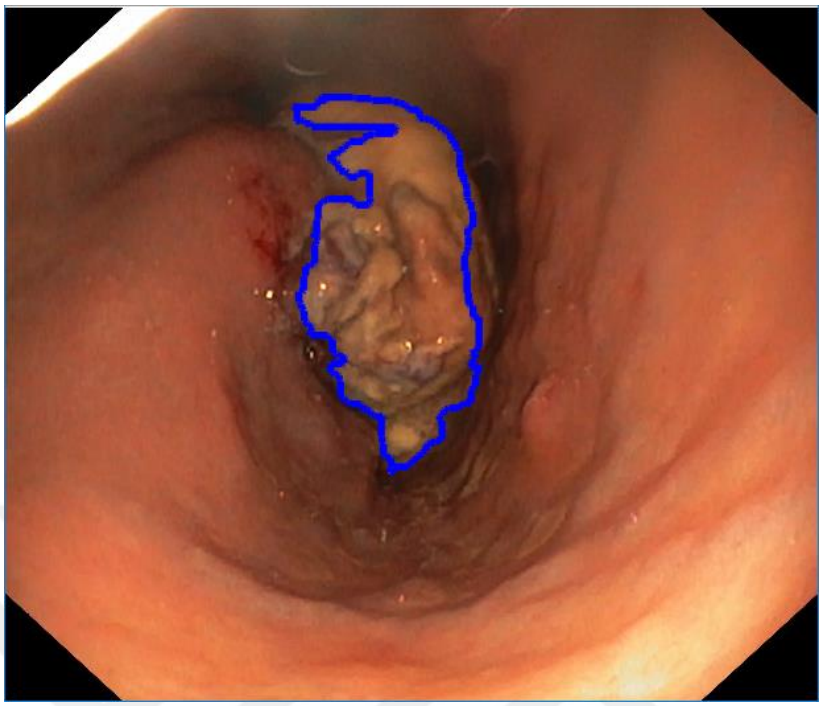
Şekil 4. 16. BB analizi

Şekil 4.17.'te Gri seviye resim üzerinde bölge büyütme işleminin aşamaları yer almaktadır.



Şekil 4. 17. Gri seviye resim bölge büyütme işlemi aşaması

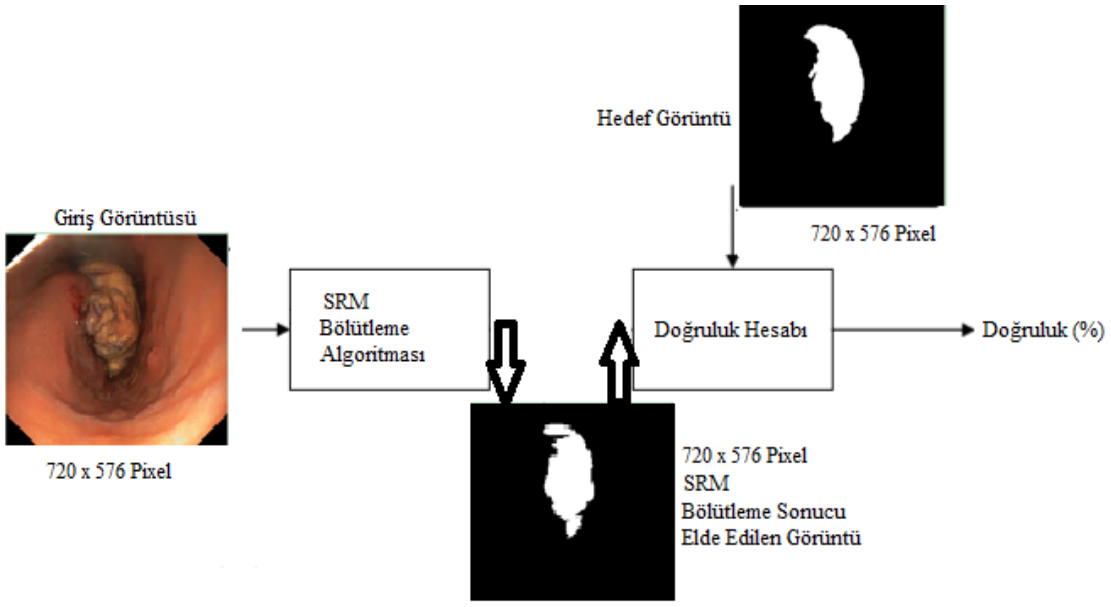
Bölütleme işlemi sonucunda Şekil 4.18.'daki bölütleme işleminin sonucu gösterilmektedir.



Şekil 4. 18. Bölütleme işlemi sonucu

4.2.2. İstatistiksel bölge birleştirme (*Statistical region merging*) yönteminin uygulanması:

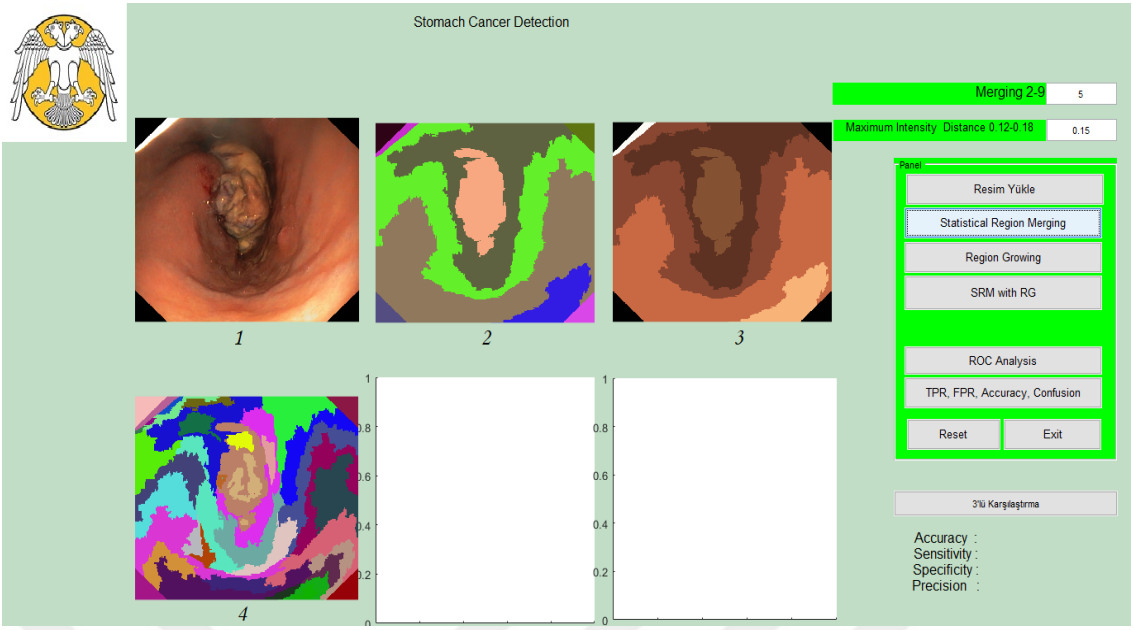
Çalışmada istatistiksel bölge birleştirme algoritması kullanılarak Mide Endoskopi görüntüleri üzerinde bölütleme gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bölütleme algoritmasına ait blok gösterim Şekil 4.19.'da gösterilmektedir. Blok diyagramından da görüldüğü gibi istatistiksel bölge birleştirme bölütleme algoritmasında hedef görüntüsü kullanılmamaktadır. Hedef görüntüsü sadece doğruluk hesabında yani elde edilen bölütleme sonucu ile istenilen sonuç arasındaki hatanın hesaplanmasında kullanılmıştır.



Şekil 4. 19. İstatistiksel bölge birleştirme için blok diyagramı

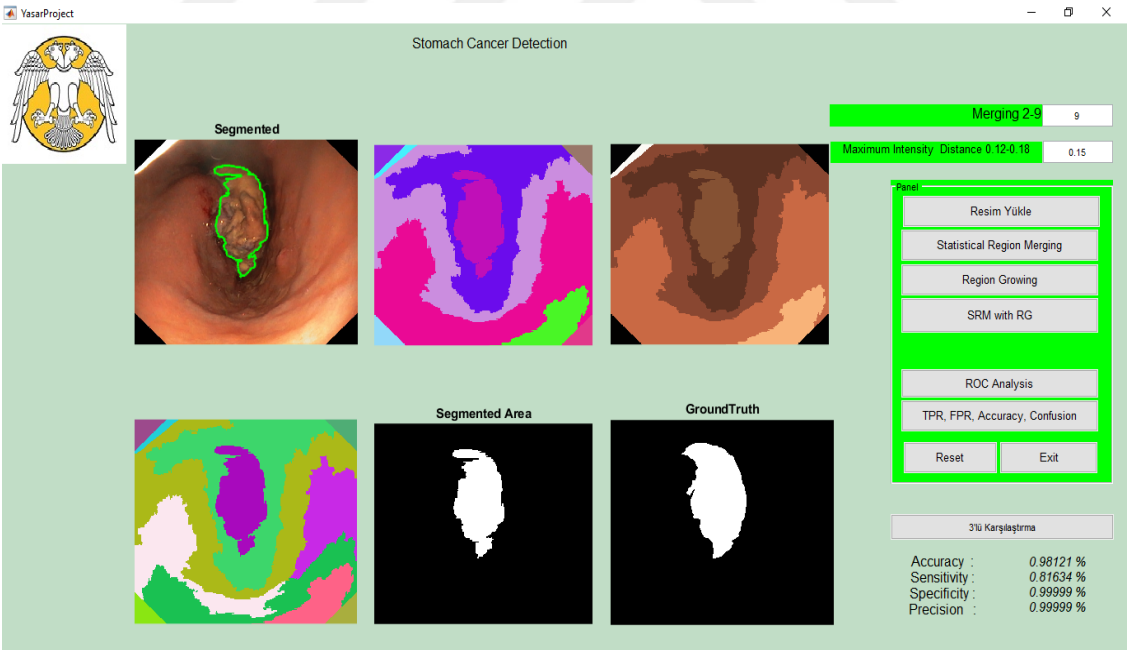
Burada 720×576 piksel boyutundaki görüntü istatistiksel bölge birleştirme bölütleme algoritması ile bölütlenir ve bölütleme sonucu yine 720x576 piksel boyutlarında bir görüntü olur. Algoritmaya giriş değeri olarak bölütlenecek görüntü ve birleştirme oranı verilir. Algoritma için herhangi bir eğitim prosedürü sözkonusu değildir. İstatistiksel bölge birleştirme bölütleme algoritması sonucu elde edilen görüntü ile elde edilmesi istenilen görüntü karşılaştırılarak doğruluk hesabı yapılır. Böylece istenilen sonuca ne kadar yaklaşıldığı tespit edilmiş olur.

İstatistiksel bölge birleştirme yöntemini çalıştırmak için program arayüzünde bulunan *Statistical Region Merging* butonu tıklanarak Şekil 4.20.'de gösterilen resmin bölge birleştirme aşaması ve gri seviye dönüştürülmüş şekli ile beraber gelir. Birleştirme işlemi için Birleştirme katsayısı 2-9 arasında değer almaktadır. Şekil 4.20.'de birleştirme katsayısı 5'e göre sonuçlar gözükmektedir. 1 numaralı alanda orijinal resmimiz, 2 numaralı alanda birleştirme katsayısı 9 'a göre birleştirme, 3 numaralı alanda gri seviye görüntü ve 4 numaralı alanda birleştirme katsayısı 5'e göre birleştirme işlemi sonucu oluşan resim gözükmektedir. Sayfamızın sağ üst köşesinde bulunan Merging katsayı değerleri değiştirilerek bölge birleştirme işlemi düzenlenebilir.



Şekil 4. 20. Resim ekleme, birleştirme ve gri seviye resim gösterim

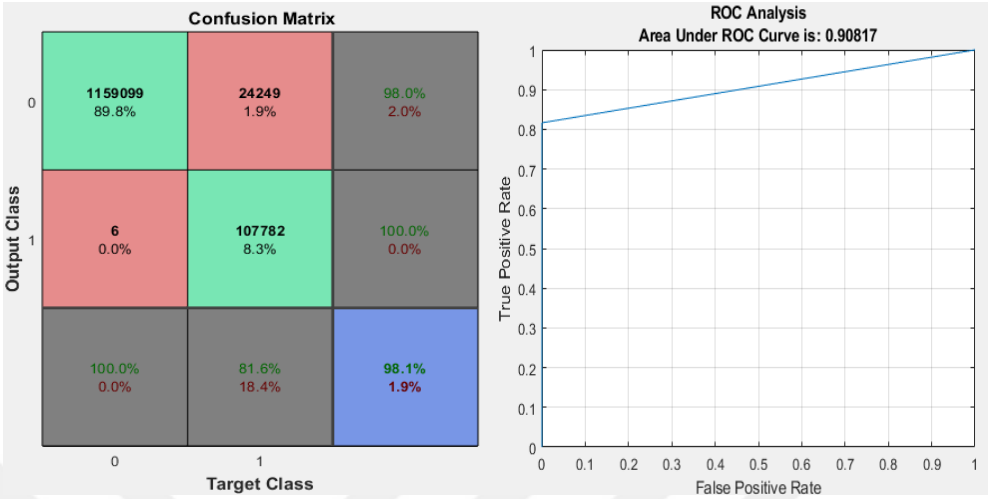
Birleştirme işleminde denemeler yapıldıktan sonra birleştirme katsayı 9'a göre 4 numaralı alanda bir nokta seçerek bölütleme işlemi başlatılır ve sonuçlar elde edilir. Şekil 4.21.'de bölütleme işlemi sonucu ve yapılan hesaplamaların sonuçları gözükmektedir.



Şekil 4. 21. İstatisiksel bölge birleştirme işleminin sonucu

Şekil 4.21' in sağ alt kısmında elde edilen bölütleme sonucuna göre hesaplama sonuçları görülebilir.

Şekil 4.22.'de yapılan bölütleme işlemine ait *Confusion Matrix* ve *ROC* Analiz sonuçları verilmektedir.



a. Confusion matrix b. ROC Analiz eğrisi

Şekil 4. 22. İBB analizi

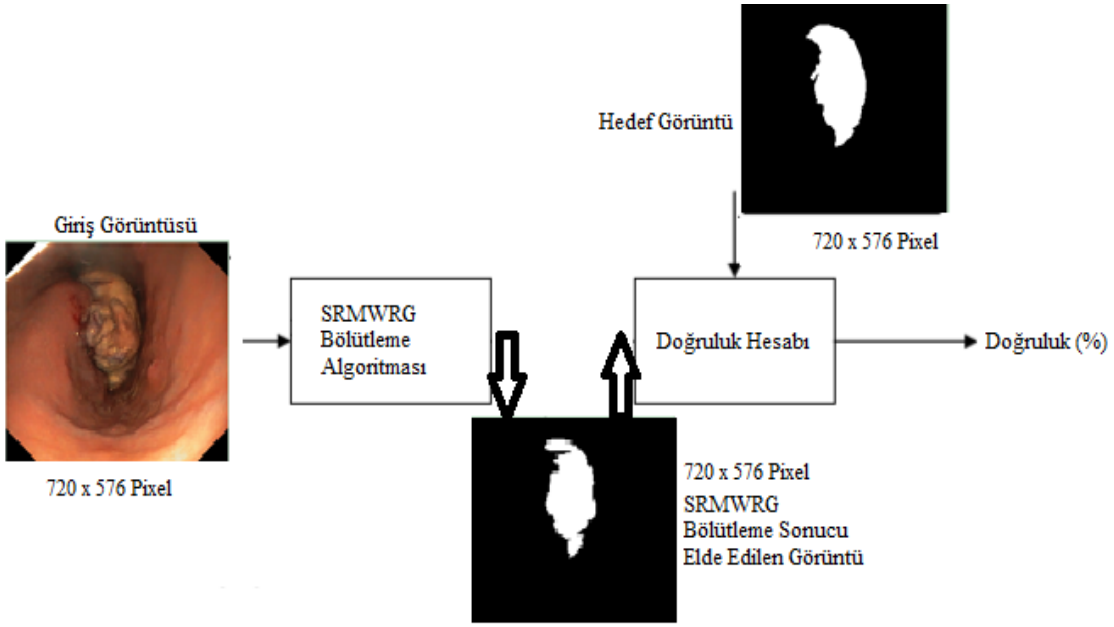
Şekil 4.23.'de istatistiksel bölge birleştirme işleminin aşama aşama ilerleyişini gösterilmektedir.



Şekil 4. 23. İstatistiksel bölge birleştirme işlemi aşaması

4.2.3. İstatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme yöntemlerinin birlikte uygulaması:

Çalışmada istatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme algoritması birlikte kullanılarak mide endoskopi görüntüleri üzerinde bölütleme gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bölütleme algoritmasına ait blok gösterim Şekil 4.24.'de gösterilmektedir. Blok diyagramından da görüldüğü gibi istatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme bölütleme algoritmasında hedef görüntüsü kullanılmamaktadır. Hedef görüntüsü sadece doğruluk hesabında yani elde edilen bölütleme sonucu ile istenilen sonuç arasındaki hatanın hesaplanmasında kullanılmıştır.

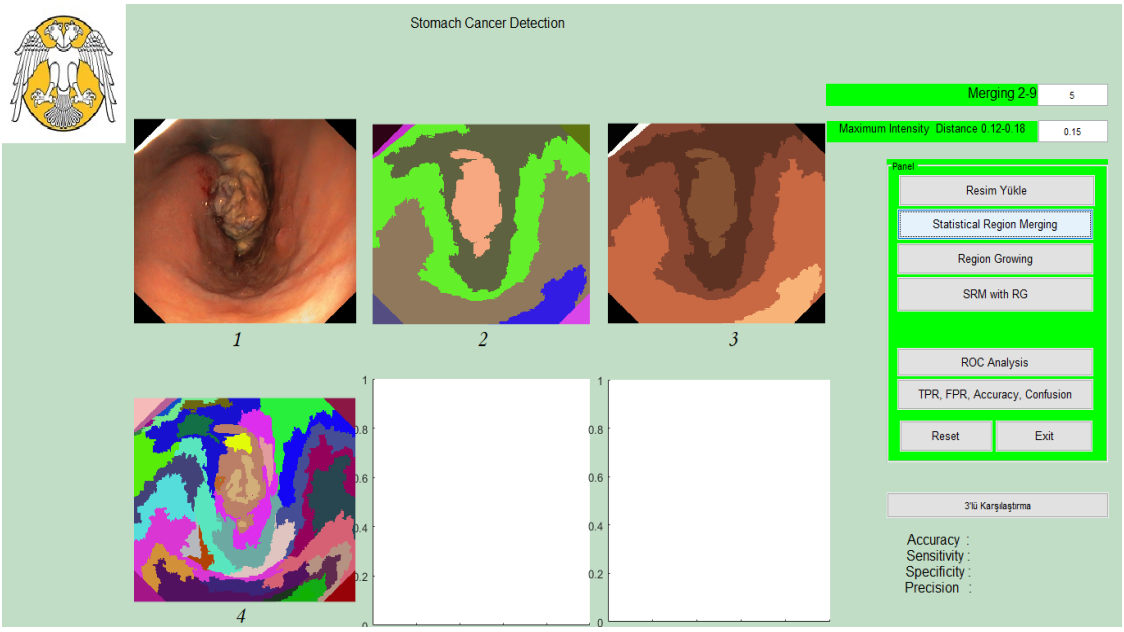


Şekil 4. 24. İstatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme için blok diyagramı

Burada 720×576 piksel boyutundaki görüntü istatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme bölütleme algoritması ile bölütlenir ve bölütleme sonucu yine 720x576 piksel boyutlarında bir görüntü olur. Algoritmaya giriş değeri olarak bölütlenecek görüntü ve birleştirme oranı ve maksimum yoğunluk mesafesi değerleri verilir. Algoritma için herhangi bir eğitim prosedürü söz konusu değildir. İstatistiksel bölge birleştirme ile bölge büyütme bölütleme algoritması sonucu elde edilen görüntü ile elde edilmesi istenilen görüntü karşılaştırılarak doğruluk hesabı yapılır. Böylece istenilen sonuca ne kadar yaklaşıldığı tespit edilmiş olur.

İstatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme yöntemleri bir biri ardına sıralı olarak kullanılarak bölütleme yöntemini çalıştırmak için program ara yüzünde SRM with RG butonu tıklanarak Şekil 4.25.'de gösterilen resmin bölge birleştirme aşaması ve gri

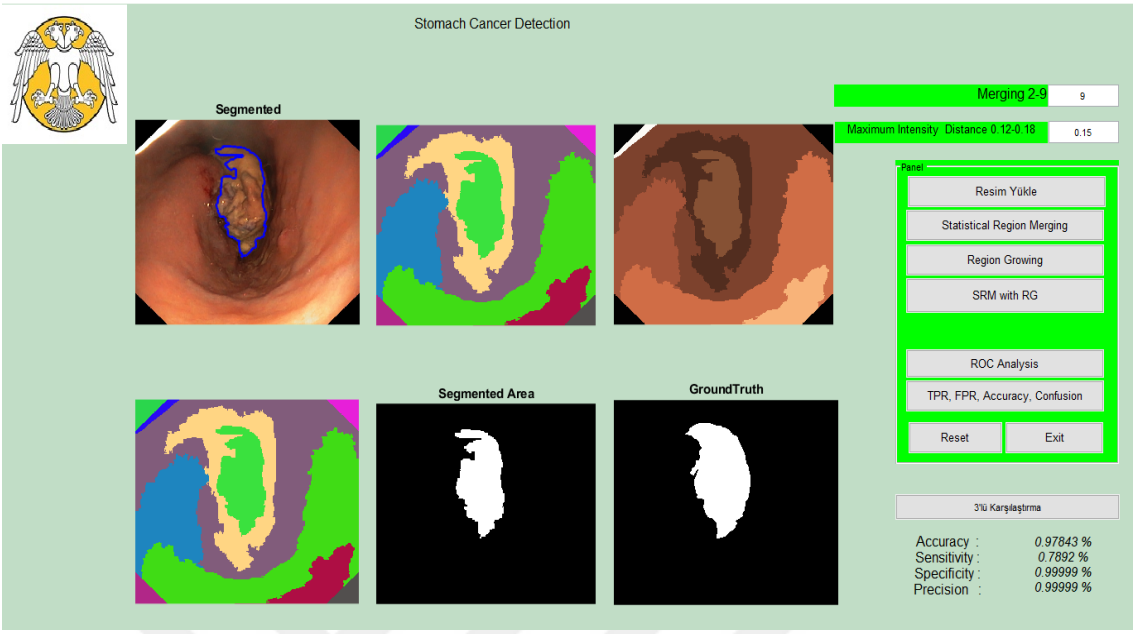
seviye dönüştürülmüş şekli ile beraber gelir. Birleştirme işlemi için Birleştirme katsayısı 2-9 arasında değer almaktadır. Şekil 4.25.'de birleştirme katsayısı 5'e göre sonuçlar gözükmektedir. 1 numaralı alanda orijinal resim, 2 numaralı alanda birleştirme katsayısı 9 'a göre birleştirme, 3 numaralı alanda gri seviye görüntü ve 4 numaralı alanda birleştirme katsayısı 5'e göre birleştirme işlemi sonucu oluşan resimler gösterilmektedir. Sayfanın sağ üst köşesinde bulunan birleştirme katsayı değerleri değiştirilerek bölge birleştirme işlemi düzenlenebilir.



Şekil 4. 25. Resim ekleme, birleştirme ve gri seviye gösterim srm with rg

Birleştirme işleminde denemeler yapıldıktan sonra birleştirme katsayı 9'a göre 4 numaralı alanda bir nokta seçerek bölütleme işlemi başlatılır ve sonuçlar buldurulur.

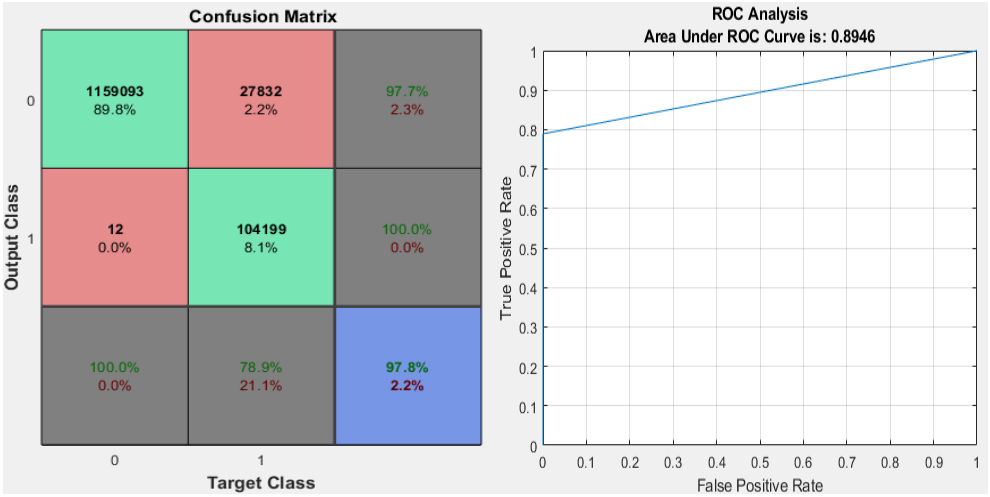
Şekil 4.26.'de bölütleme işlemi sonucu ve yapılan hesaplamaların sonuçları verilmiştir.



Şekil 4. 26. İstatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme işlemlerinin birlikte kullanım sonuçları

Şekil 4.26' in sağ alt kısmında elde edilen bölütleme sonucuna göre hesaplama sonuçları gösterilmektedir.

Şekil 4.27.'de yapılan bölütleme işlemine ait *Confusion Matrix* ve *ROC* Analiz sonuçları verilmiştir.

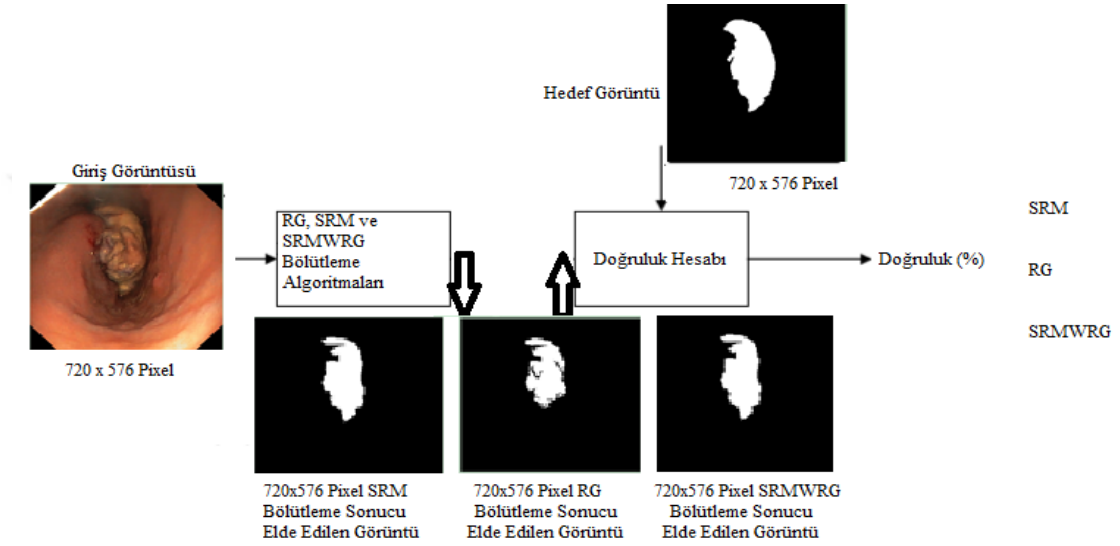


a. Confusion matrix b. ROC Analiz eğrisi

Şekil 4. 27. İBBBB analizi

4.2.4. Tek noktada üç bölütleme yönteminin uygulanması:

Çalışmada üç algoritma kullanılarak mide endoskopi görüntüleri üzerinde bölütleme gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bölütleme algoritmasına ait blok gösterim Şekil 4.28.'de gösterilmektedir. Blok diyagramından da görüldüğü üç bölütleme algoritmasında hedef görüntüsü kullanılmamaktadır. Hedef görüntüsü sadece doğruluk hesabında yani elde edilen bölütleme sonucu ile istenilen sonuç arasındaki hatanın hesaplanmasında kullanılmıştır.



Şekil 4. 28. Üç algoritma için blok diyagramı

Burada 720×576 piksel boyutundaki üç görüntü üç algoritma ile bölütlenir ve bölütleme sonucu yine 720x576 piksel boyutlarında birer görüntü olur. Algoritmaya giriş değeri olarak bölütlenecek görüntü ve birleştirme oranı ve maksimum yoğunluk mesafesi değerleri verilir. Algoritma için herhangi bir eğitim prosedürü söz konusu değildir. üç bölütleme algoritması sonucu elde edilen görüntüler ile elde edilmesi istenilen görüntü karşılaştırılarak doğruluk hesapları yapılır.

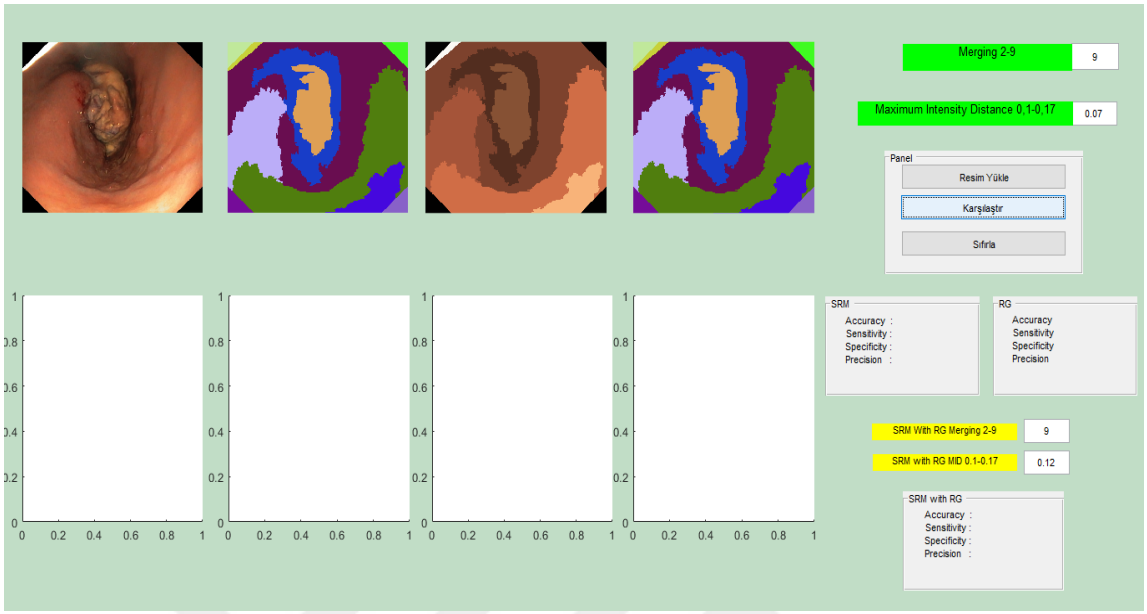
Bölge büyütme, istatistiksel bölge birleştirme ve bölge büyütme yöntemleri birlikte kullanılarak bölütleme yöntemini çalıştırmak için 3'lü karşılaştırma butonu tıklandığı zaman Şekil 4.29.'deki ekran gösterilmektedir.



Şekil 4. 29. Üçlü karşılaştırma ekranı

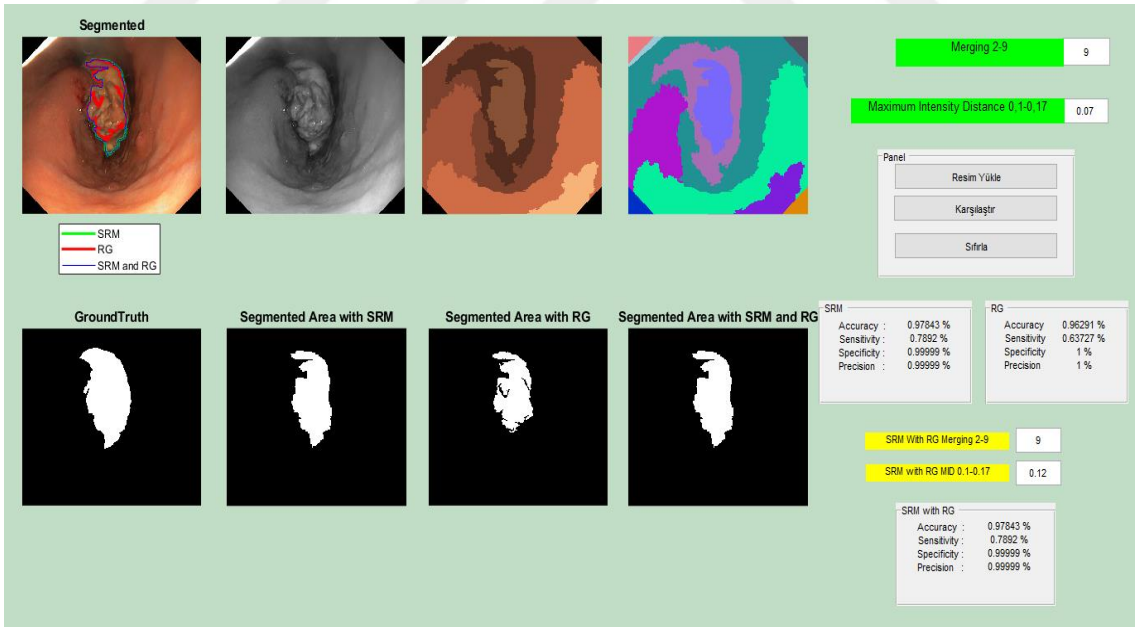
Resim yükle butonu tıklanarak üzerinde çalışılacak resim ekrana gelmektedir. üç tane bölütleme yöntemi olduğundan dolayı ve bunlardan birisinin sıralı olarak çalışması neticesinde daha iyi sonuçlar alınabilmesi adına ekranda ikişer adet "*Merging*" ve "*Maximum Intensity Distance*" değerleri alınmasını sağlayan metin kutusu bulunmaktadır. Ayrıca bölütleme işlemlerine ait ROC eğrisi performans değerlerini hesaplamak için bir buton bulunmaktadır.

Şekil 4.30'da resim yükleme ve "Karşılaştır" butonları tıklandığı zaman ekran gelen görüntü yer almaktadır.



Şekil 4. 30. Bölge büyütme ve istatistiksel bölge birleştirme işlem sonuçları

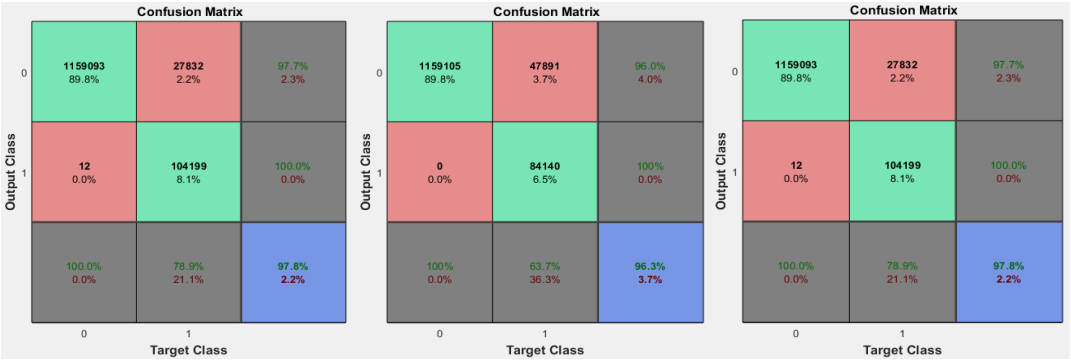
Şekil 4.31.'de üçlü bölütleme ve sonuçları ve elde edilen değerler verilmektedir.



Şekil 4. 31. 3'lü karşılaştırma sonuç ekranı

Şekil 4.31.'in sağ alt kısmında elde edilen bölütleme sonucuna göre hesaplama sonuçları verilmiştir.

Şekil 4.32.'de yapılan bölütleme işlemine ait confusion matrix sonuçları gösterilmektedir.



a. (*SRM confusion matrix*), b. (*RG confusion matrix*), C.(*SRM with RG confusion matrix*)

Şekil 4. 32. Confusion matrix sonuçları

5. BULGULAR

Medikal alanda yapılan görüntü işleme sistemli Bilgisayar Destekli Teşhis (BDT) çalışmalarının amacı, farklı tarama ve görüntüleme teknolojileri vasıtasıyla uzman doktorlar tarafından yapılan tanıya yardımcı olabilecek biçimde yeni yazılımları geliştirmektir. Elde edilen bu yazılımlar mide kanseri teşhisinde, uzman doktorlara varsa farklı alandan ek biyopsi örnekleri almasını göstererek adeta ikinci bir göz gibi yarar sağlarlar. Şüpheli bir bölgede olası kanser oluşumunu erkenden tespit edebilmek ve bu alandan alınabilecek biyopsi örnekleri ile teşhis koyabilmek hasta açısından hem ruhsal açıdan hem de sağlığı açısından hayati önem arz etmektedir. Diğer organlara yayılmış olan bir mide kanser vakasında hastanın hayatını kurtarmak yüksek oranla mümkün olmamaktadır. BKD sistemi ile gözden kaçabilecek kanserli alanı minimuma indirmek amaçlanır.

Bu tez çalışmasında, görüntü işleme tekniklerine dayalı bilgisayarlı karar destek sistemi ile midede kanserli alan belirlemeye yardımcı bir sistem önermektedir. Çalışma beş aşamada gerçekleştirilmiştir.

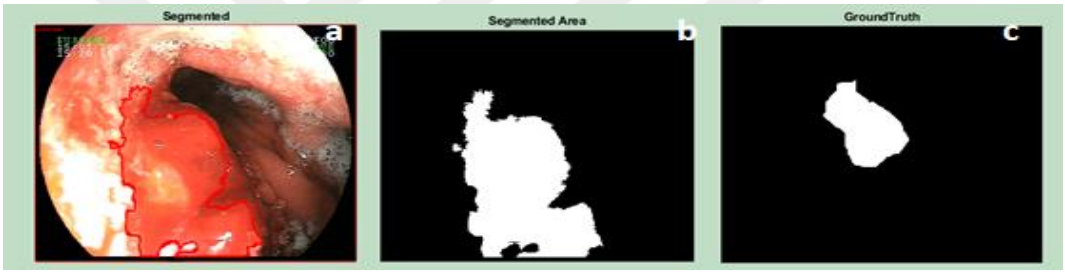
1. Endoskopi görüntülerinin temin edilmesi,
2. Uzman doktor tarafından alınan biyopsi ve elde edilen patoloji sonuçlarına göre kanserli hastaların tespit edilmesi,
3. Kanser hastalarından elde edilen endoskopi görüntülerinde uzman doktor yardımı ile *Ground-truth* alanlarının tespit edilmesi,
4. Görüntüler üzerindeki kanserli bölgelerin tespit edilmesi,
5. Bulunan bu kanserli alanın gerçekte uzman doktor tarafından belirlenen alanla doğruluğunun karşılaştırılması işlemleridir.

Kanserli alanı tespit etme işlemi görüntü bölütleme yöntemleriyle gerçekleştirilmiştir. Bunun için, BB algoritması, İBB algoritması ve İBBBB algoritması yöntemleri birlikte sıralı olarak kullanımı temel alınarak kanserli alanın tespit edilmesi sağlanmıştır.

5.1. Bölge Büyütme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları

Görüntü işleme tekniklerinde bölütleme genel olarak ilgili bölgeyi tespit etme işleminden önce yapılmaktadır. Amaç, tüm görüntü üzerinde tarama yapmak yerine bölgeyi küçülterek ve yerini tespit ederek sadece o alanda saptama yapmaktır. Çalışmada önerilen BKD sistemi yönteminin genel performansına bakıldığında; Ek1.1-12'de verilen endoskopi görüntüleri üzerinde BB bölütleme algoritması uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Şekil 5.1- 5.12'de verilmiştir.

Şekil 5.1.a'da Ek1.1'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.1.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil5.1.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 1. BB görüntü bölütleme örneği-1

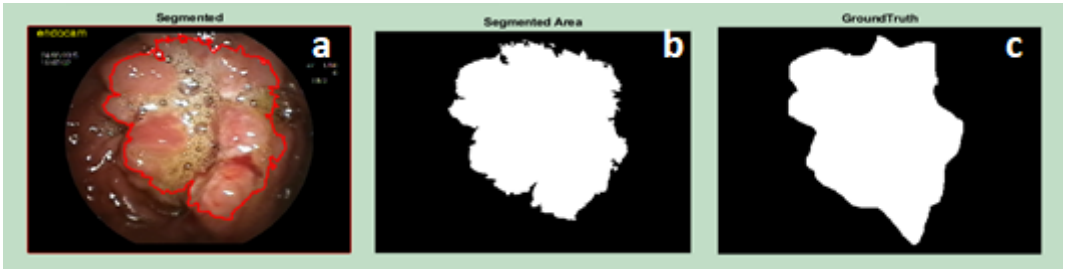
Şekil 5.2.a'da Ek1.2'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.2.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil5.2.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 2. BB görüntü bölütleme örneği-2

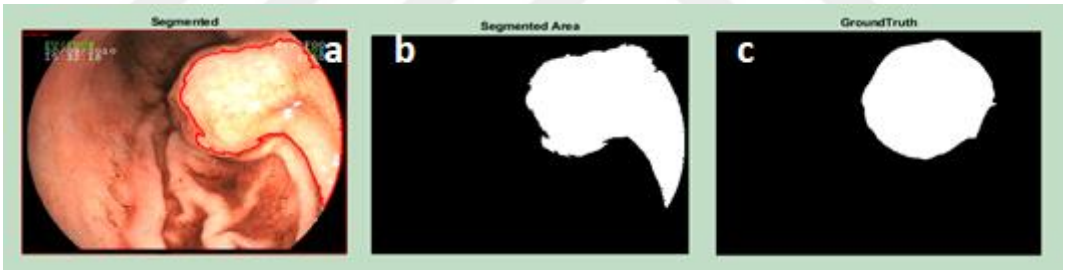
Şekil 5.3.a'da Ek1.3'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.3.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil5.3.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 3. BB görüntü bölütleme örneği-3

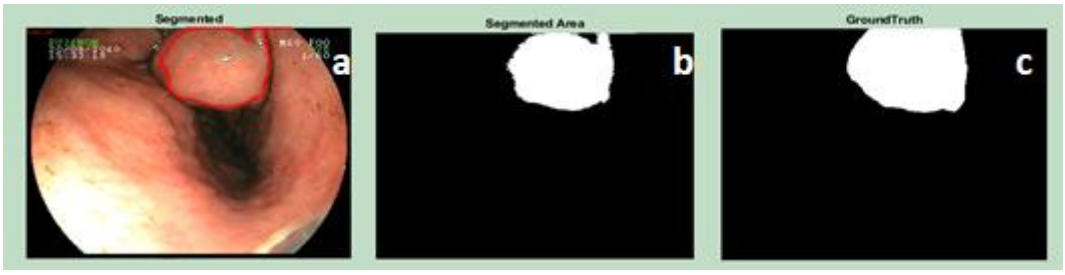
Şekil 5.4.a'da Ek1.4'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.4.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil5.4.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 4. BB görüntü bölütleme örneği-4

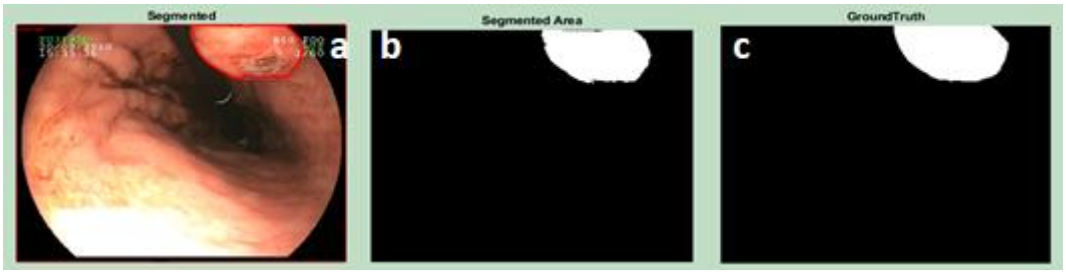
Şekil 5.5.a'da Ek1.5'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.5.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.5.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 5. BB görüntü bölütleme örneği-5

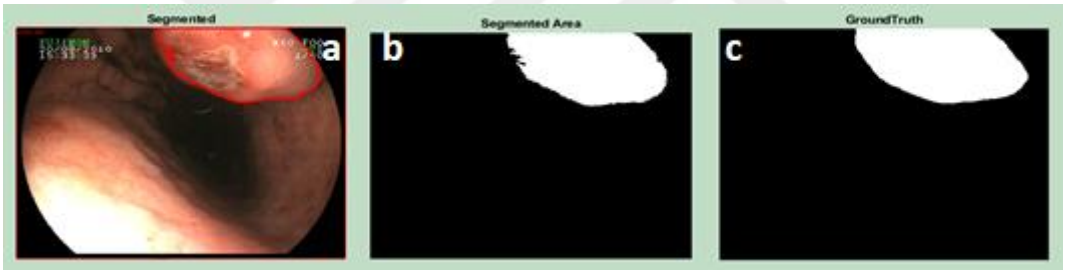
Şekil 5.6.a'da Ek1.6'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.6.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.6.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 6. BB görüntü bölütleme örneği-6

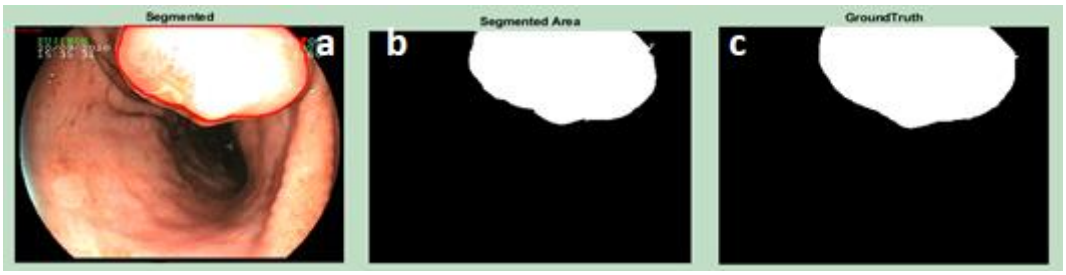
Şekil 5.7.a'da Ek1.7'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.7.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.7.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 7. BB görüntü bölütleme örneği-7

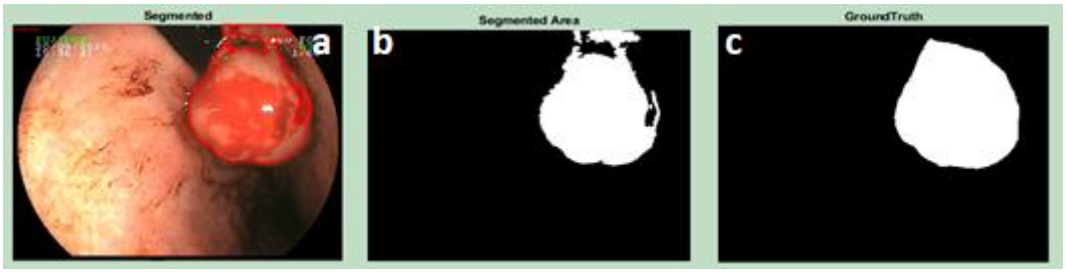
Şekil 5.8.a'da Ek1.8'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.8.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.8.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 8. BB görüntü bölütleme örneği-8

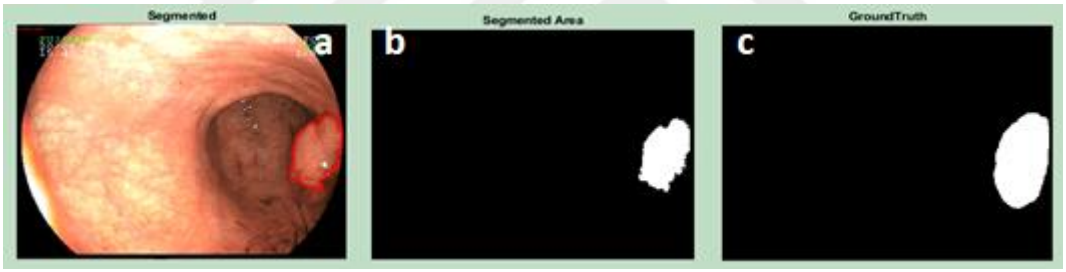
Şekil 5.9.a'da Ek1.9'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.9.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.9.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 9. BB görüntü bölütleme örneği-9

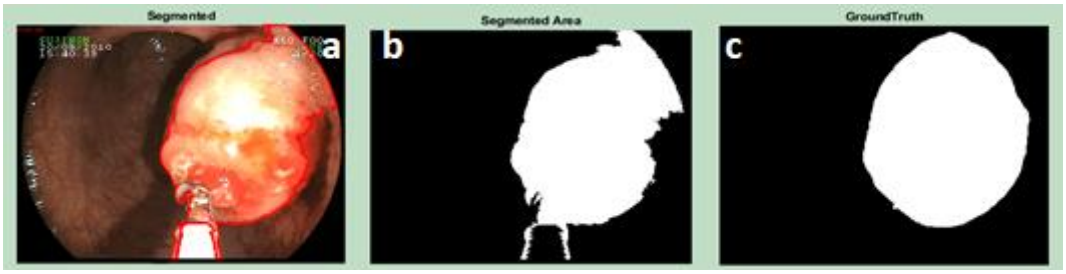
Şekil 5.10.a'da Ek1.10'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.10.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.10.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 10. BB görüntü bölütleme örneği-10

Şekil 5.11.a'da Ek1.11'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.11.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.11.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 11. BB görüntü bölütleme örneği-11

Şekil 5.12.a'da Ek1.12'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.12.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.12.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

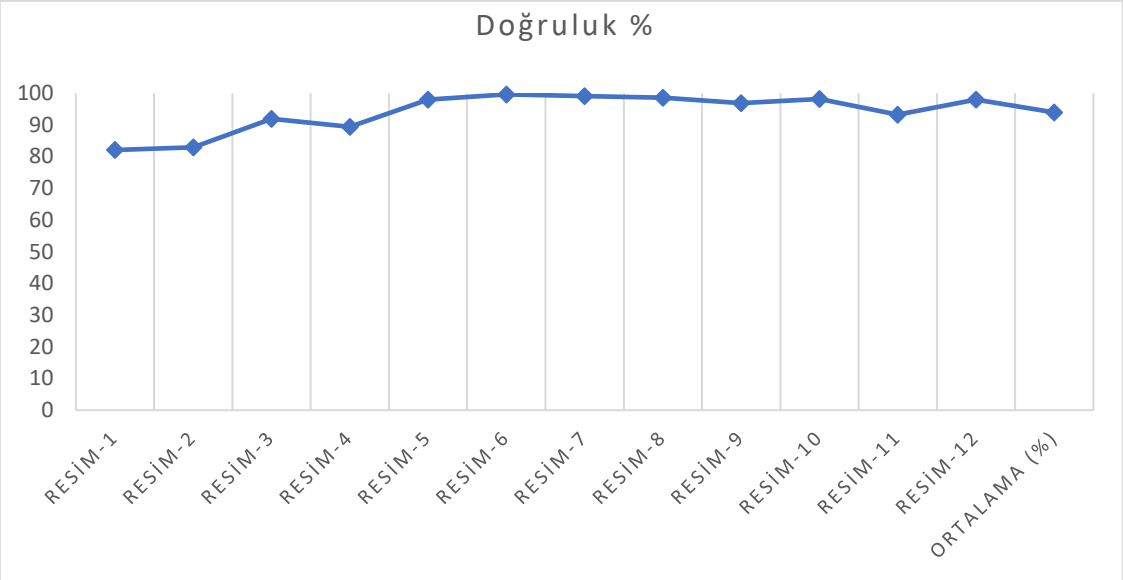
Şekil 5. 12. BB görüntü bölütleme örneği-12

BB bölütleme yöntemine göre üzerinde çalışmalar ve elde edilen yaptığımız sonuçlar Çizelge 5.1'de verilmiştir. Çizelge incelendiği zaman Doğruluk değerleri ortalaması %93.99, Duyarlılık değerleri ortalaması %85.04, Belirleyicilik değerleri ortalaması %95.33 ve ROC Eğrisi Performansı değerleri ortalaması %90.18 olduğu gösterilmektedir.

Çizelge 5. 1 BB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları

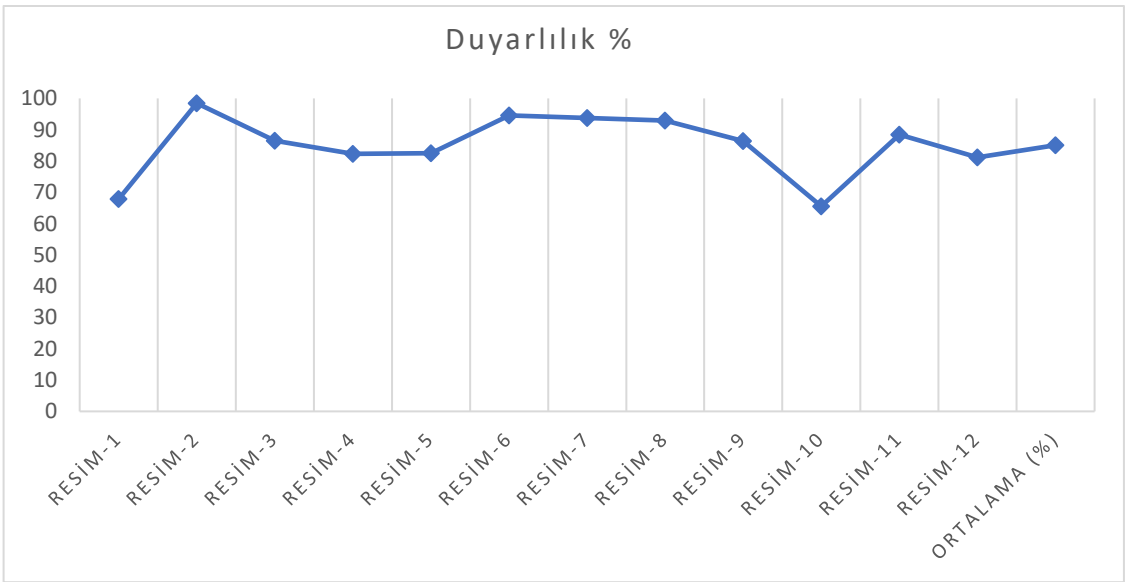
Uygulama Resim No	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğrisi Performansı
Resim-1	82.09	67.88	8291	75.40
Resim-2	82.89	98.46	82.08	90.27
Resim-3	91.89	86.49	94.38	90.44
Resim-4	89.40	82.29	90.75	86.52
Resim-5	97.99	82.49	99.98	91.24
Resim-6	99.63	94.59	99.99	97.29
Resim-7	99.14	93.77	99.95	96.86
Resim-8	98.54	92.92	99.98	96.45
Resim-9	96.83	86.38	98.74	92.57
Resim-10	98.21	65.53	100	82.76
Resim-11	93.25	88.45	95.33	91.88
Resim-12	97.96	81.18	99.86	90.52
Ortalama (%)	93.99	85.04	95.33	90.18

Şekil 5.13'de Şekil 5.1-5.12 verilen BB bölütleme sonuçlarına göre Doğruluk değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



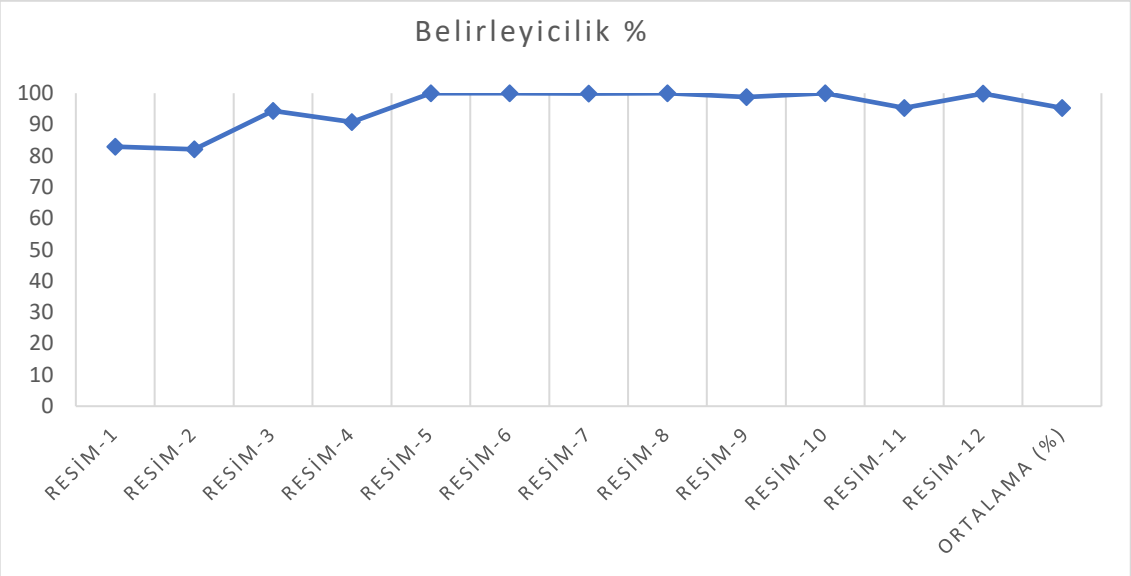
Şekil 5. 13. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.14'de Şekil 5.1-5.12 verilen BB bölütleme sonuçlarına göre Duyarlılık değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir



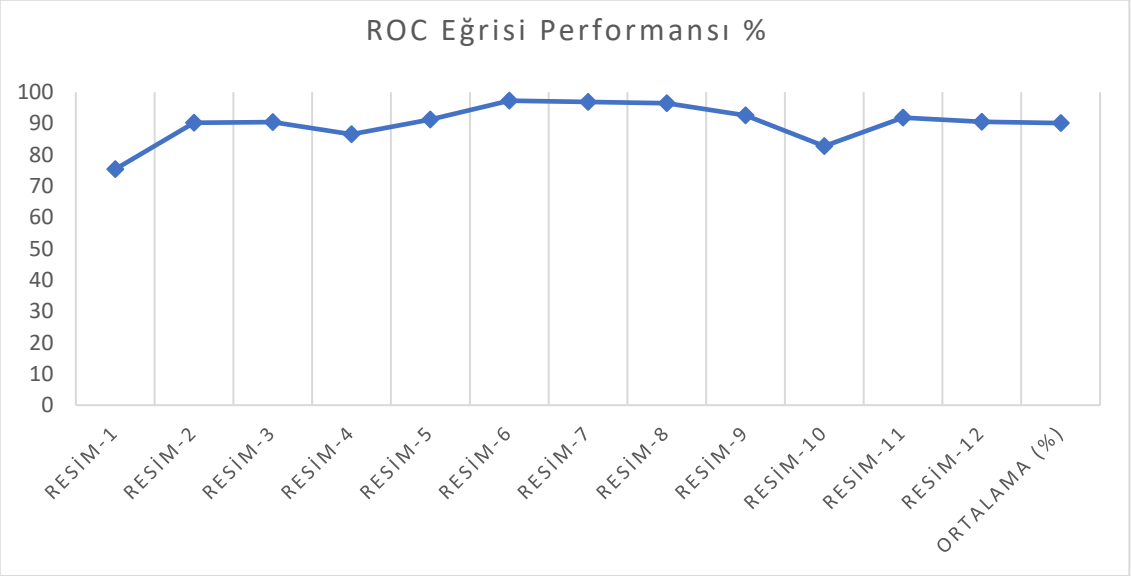
Şekil 5. 14. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.15'de Şekil 5.1-5.12 verilen BB bölütleme sonuçlarına göre Belirleyicilik değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir



Şekil 5. 15. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.16'da Şekil 5.1-5.12 verilen BB bölütleme sonuçlarına göre ROC eğrisi performans değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir



Şekil 5. 16. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik

5.2. İstatistiksel Bölge Birleştirme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları

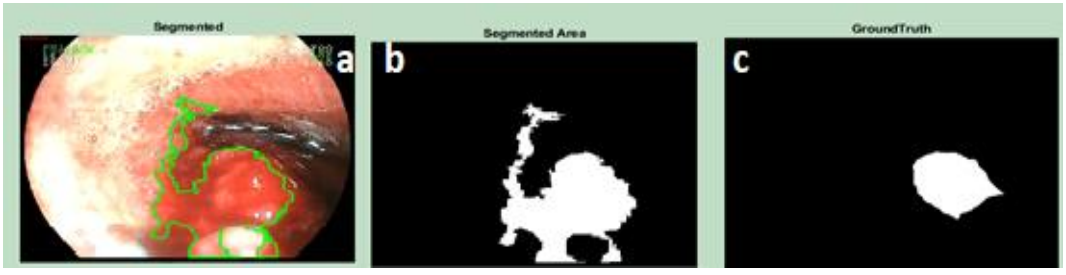
Çalışmada önerilen BKD sistemi yönteminin genel performansına bakıldığında; Ek1.1-12'de verilen endoskopi görüntüleri üzerinde İBB bölütleme algoritması uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Şekil 5.17- 5.28'de verilmiştir. Şekil 5.17.a'da Ek1.1'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.17.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.17.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 17. İBB Görüntü bölütleme örneği-1

Şekil 5.18.a'da Ek1.2'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.18.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.18.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 18. İBB görüntü bölütleme örneği-2

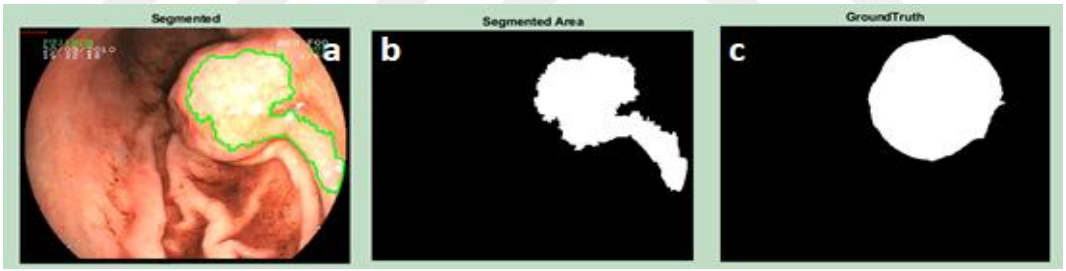
Şekil 5.19.a'da Ek1.3'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.19.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.19.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 19. İBB Görüntü bölütleme örneği-3

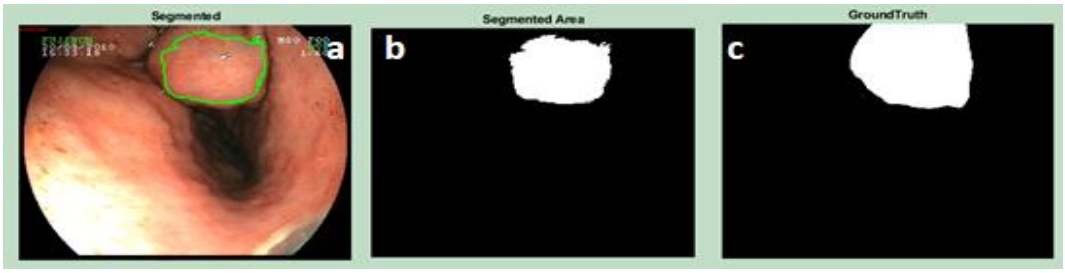
Şekil 5.20.a'da Ek1.4'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.20.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.20.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 20. İBB görüntü bölütleme örneği-4

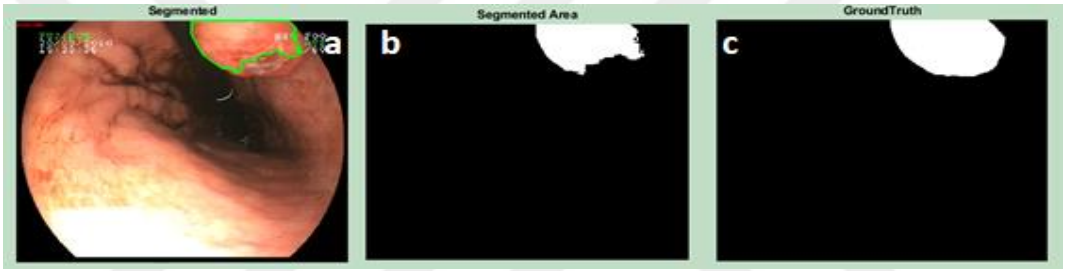
Şekil 5.21.a'da Ek1.5'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.21.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.21.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 21. İBB görüntü bölütleme örneği-5

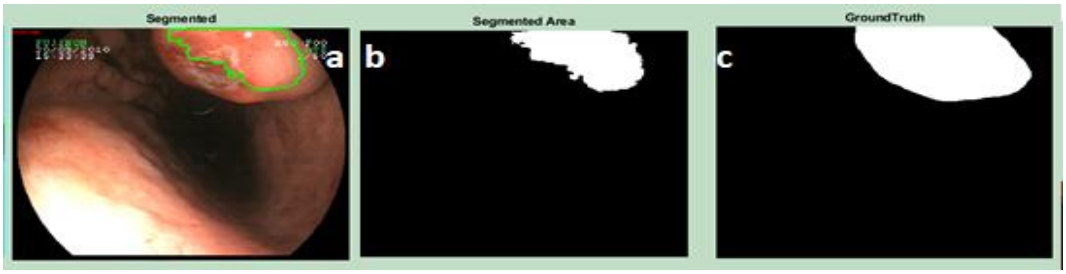
Şekil 5.22.a'da Ek1.6'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.22.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.22.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 22. İBB görüntü bölütleme örneği-6

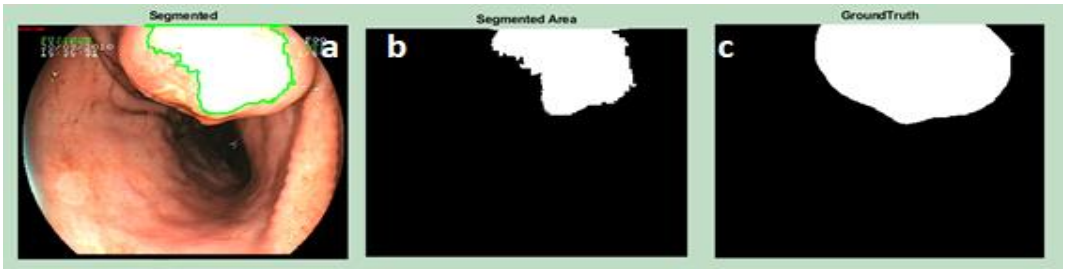
Şekil 5.23.a'da Ek1.7'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.23.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.23.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 23 İBB görüntü bölütleme örneği-7

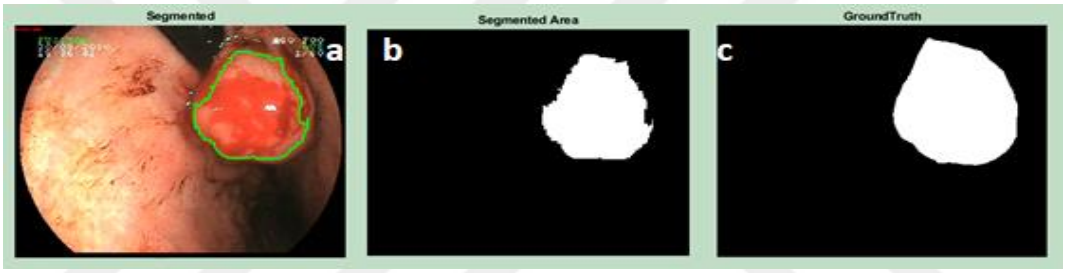
Şekil 5.24.a'da Ek1.8'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.24.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.24.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 24. İBB görüntü bölütleme örneği-8

Şekil 5.25.a'da Ek1.9'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.25.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.25.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 25. İBB görüntü bölütleme örneği-9

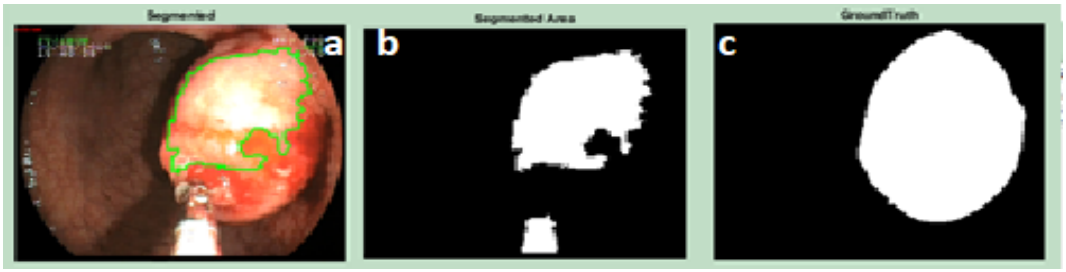
Şekil 5.26.a'da Ek1.10'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.26.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.26.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 26. İBB görüntü bölütleme örneği-10

Şekil 5.27.a'da Ek1.11'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.27.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.27.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 27. İBB görüntü bölütleme örneği-11

Şekil 5.28.a'da Ek1.12'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.28.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.28.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c.Uzman doktor tarafından belirlenen alan

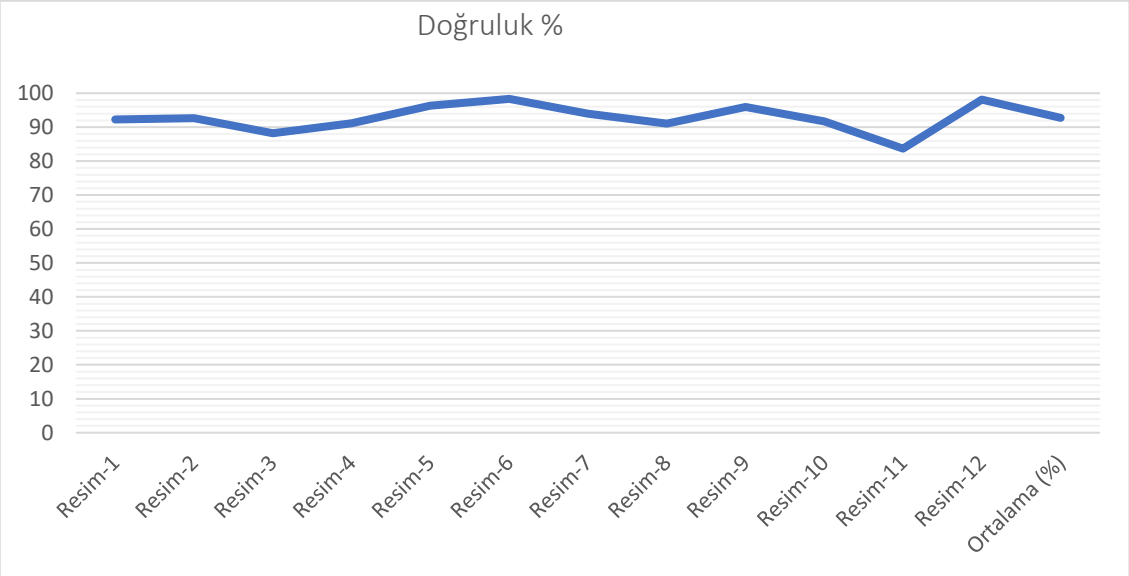
Şekil 5. 28. İBB görüntü bölütleme örneği-12

İBB bölütleme yöntemine göre üzerinde çalışmalar yaptığımız ve elde edilen sonuçlar Çizelge 5.2'de verilmiştir. Çizelge incelendiği zaman Doğruluk değerleri ortalaması %92.78, Duyarlılık değerleri ortalaması %65.46, Belirleyicilik değerleri ortalaması %97.72 ve ROC Eğrisi Performansı değerleri ortalaması %81.59 olarak bulunmuştur.

Çizelge 5. 2. İBB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları

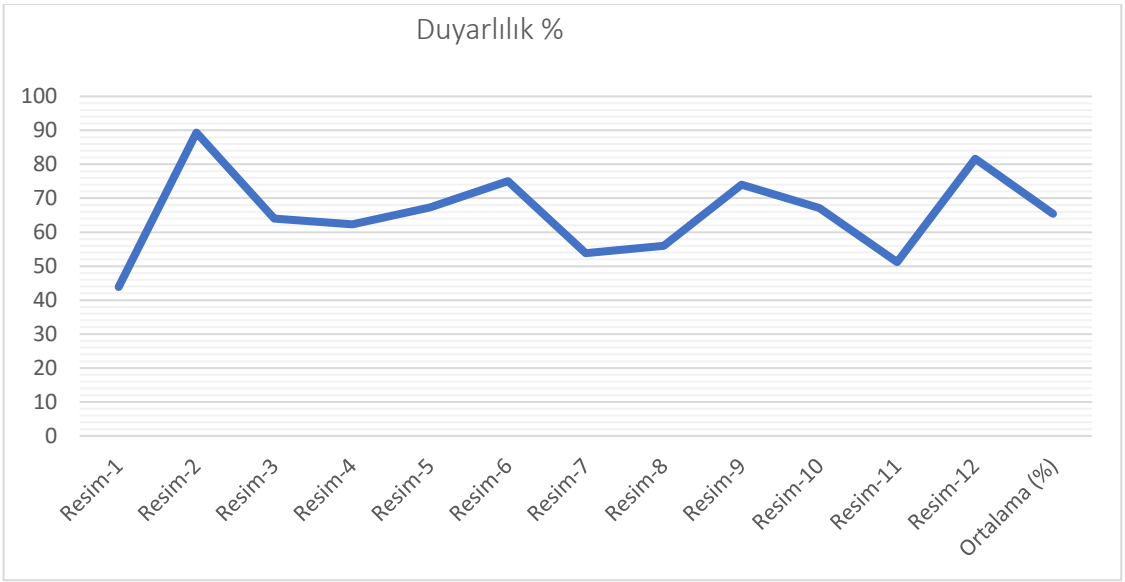
Uygulama Resim No	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğrisi Performansı
Resim-1	92.28	43.87	95.09	69.48
Resim-2	92.63	89.34	90.70	90.02
Resim-3	88.21	64.05	99.34	81.69
Resim-4	91.18	62.32	96.64	79.48
Resim-5	96.28	67.27	100	83.63
Resim-6	98.33	75.03	99.97	87.51
Resim-7	93.93	53.83	100	76.92
Resim-8	91.01	55.98	100	77.99
Resim-9	95.98	73.99	100	86.99
Resim-10	91.72	67.09	93.06	80.08
Resim-11	83.68	51.17	97.79	74.48
Resim-12	98.12	81.63	99.99	90.82
Ortalama (%)	92,78	65,46	97,72	81,59

Şekil 5.29'da Şekil 5.17-5.28 verilen İBB bölütleme sonuçlarına göre Doğruluk değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



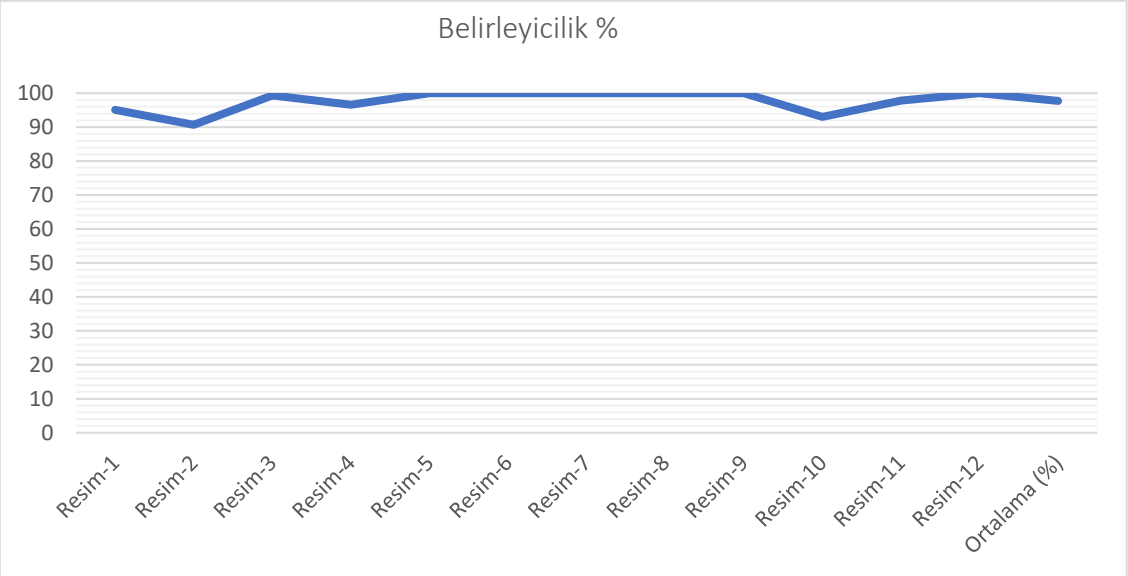
Şekil 5. 29. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.30'da Şekil 5.17-5.28 verilen İBB bölütleme sonuçlarına göre Duyarlılık değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



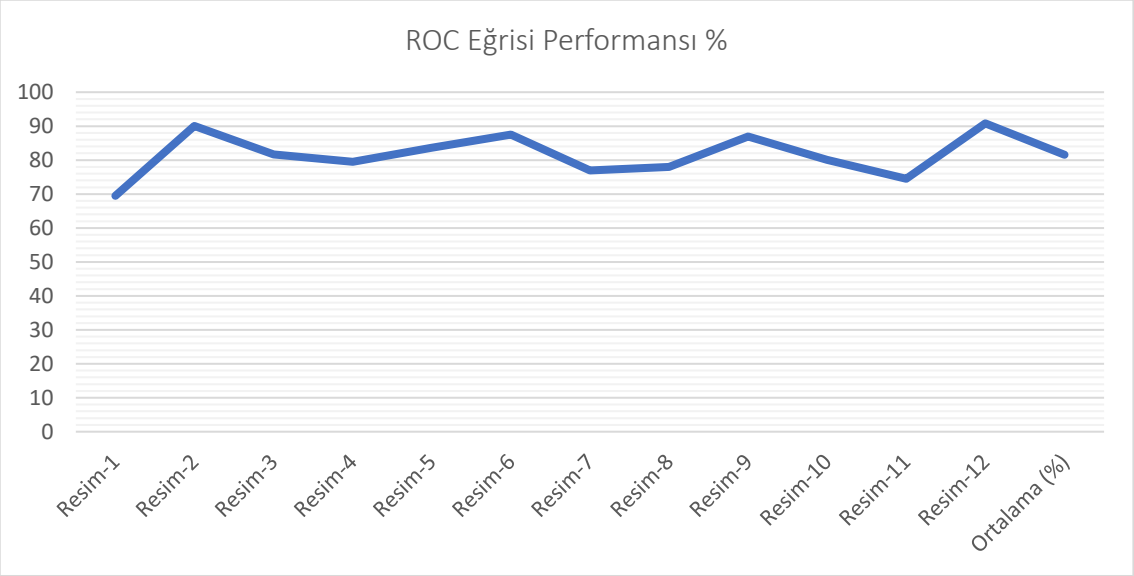
Şekil 5. 30. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.31'de Şekil 5.17-5.28 verilen İBB bölütleme sonuçlarına göre Belirleyicilik değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



Şekil 5. 31. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.32'de Şekil 5.17-5.28 verilen İBB bölütleme sonuçlarına göre ROC eğrisi performans değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



Şekil 5. 32. ROC Eğrisi Performans değerleri ve ortalamasına ait grafik

5.3. İstatistiksel Bölge Birleştirme İle Bölge Büyütme Algoritmasına Göre Bölütleme Sonuçları

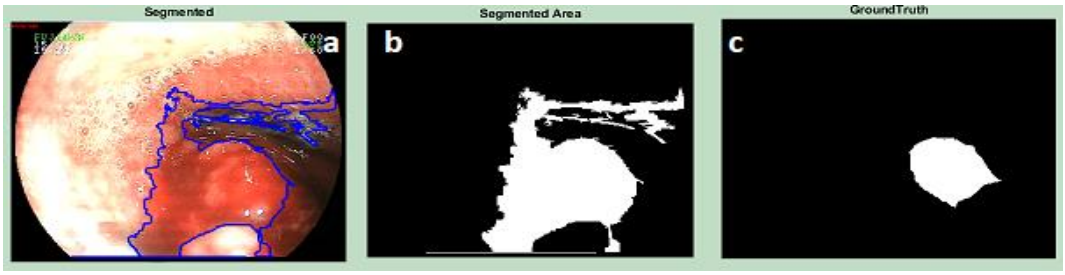
Çalışmada önerilen BKD sistemi yönteminin genel performansına bakıldığında; Ek1.1-12'de verilen endoskopi görüntüleri üzerinde İBBBB bölütleme algoritması uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Şekil 5.33- 5.44'de verilmiştir. Şekil 5.33.a'da Ek1.1'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.33.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.33.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 33. İBBBB görüntü bölütleme örneği-1

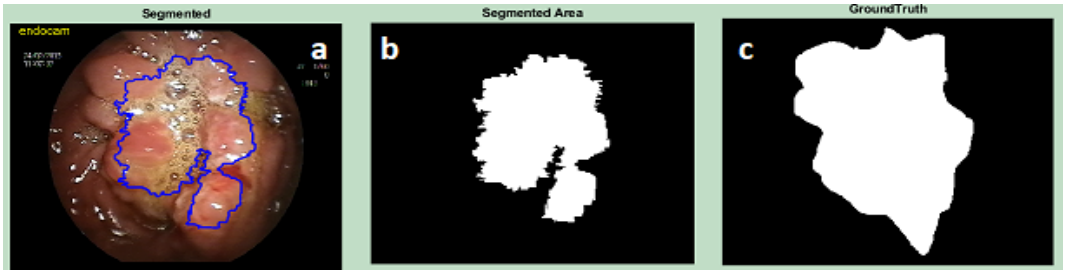
Şekil 5.34.a'da Ek1.2'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.34.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.34.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 34. İBBBB görüntü bölütleme örneği-2

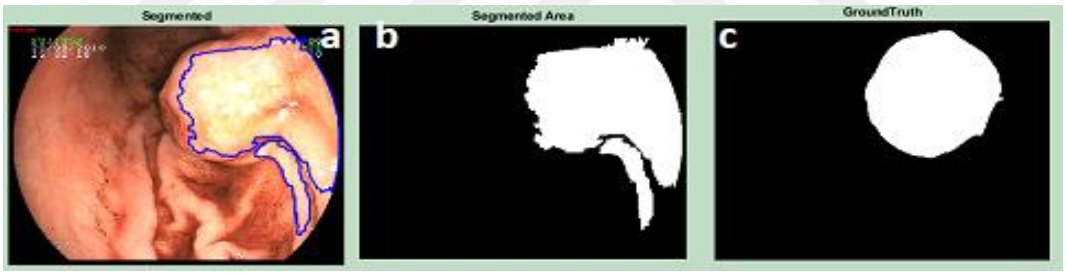
Şekil 5.35.a'da Ek1.3'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.35.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.35.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 35. İBBBB görüntü bölütleme örneği-3

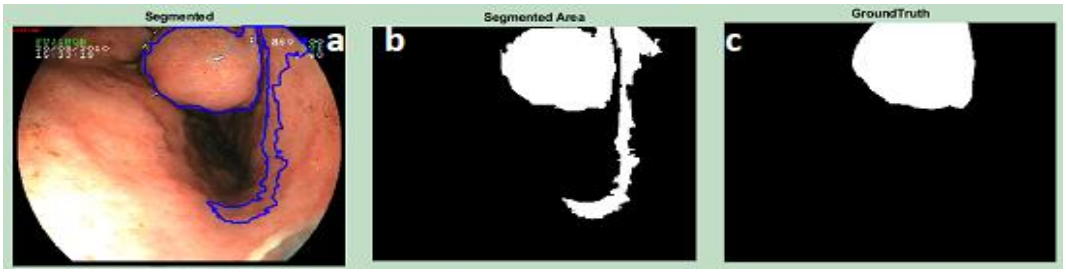
Şekil 5.36.a'da Ek1.4'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.36.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.36.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 36 İBBBB Görüntü bölütleme örneği-4

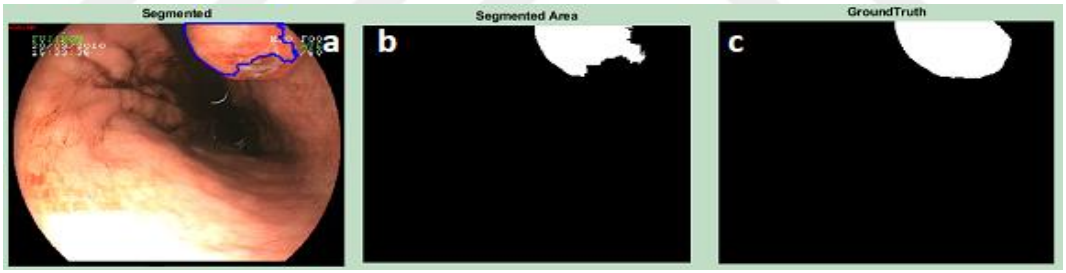
Şekil 5.37.a'da Ek1.5'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.37.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.37.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 37. İBBBB görüntü bölütleme örneği-5

Şekil 5.38.a'da Ek1.6'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.38.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.38.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 38. İBBBB görüntü bölütleme örneği-6

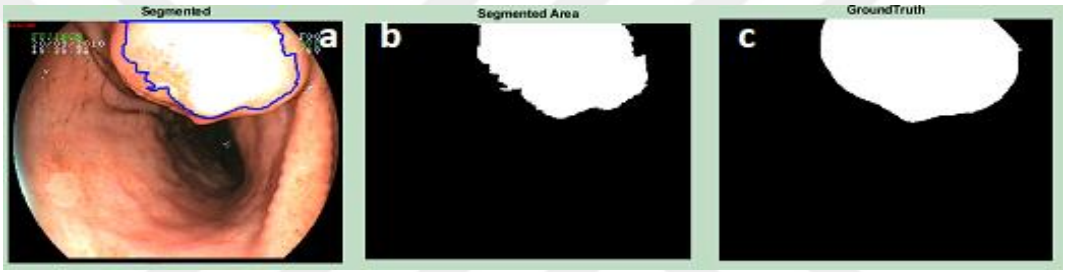
Şekil 5.39.a'da Ek1.7'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.39.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.39.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 39. İBBBB görüntü bölütleme örneği-7

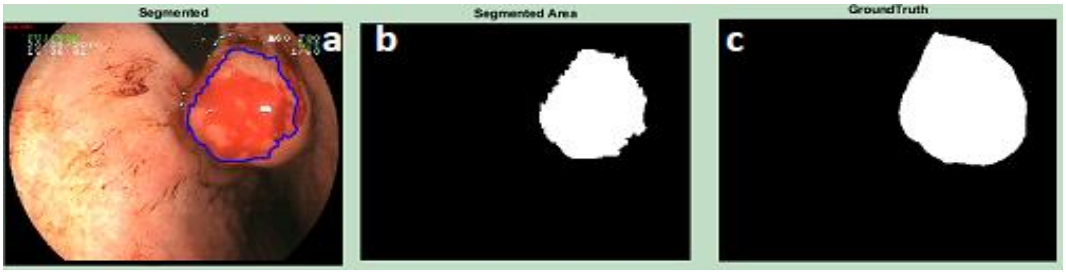
Şekil 5.40.a'da Ek1.8'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.40.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.40.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 40. İBBBB görüntü bölütleme örneği-8

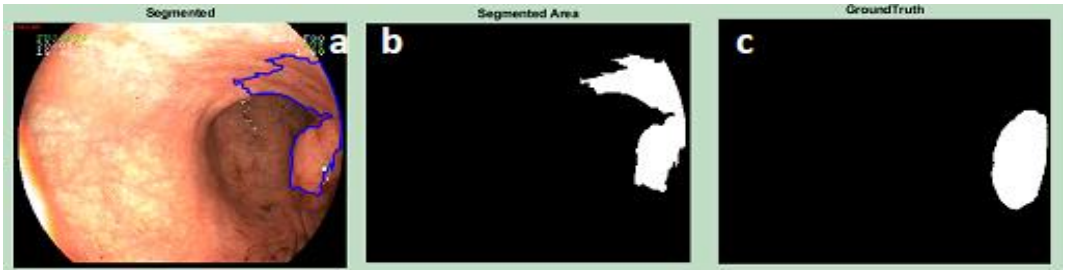
Şekil 5.41.a'da Ek1.9'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.41.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.41.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 41. İBBBB görüntü bölütleme örneği-9

Şekil 5.42.a'da Ek1.10'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.42.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.42.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 42. İBBBB Görüntü bölütleme örneği-10

Şekil 5.43.a'da Ek1.11'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.43.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.43.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

Şekil 5. 43. İBBBB görüntü bölütleme örneği-11

Şekil 5.44.a'da Ek1.12'da verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanı, Şekil 5.44.b'de bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.44.c'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Bölütlenmiş alan, c. Uzman doktor tarafından belirlenen alan

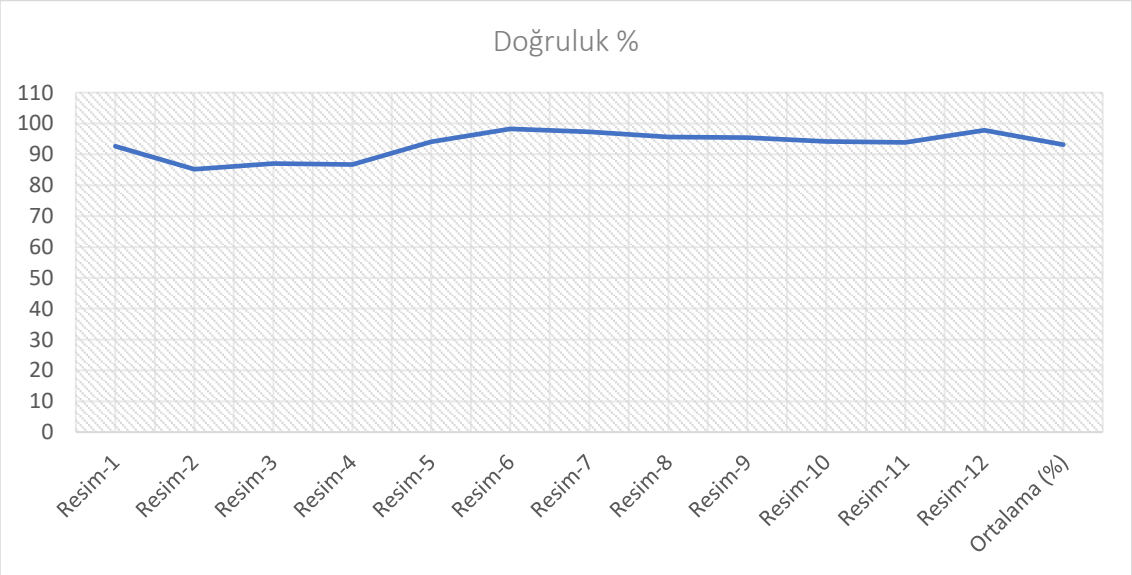
Şekil 5. 44. İBBBB görüntü bölütleme örneği-12

İBBBB bölütleme yöntemine göre üzerinde çalışmalar ve elde edilen yaptığımız sonuçlar Çizelge 5.3'de verilmiştir. Çizelge incelendiği zaman Doğruluk değerleri ortalaması %93.18, Duyarlılık değerleri ortalaması %76.91, Belirleyicilik değerleri ortalaması %95.88 ve ROC eğrisi performansı değerleri ortalaması %86.4 olduğu gösterilmektedir.

Çizelge 5. 3. İBBBB bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları

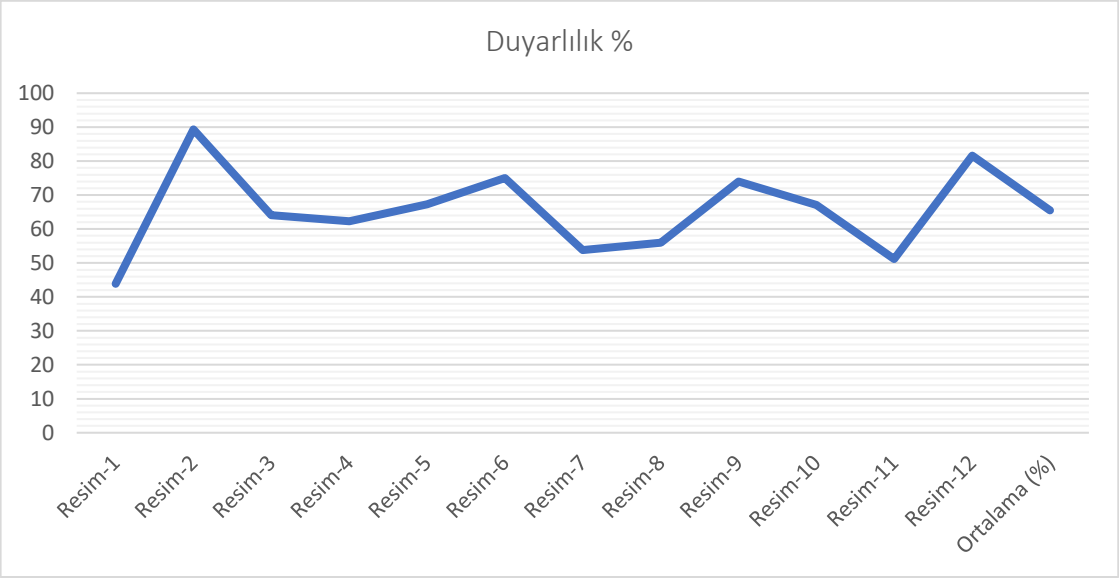
Uygulama Resim No	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğrisi Performansı
Resim-1	92.60	52.88	94.9	73.89
Resim-2	85.18	99.43	84.44	91.93
Resim-3	87.05	60.05	99.49	79.77
Resim-4	86.76	76.31	88.74	82.52
Resim-5	94.10	91.7	94.40	93.05
Resim-6	98.25	73.90	99.97	86.93
Resim-7	97.31	79.73	99.97	89.85
Resim-8	95.66	78.57	100	89.37
Resim-9	95.42	70.41	99.99	85.20
Resim-10	94.16	64.83	95.76	80.3
Resim-11	93.88	96.14	92.90	94.52
Resim-12	97.84	78.92	99.99	89.46
Ortalama (%)	93.18	76.91	95.88	86.40

Şekil 5.45'de Şekil 5.33-5.44 verilen İBBBB bölütleme sonuçlarına göre elde edilmiş Doğruluk değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



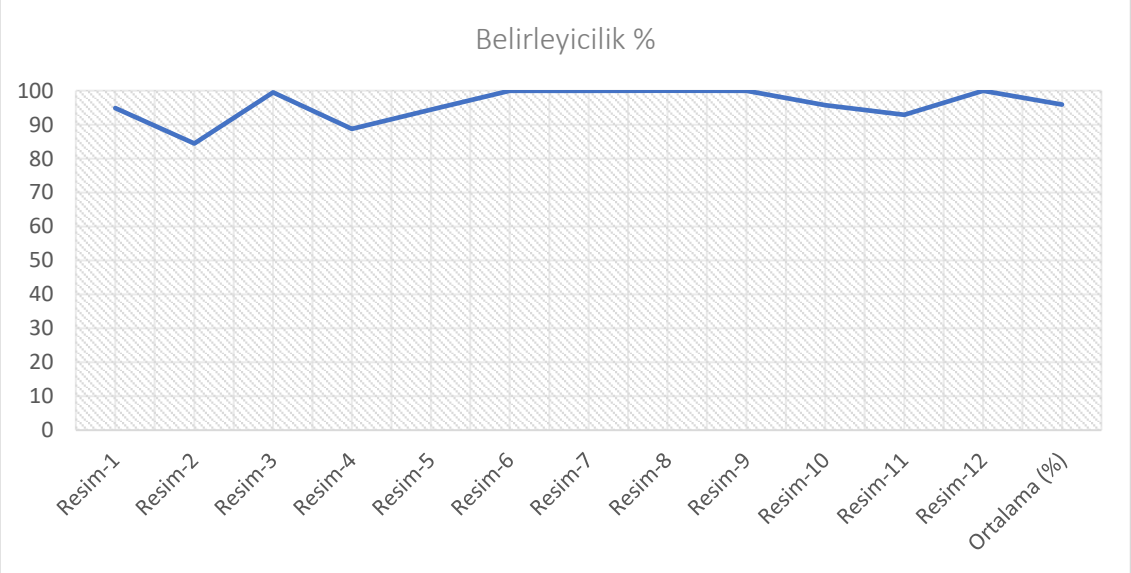
Şekil 5. 45. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.46'da Şekil 5.33-5.44 verilen İBBBB bölütleme sonuçlarına göre elde edilmiş Duyarlılık değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



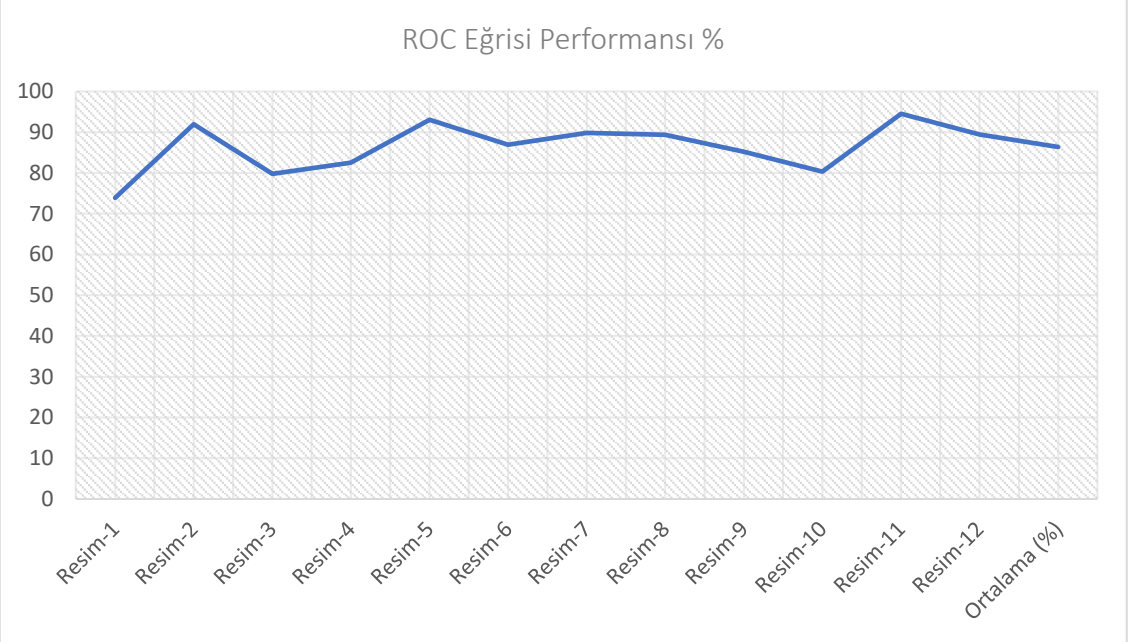
Şekil 5. 46. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.47'de Şekil 5.33-5.44 verilen İBBBB bölütleme sonuçlarına göre elde edilmiş Belirleyicilik değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



Şekil 5. 47. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik

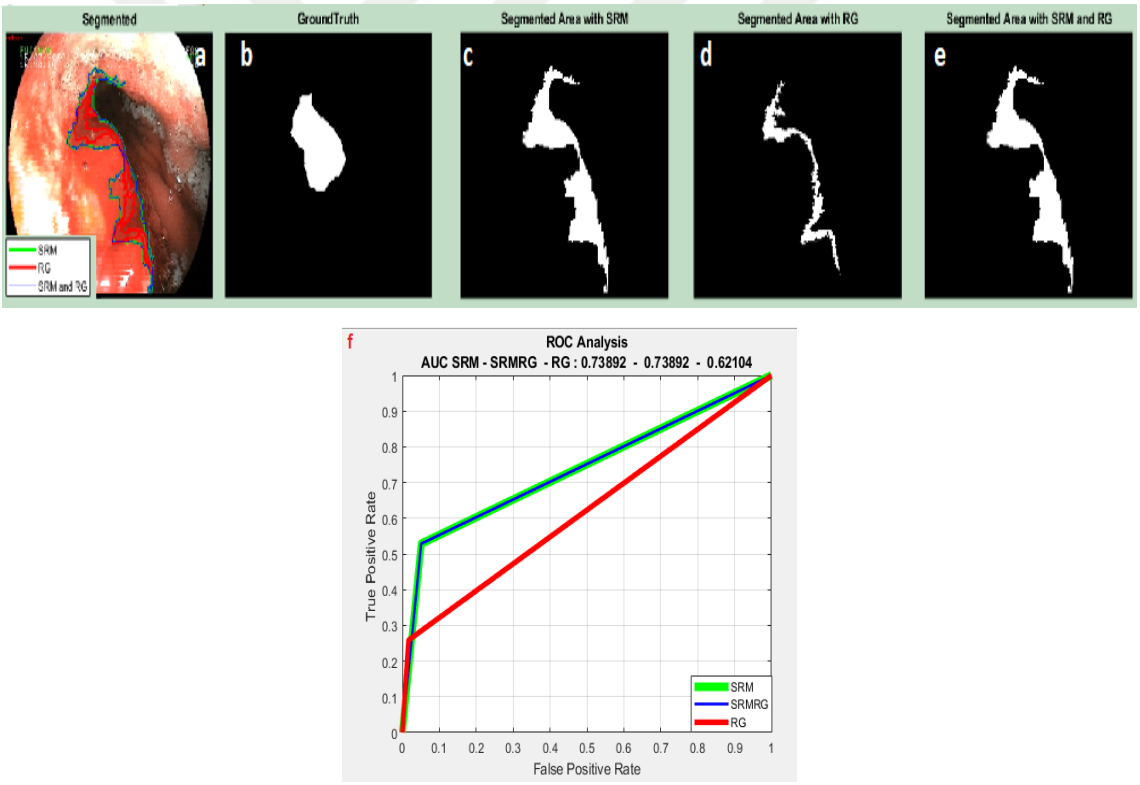
Şekil 5.48'de Şekil 5.33-5.44 verilen İBBBB bölütleme sonuçlarına göre elde edilmiş ROC eğrisi performans değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



Şekil 5. 48. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik

5.4. Üçlü Algoritmaya Göre Bölütleme Sonuçları

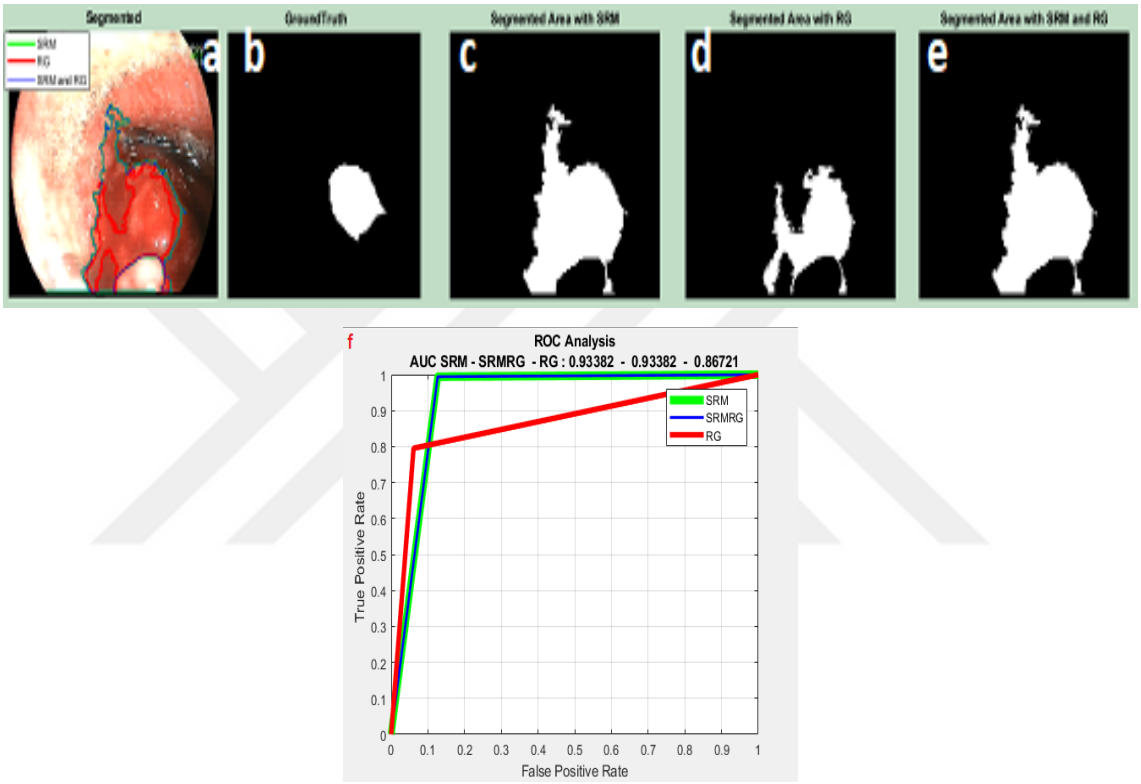
Çalışmada önerilen BKD sistemi yönteminin genel performansına bakıldığında; Ek1.1-12'de verilen endoskopi görüntüleri üzerinde üç bölütleme algoritması uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Şekil 5.49- 5.60'de verilmiştir. Şekil 5.49.a'da Ek1.1'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.49.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.49.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.49.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.49.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.49.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 49. Üçlü görüntü bölütleme örneği-1

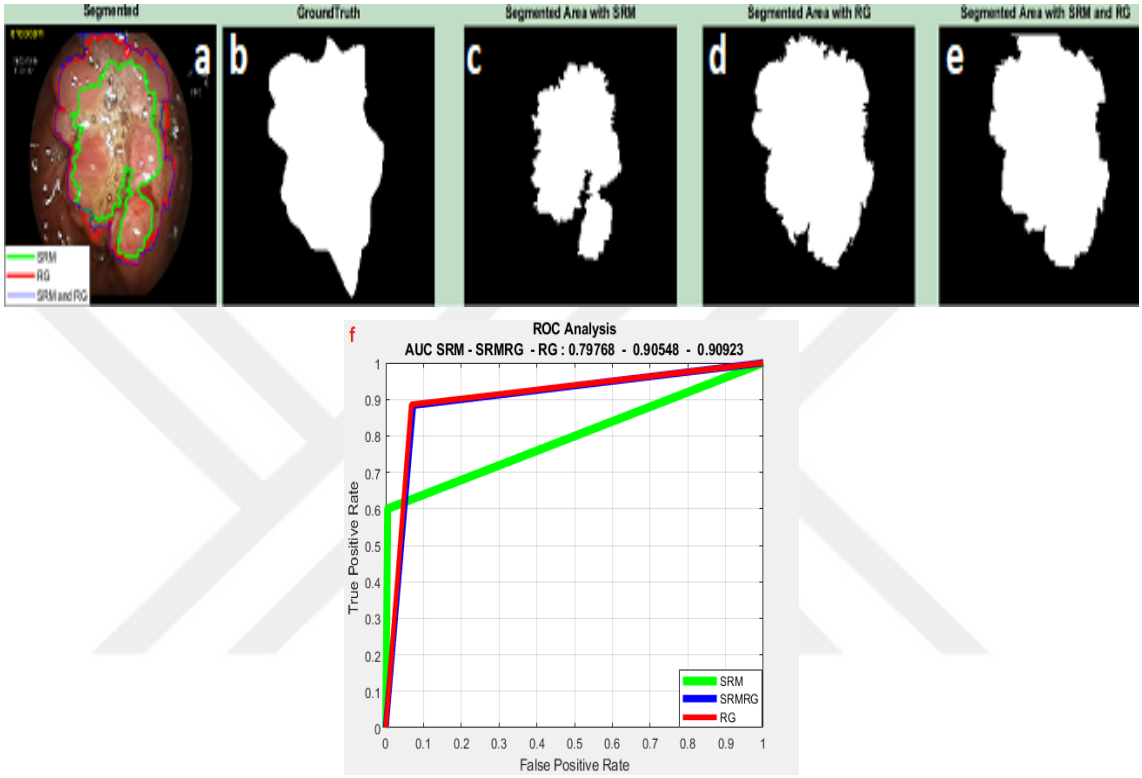
Şekil 5.50.a'da Ek1.2'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.50.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.50.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.50.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.50.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.50.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 50. Üçlü görüntü bölütleme örneği-2

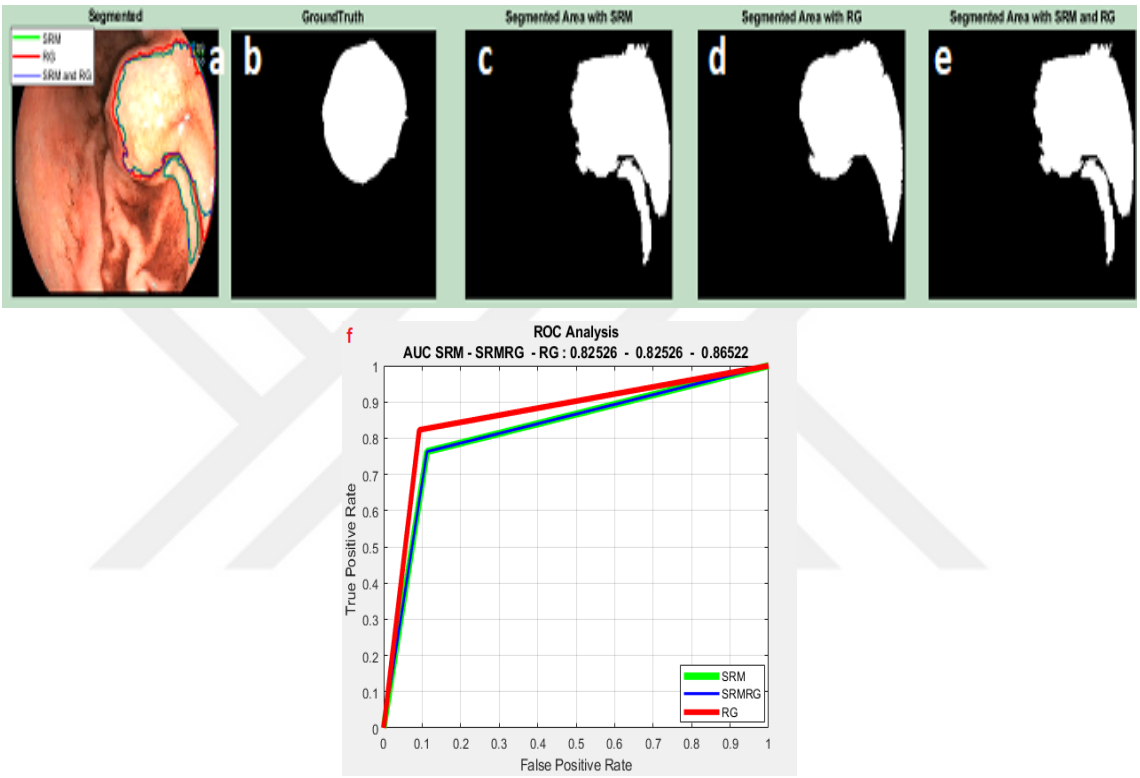
Şekil 5.51.a'da Ek1.3'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.51.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.51.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.51.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.51.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.51.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 51. Üçlü görüntü bölütleme örneği-3

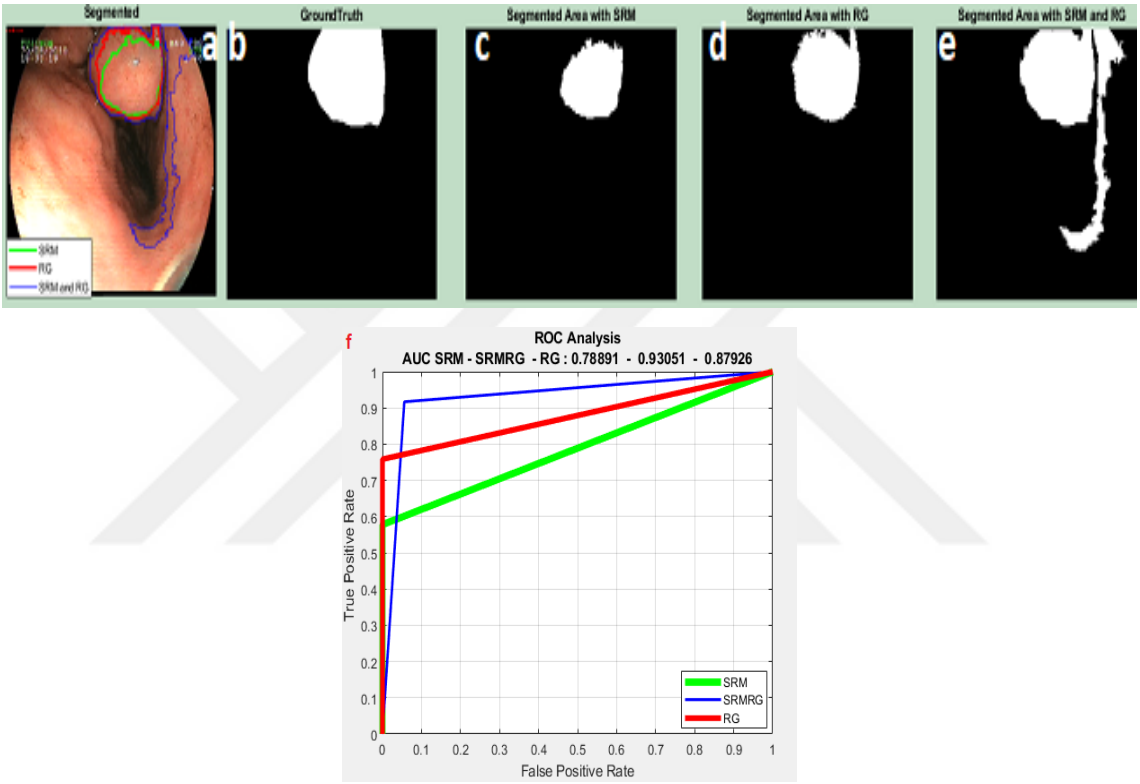
Şekil 5.52.a'da Ek1.4'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.52.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.52.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.52.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.52.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.52.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f.Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 52. Üçlü görüntü bölütleme örneği-4

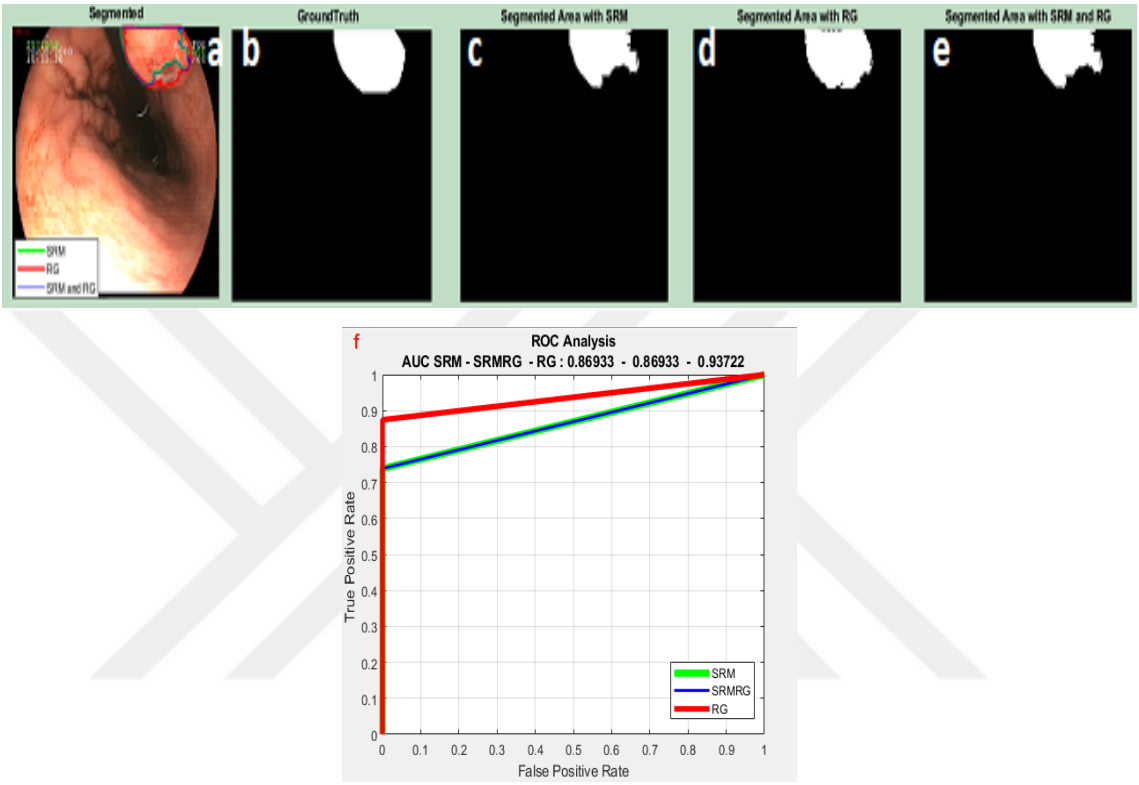
Şekil 5.53.a'da Ek1.5'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.53.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.53.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.53.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.53.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.53.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 53. Üçlü görüntü bölütleme örneği-5

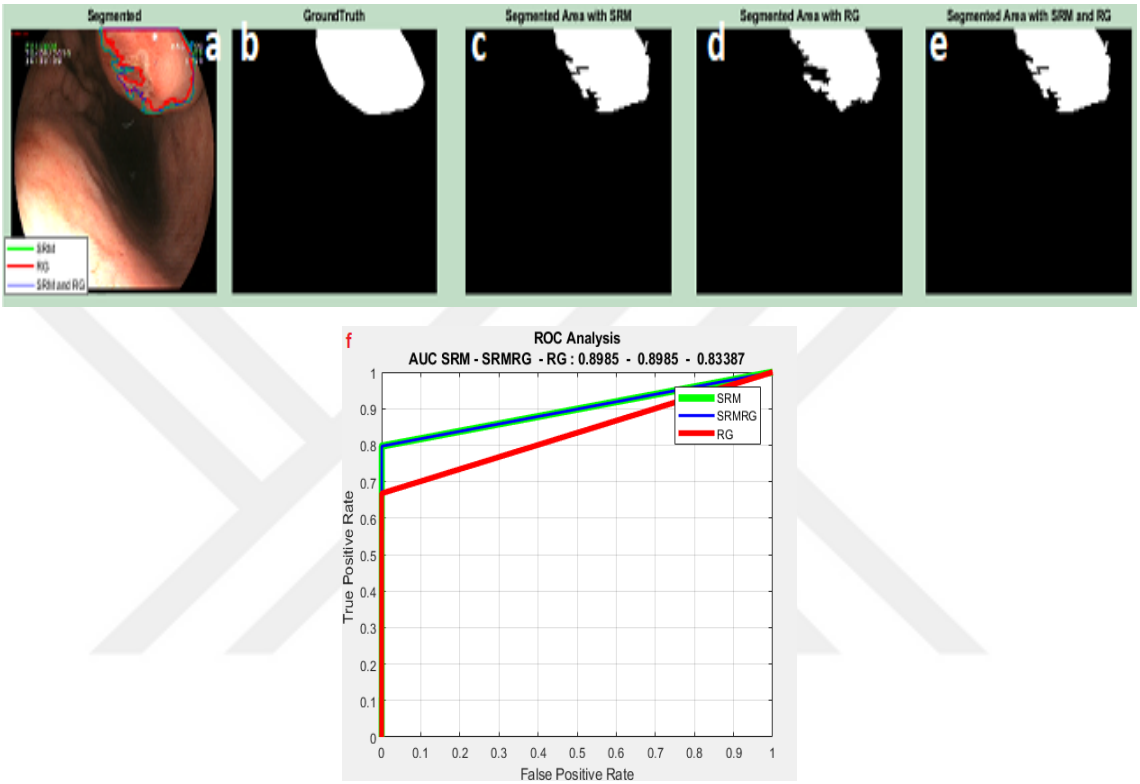
Şekil 5.54.a'da Ek1.6'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.54.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.54.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.54.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.54.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.54.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 54. Üçlü görüntü bölütleme örneği-6

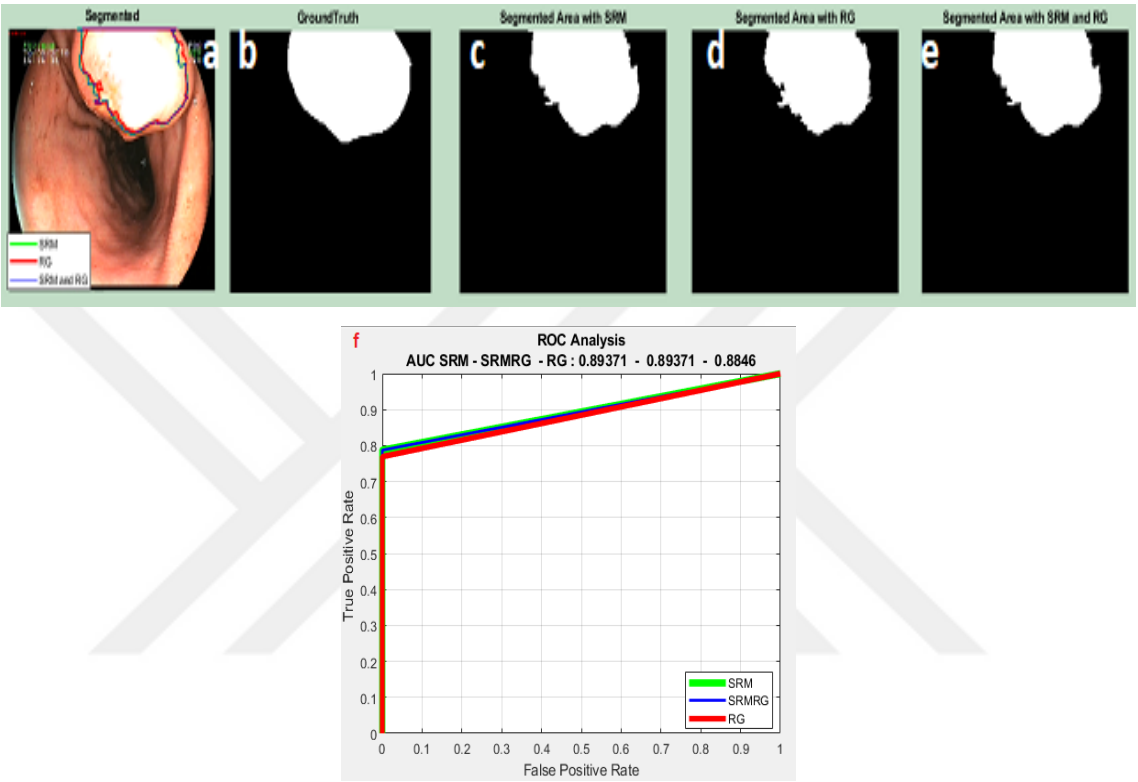
Şekil 5.55.a'da Ek1.7'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.55.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.55.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.55.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.55.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.55.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 55. Üçlü görüntü bölütleme örneği-7

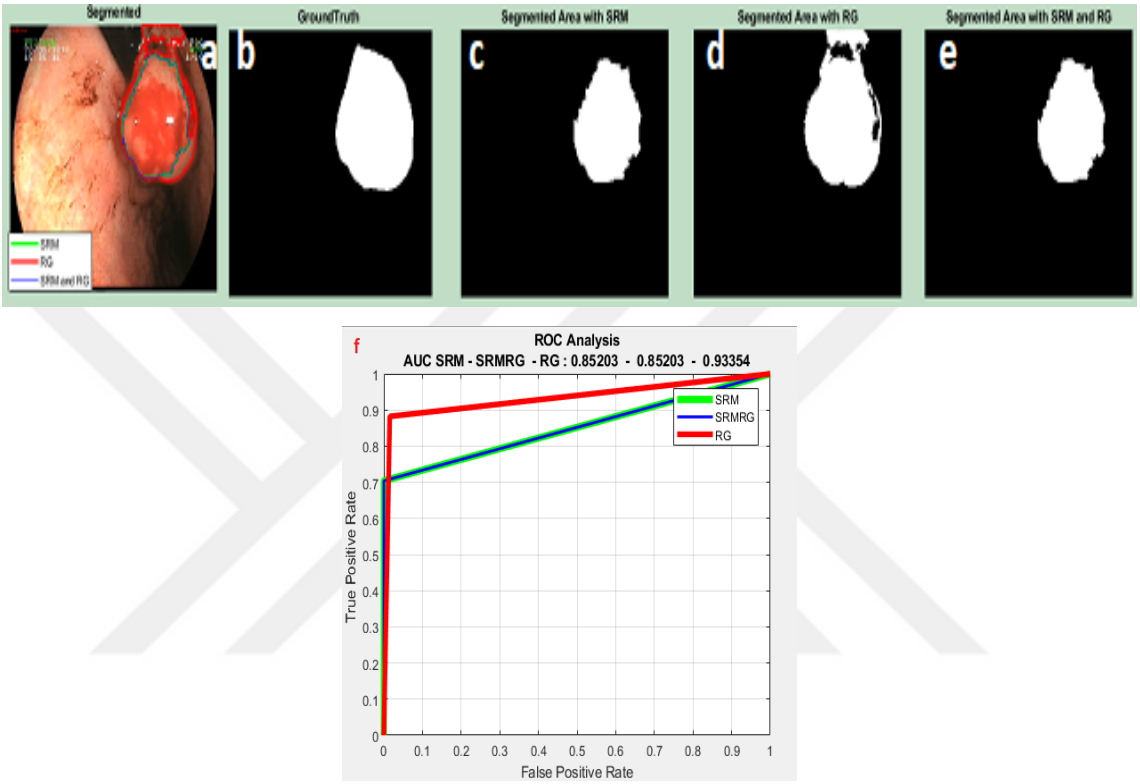
Şekil 5.56.a'da Ek1.8'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.56.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.56.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.56.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.56.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.56.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 56. Üçlü görüntü bölütleme örneği-8

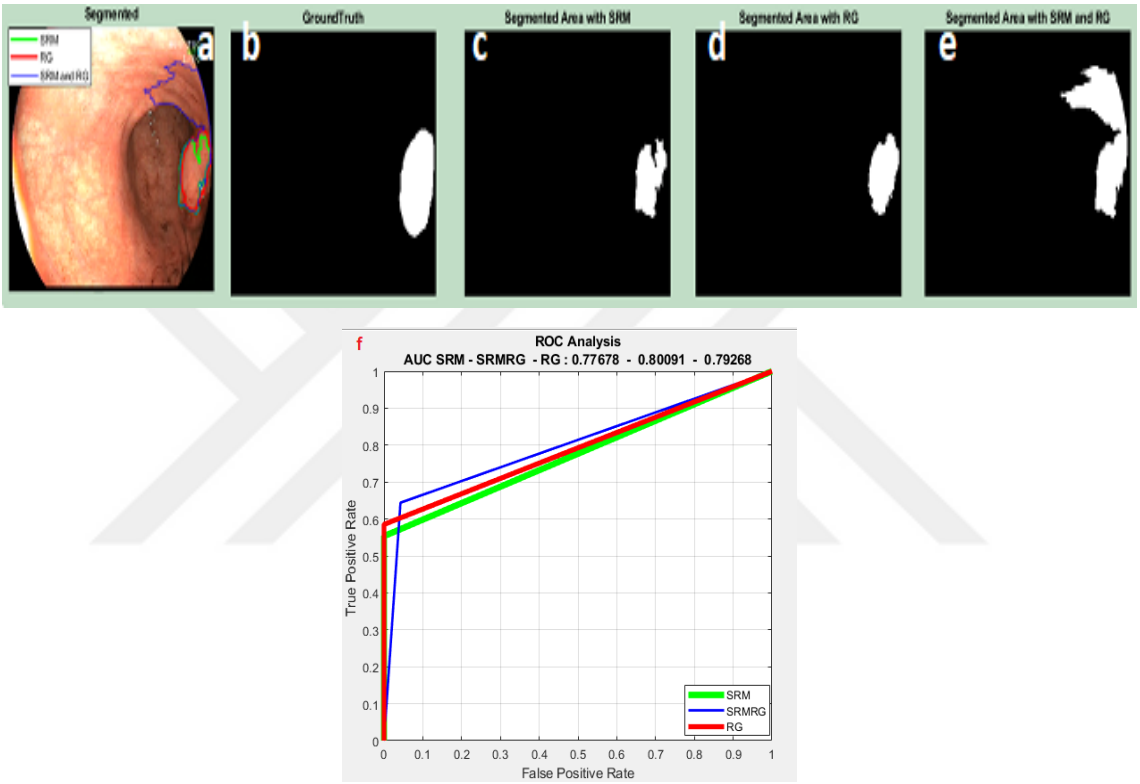
Şekil 5.57.a'da Ek1.9'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.57.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.57.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.57.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.57.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.57.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 57. Üçlü görüntü bölütleme örneği-9

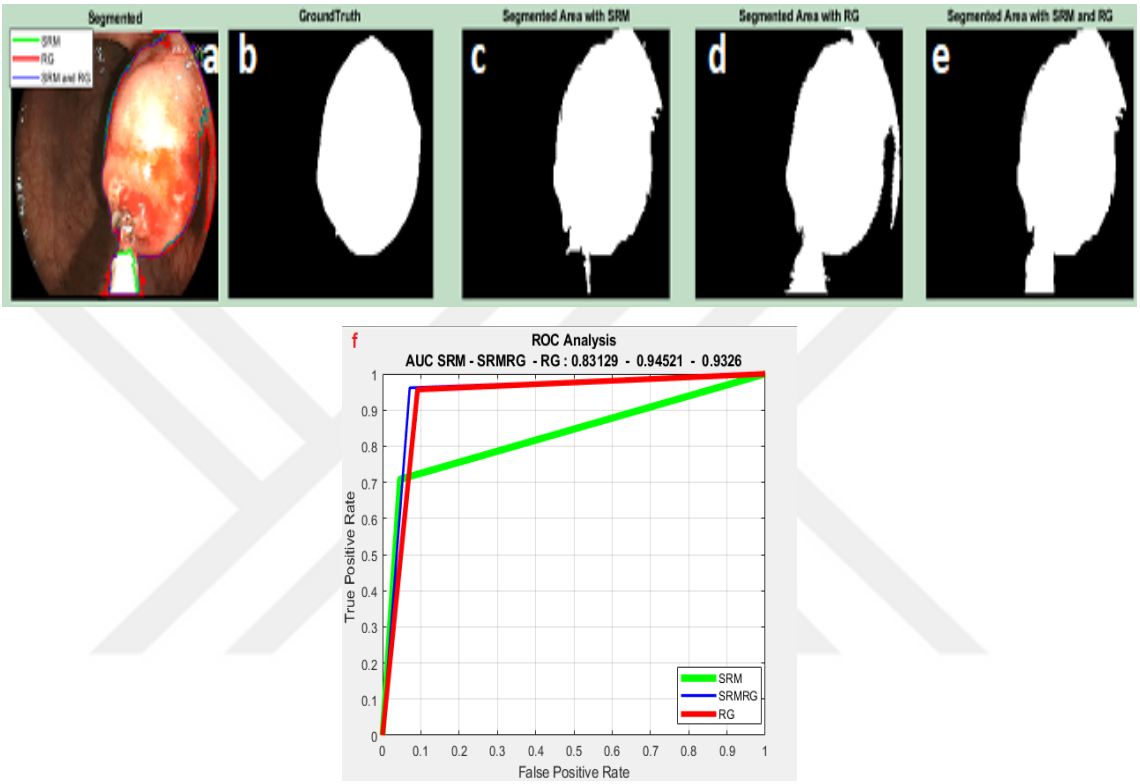
Şekil 5.58.a'da Ek1.10'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.58.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.58.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.58.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.58.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.58.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir. Burada bölütlenen alanlara bakıldığı zaman, uzman doktorun belirlediği alandan hariç olarak BKD sisteminin belirlediği alandan da ekstra biyopsi yapılması tavsiye edilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 58. Üçlü görüntü bölütleme örneği-10

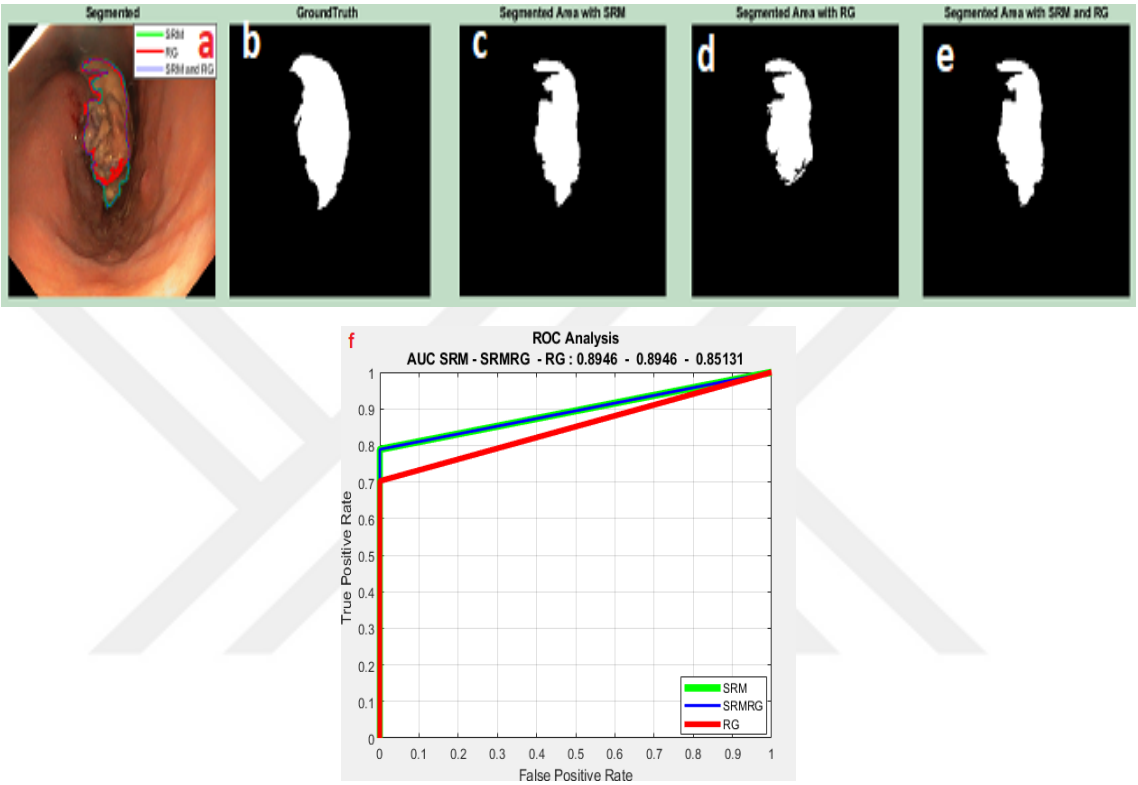
Şekil 5.59.a'da Ek1.11'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.59.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.59.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.59.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.59.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.59.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

Şekil 5. 59. Üçlü görüntü bölütleme örneği-11

Şekil 5.60.a'da Ek1.12'de verilen endoskopi görüntüsü üzerinde tespit edilen bölütleme alanları, Şekil 5.60.b'de uzman doktor gözüyle kanserli alan olarak belirlenmiş alan, Şekil 5.60.c'de İBB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.60.d'de BB ile bölütlenmiş görüntü, Şekil 5.60.e'de İBBBB ile bölütlenmiş görüntü ve Şekil 5.60.f'de üç yöntemden elde edilen ROC eğrisi performans değerleri gösterilmektedir.



a. Bölütleme yapılmış görüntü, b. Uzman doktor tarafından belirlenen alan c. İBB ile bölütlenmiş alan d. BB ile bölütlenmiş alan e. İBBBB ile bölütlenmiş alan f. Üç yöntemin ROC eğrisi performans grafiği

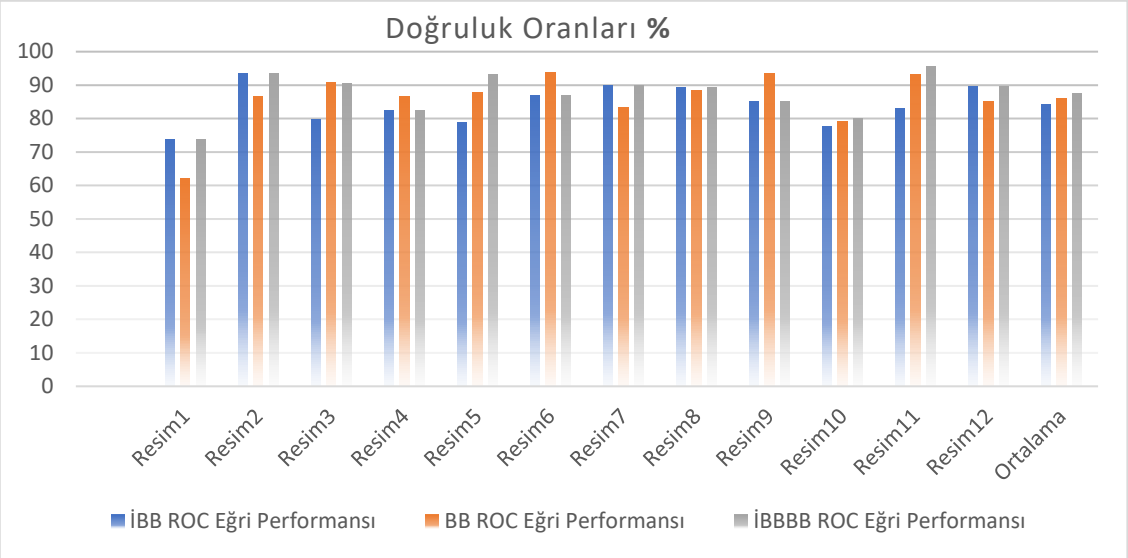
Şekil 5. 60. Üçlü görüntü bölütleme örneği-12

Üç bölütleme yöntemi aynı anda çalıştırıldığı zaman ve elde edilen sonuçlar Çizelge 5.4'de verilmiştir. Çizelge incelendiği zaman İBB bölütleme yönteminin Doğruluk değerleri ortalaması %93.31, Duyarlılık değerleri ortalaması %71.20, Belirleyicilik değerleri ortalaması %97.15 ve ROC Eğrisi Performansı değerleri ortalaması %84.17 olarak bulunmuştur. BB bölütleme yönteminin Doğruluk değerleri ortalaması %95.01, Duyarlılık değerleri ortalaması %74.67, Belirleyicilik değerleri ortalaması %97.13 ve ROC Eğrisi Performansı değerleri ortalaması %85.90 olarak bulunmuştur. İBBBB bölütleme yönteminin Doğruluk değerleri ortalaması %93.77, Duyarlılık değerleri ortalaması %79.25, Belirleyicilik değerleri ortalaması %95.56 ve ROC Eğrisi Performansı değerleri ortalaması %87.49 olarak bulunmuştur.

Çizelge 5. 4. Üç bölütleme işleminin Doğruluk, Duyarlılık, Belirleyicilik, ROC eğrisi performans sonuçları

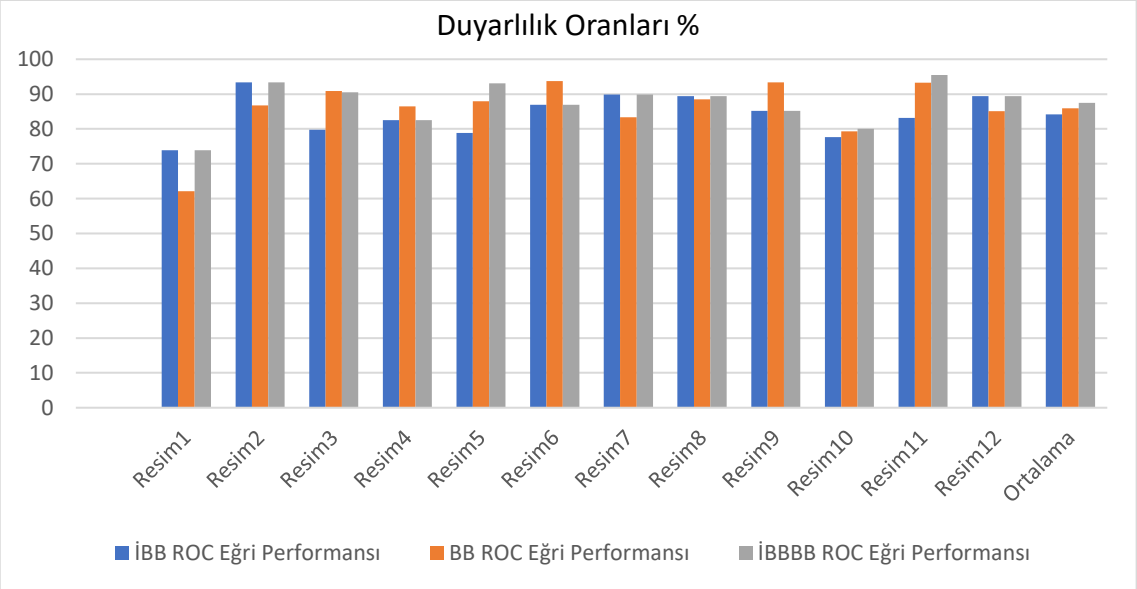
Uygulama Resim No	İBB Bölütleme			
	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğri Performansı
Resim1	92.6	52.88	94.9	73.89
Resim2	87.93	99.43	87.33	93.38
Resim3	87.05	60.05	99.49	79.77
Resim4	86.76	76.31	88.74	82.53
Resim5	95.21	57.78	100	78.89
Resim6	98.25	73.9	99.97	86.93
Resim7	97.31	79.73	99.97	89.85
Resim8	95.66	78.74	100	89.37
Resim9	95.43	70.41	99.99	85.2
Resim10	97.68	55.36	99.99	77.68
Resim11	87.98	70.83	95.43	83.13
Resim12	97.84	78.92	99.99	89.46
Ortalama	93.31	71.20	97.15	84.17
Uygulama Resim No	BB Bölütleme			
	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğri Performansı
Resim1	94.38	25.86	98.348	62.1
Resim2	93.19	79.54	93.9	86.72
Resim3	91.78	88.6	93.24	90.92
Resim4	89.41	82.29	90.75	86.52
Resim5	97.26	75.85	99.99	87.93
Resim6	99.17	87.45	99.99	93.72
Resim7	95.63	66.77	100	83.39
Resim8	95.29	76.92	100	88.46
Resim9	96.89	88.24	98.47	93.36
Resim10	97.85	58.54	100	79.27
Resim11	92.31	95.67	90.85	93.26
Resim12	96.95	70.27	99.99	85.13
Ortalama	95.01	74.67	97.13	85.90
Uygulama Resim No	İBBBB Bölütleme			
	Doğruluk	Duyarlılık	Belirleyicilik	ROC Eğri Performansı
Resim1	92.6	52.88	94.9	73.89
Resim2	87.93	99.43	87.33	93.38
Resim3	91.35	88.37	92.72	90.55
Resim4	86.76	76.31	88.74	82.53
Resim5	94.1	91.7	94.4	93.05
Resim6	98.25	73.9	99.97	86.93
Resim7	97.31	79.73	99.97	89.85
Resim8	95.66	78.74	100	89.37
Resim9	95.43	70.41	99.99	85.2
Resim10	94.14	64.42	95.76	80.09
Resim11	93.88	96.14	92.9	95.52
Resim12	97.84	78.92	99.99	89.46
Ortalama	93.77	79.25	95.56	87.49

Şekil 5.61'de Şekil 5.49-5.60 verilen üç bölütleme yöntemi sonuçlarına göre Doğruluk değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



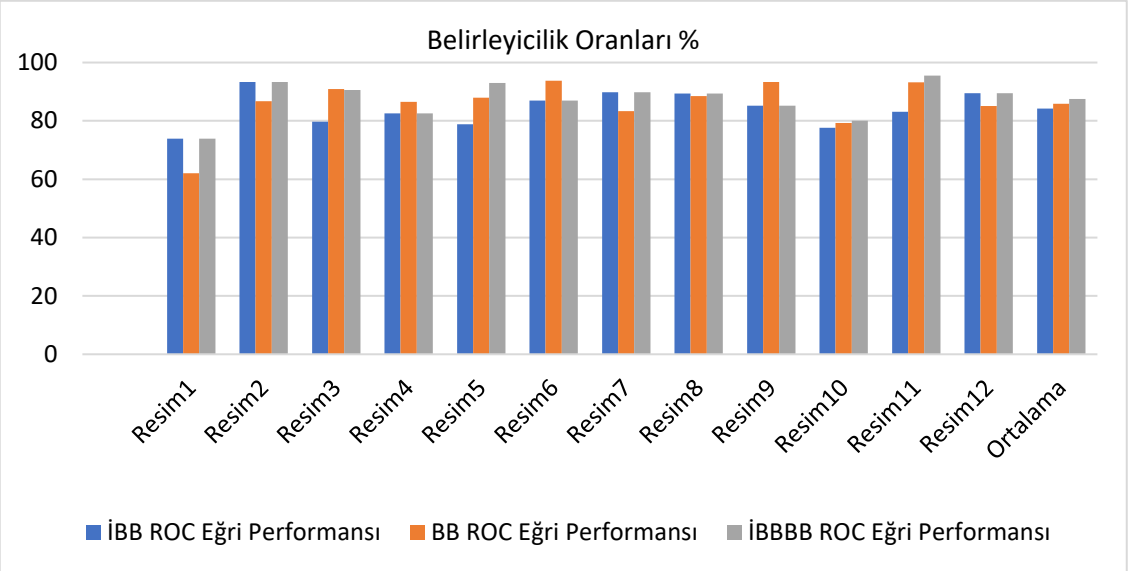
Şekil 5. 61. Doğruluk değerleri ve ortalamasına ait grafiği

Şekil 5.62'de Şekil 5.49-5.60 verilen üç bölütleme yöntemi sonuçlarına göre Duyarlılık değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



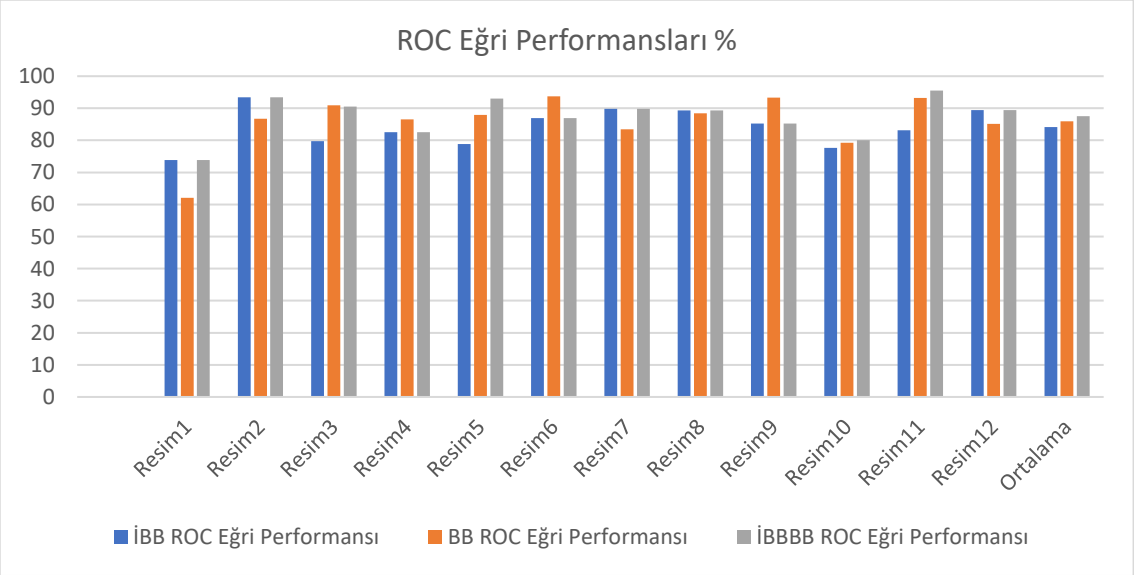
Şekil 5. 62. Duyarlılık değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.63'de Şekil 5.49-5.60 verilen üç bölütleme yöntemi sonuçlarına göre Belirleyicilik değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir



Şekil 5. 63. Belirleyicilik değerleri ve ortalamasına ait grafik

Şekil 5.64'de Şekil 5.49-5.60 verilen üç bölütleme yöntemi sonuçlarına göre ROC eğri performansı değerleri ve bu değerlerin ortalamasına ait grafik gösterilmektedir.



Şekil 5. 64. ROC eğrisi performans değerleri ve ortalamasına ait grafik

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Medikal alanda görüntü işleme ile yapılan Bilgisayar Destekli Tanı (BDT) çalışmalarının amacı, farklı şekillerde elde edilen görüntüleme ve tarama teknolojileri vasıtasıyla uzman doktorlar tarafından yapılan tanı koymaya yardımcı olabilecek şekilde bir yazılım geliştirmektir. Bu yazılım mide kanseri teşhisinde, uzman gastroenterologlara adeta ikinci bir göz gibi yardım sağlarlar. Şüpheli bir bölgede olası kanser oluşumunu tanıyabilmek ve şüpheli olabilecek alanlara teşhis koyabilmek hasta açısından hayati önem taşımaktadır. Yayılmış olan bir kanser vakasında hastayı kurtarmak çoğunlukla mümkün olamamaktadır. BDT ile gözden kaçabilecek kanserli alanı ortaya çıkarmak amaçlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, doktorlara, görüntü işleme tekniklerine dayalı bilgisayarlı karar destek sistemi ile mide kanseri teşhisinde, kanserli bölgenin belirlenmesi ve bu alanlar üzerinde biyopsi alınması yönünde öneri sunulmaktadır. Çalışmada midedeki kitleleri tespit etme işlemi görüntü bölütleme ile gerçekleştirilmiştir. Bunun için, Bölge Büyütme (*Region Growing*) algoritması, İstatistiksek Bölge Birleştirme (*Statistical Region Merging*) algoritması ve İstatistiksel Bölge Birleştirme yapıldıktan sonra Bölge Büyütme (*Statistical Region Merging with Region Growing*) algoritması üzerinde çalışılmıştır.

Tamamı MATLAB paket programı (Version R2017b) kod arayüzünde kodlama yapılarak hazırlanan tez çalışmasında önerilen görüntü işleme teknikleri (BB, İBB, İBBBB) kullanarak oluşturulan BKD sisteminin genel performansına bakıldığında; elimizdeki endoskopi görüntüleri üzerinde her yöntem ayrı ayrı uygulandığında;

- BB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %99.63 en düşük tanı doğruluğu %82.09,
- İBB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %98.33 en düşük tanı doğruluğu %83.68,
- İBBBB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %98.25 en düşük tanı doğruluğu %85.18

elde edilmiştir.

Endoskopi görüntülerinin aynı anda üç bölütleme yöntemine göre elde edilen değerlere göre;

- BB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %99.17 en düşük tanı doğruluğu %89.41'dir.
- İBB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %98.25 en düşük tanı doğruluğu %86.76'dır.
- İBBBB bölütleme yönteminde en yüksek tanı doğruluğunun %98.25 en düşük tanı doğruluğu %86.76'dır.

Elde edilmiştir.

Literatürde endeskopi görüntüleri ile çalışmalara rastlanmamış ancak Ural ve ark., 2016, BT ile mide kanserinin tespit edilmesinde max. %83.31 doğruluk derecesiyle tespit edebilmişlerken gerçekleştirilen bu çalışmada verilen değerlere göre en düşük doğruluk değerinin %82.09 ve en yüksek değerin %99.63 arasında olduğunu gösterilmektedir. Bu da endoskopi görüntüleri üzerinde başarılı bir bölütleme yapıldığını göstermektedir.

Mide yapısının çok kompleks bir yapıda olması ve kanserli bölgelerin farklı olmalarından dolayı bölgesel olarak çalışmalar yapılmıştır. Bunun için uygulanan bölütleme yöntemindeki varsayılan değerler yerine kullanıcının birleştirme (*Merging*) ve maksimum yoğunluk mesafesi (*maximum intensity distance*) katsayıları değerlerini farklı değerlerde deneyerek optimum sonuca ulaşması mümkün olmaktadır.

Veri sayısı arttırılarak veya daha üstün görüntüleme teknolojileri ve yüksek çözünürlüklü endoskopi görüntüleme cihazlarıyla elde edilmiş görüntüler kullanılarak tespit doğruluğu daha yüksek oranlarda elde edilebilir.

Ayrıca kanserli alanların derin öğrenme yöntemleri ile tam otomatik olarak tespit edebilen algoritmalar geliştirilebilir.

7. KAYNAKLAR

Acharya, T. ve Ray, A. K., 2005, Image processing: principles and applications, John Wiley & Sons, p.

Ahmadzadeh, D., Fiuzy, M. ve Haddadnia, J., 2013, Stomach Cancer Diagnosis by Using a Combination of Image Processing Algorithms, Local Binary Pattern Algorithm and Support Vector Machine, Journal of Basic and Applied Scientific Research www. textroad. com.

Akar, E. O., 2006, Tarihi görüntülerin kalitesinin görüntü işleme teknikleri kullanılarak artırılması.

Alacalı, M., 2012, Mide kanseri, mide kanseri taramaları ve mide kanserinden korunma, Ankara Medical Journal, 12 (4).

Anderson, W. F., Camargo, M. C., Fraumeni, J. F., Correa, P., Rosenberg, P. S. ve Rabkin, C. S., 2010, Age-specific trends in incidence of noncardia gastric cancer in US adults, Jama, 303 (17), 1723-1728.

Atıcı, E., 2007, Tıp tarihinde kanser ve lösemi, Türk Onkoloji Dergisi, 22 (4), 197-204.

Aybar, E., 2008, Sobel İşleci Kullanılarak Renkli Görüntülerde Kenar Bulma, Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi, 8 (1), 205-217.

Bal, H., 2006, Kamera ile görüntü işleme teknikleriyle malzeme tane büyüklüğü analizi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 253.

Bekeshev, E., 2017, Neoadjuvan Kemoterapi Alan Lokal İleri Mide Kanseri Olgularının Retrospektif Olarak Pre Ve Postoperatif Bt Bulguların Karşılaştırılması.

Bektas, T., 2014, Mide Kanseri Dizin Hücrelerine Uygulanan CAPE'nin Biyomarkerler üzerindeki Etkilerinin Arastırılması.

Blanchet, G., & Charbit, M. , 2006, Digital Signal and Image Processing Using MATLAB. London: ISTE Ltd., ISBN 1-905209-13-4, 40s.

Boztoprak, H., 2014, Görüntü işleme teknikleri ve yapay zeka yöntemleri kullanarak atık su arıtmada performans analizlerinin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

Chang, T.-H., Chen, Z.-W. ve HU, W., 2011, Intact Lung Extraction in the 2D Computer Topography Image by Using a K-Cosine Corner Detection Method, Asian Journal of Arts and Sciences, 2 (1), 1-15.

Cheng, H.-D., Shan, J., Ju, W., Guo, Y. ve Zhang, L., 2010, Automated breast cancer detection and classification using ultrasound images: A survey, Pattern recognition, 43 (1), 299-317.

Çelik, H. İ., Dülger, L. C. ve Topalbekiroğlu, M., 2012, Görüntü İşleme Teknikleri Kullanarak Kumaş Hatalarının Belirlenmesi, Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi, 6 (1), 22-39.

Çelik, M. Y., 2013-2014, Halk Sağlığı-Adli Tıp-Biyoistatistik-Tıp Tarihi Ve Etik.

Çoraplı, M., 2015, Mide Kanseri Şüphesi Olan Hastaların Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi İle Değerlendirilmesi.

Dandıl, E., Ekşi, Z. ve Çakıroğlu, M., 2015, Mamogram Görüntülerinden Bilgisayar Destekli Kitle Teşhisi Sistemi.

Duzman, R., 2005, Anterior Veya Posterior Gastrojejunostomi Yapılan Ratlarda Loxiglumide'in Mide Boşalımı Üzerine Etkisi.

E.Pottier, J. S. L., L.Ferro, , 13 March, 2008.

Eren, F., 2010, Üst Gastrointestinal Sistem (Gis) Hastalıkları Ve Mide Kanseri Gelişiminde H. Pylori Ve Mdr İlişkisi.

Evans, A. N. ve Liu, X. U., 2006, A morphological gradient approach to color edge detection, IEEE Transactions on Image Processing, 15 (6), 1454-1463.

Ferlengez, E., Gül Ferlengez, A., Çelik, A. ve Kadıoğlu, H., 2012, İkinci Basamak Bir Devlet Hastanesinde Gastroduodenoskopi Ünitesinde Tanı Konulan Olgularının Endoskopik ve Klinik Özellikleri, Medical Bulletin of Haseki/Haseki Tip Bulteni, 50 (4).

Forsyth, D. A. ve Ponce, J., 2003, A modern approach, Computer vision: a modern approach, 88.

Gonzalez R. C., W. R. E., 2002, Digital Image Processing, 2nd Edition, Prentice Hall.

Gonzalez R. C., W. R. E., Steven L. E., 2004, Digital İmage Processing Using Matlab, Prentice-Hall, New Jersey, 65-107, 334-474.

Gonzalez, R. C. ve Woods, R. E., 2007, Image processing, Digital image processing, 2.

Gonzalez, R. C. ve Woods, R. E., 2008, Object recognition, Digital image processing, 3rd ed. Pearson, 861-909.

Gonzalez, R. C. ve Woods, R. E., 2012, Digital image processing, Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.

Graham, D. Y. ve Asaka, M., 2010, Eradication of gastric cancer and more efficient gastric cancer surveillance in Japan: two peas in a pod, Journal of gastroenterology, 45 (1), 1-8.

Gregorio, D. I., Flannery, J. T. ve Hansen, H., 1992, Stomach cancer patterns in European immigrants to Connecticut, United States, Cancer Causes & Control, 3 (3), 215-221.

Guyton, A. ve Hall, J., 1986, The chemical senses: taste and smell, Textbook of Medical Physiology. 7th ed. Hong Kong: WB Saunders Company, 745.

Hossein Gholizadeh, S., 2014, Görüntü İşleme Teknikleri Ve Usbçs Yaklaşımı Kullanılarak Akciğer Kanserinin Tanınması, Yüksek Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü,Erzurum.

Jaehne, B., 1997, Practical handbook on image processing for scientific and technical applications,608 pp.

Jemal, A., Bray, F., Center, M. M., Ferlay, J., Ward, E. ve Forman, D., 2011, Global cancer statistics, CA: a cancer journal for clinicians, 61 (2), 69-90.

KARAKUŞ, D., 2006, Görüntü analiz yöntemleri ile kayaçların yapısal özelliklerinin tanımlanması, DEÜ Fen Bilimleri Enstitüsü.

Karpeh, M. S. ve Brennan, M. F., 1998, Gastric carcinoma, Annals of surgical oncology, 5 (7), 650-656.

Keeney, S. ve Bauer, T. L., 2006, Epidemiology of adenocarcinoma of the esophagogastric junction, Surgical Oncology Clinics, 15 (4), 687-696.

Kırtay, Z., 2015, Adjuvan Tedavi Alan Mide Kanseri Hastalarında Prognostik Faktörler Ve Sağkalım Analizleri

Korkmaz, N., 2008, Omurga şekil bozukluğu analiz ve teşhisine yönelik yazılım geliştirme, Elektronik ve Haberleşme Programı Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 43.

Kosova, F. ve Arı, Z., 2008, Adipositokinler ve meme kanseri, FÜ Sağ. Bil. Derg, 22 (6), 377-384.

Krstić, M. ve Katić, V., 2008, Histological, mucinohistochemical and immunohistochemical features of gastric signet ring cell carcinoma, Vojnosanitetski pregled, 65 (11), 835-838.

Kuncan, M., Ertunç, H. M., Küçükyıldız, G., Hızarcı, B., Ocak, H. ve Öztürk, S., 2013, Görüntü işleme tabanlı zeytin ayıklama makinesi, Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, 459-464.

Kurtulmuş, F., 2012, Olgunlaşmamış şeftali meyvesini doğal bahçe koşullarında alınmış görüntülerde görüntü işleme teknikleri ve yapay sınıflandırıcılarla saptayarak sayan algoritmaların geliştirilmesi, Doktora Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tarım Makinaları Anabilim Dalı, Bursa.

Kwee, R. M. ve Kwee, T. C., 2007, Imaging in local staging of gastric cancer: a systematic review, Journal of clinical oncology, 25 (15), 2107-2116.

Larsen, W. J., 1998, Essentials of human embryology, Churchill livingstone, p.

Layke, J. C. ve Lopez, P. P., 2004, Gastric cancer: diagnosis and treatment options, American family physician, 69 (5).

Lewis, B., 1999, The history of enteroscopy, Gastrointestinal endoscopy clinics of North America, 9 (1), 1-11.

Li, H., Gu, H., Han, Y. ve Yang, J., 2008, Object-oriented classification of polarimetric SAR imagery based on statistical region merging and support vector machine, Earth Observation and Remote Sensing Applications, 2008. EORSA 2008. International Workshop on, 1-6.

Liu, H., Li, Y. Q., Yu, T., Zhao, Y. A., Zhang, J. P., Zhang, J. N., Guo, Y. T., Xie, X. J., Zhang, T. G. ve Desmond, P. V., 2008, Confocal endomicroscopy for in vivo detection of microvascular architecture in normal and malignant lesions of upper gastrointestinal tract, Journal of gastroenterology and hepatology, 23 (1), 56-61.

Magesh, B., Vijaylakshmi, P. ve Abhiram, M., 2011, Computer aided diagnosis system for the identification and classification of lessions in lungs, International Journal of Computer Trends and Technology, 3 (5).

Maman, A., 2013, Mide Kanseri Tanılı Hastalarda Preoperatif Pet/Bt Bulguları Ve Histopatolojik Veriler İle Crp Ve Diğer Klasik Tümör Markırlarının Karşılaştırılması.

McMichael, A., McCall, M., Hartshore, J. ve Woodings, T., 1980, Patterns of gastro-intestinal cancer in european migrants to Australia: The role of dietary change, International Journal of Cancer, 25 (4), 431-437.

Moore, K. L. ve Persaud, T., 1998, Clinically oriented embryology, The developing human. 6th ed. Philadelphia, WB Saunders Company.

Mungan, Z., 1999, Durakoglu Z ve ark. Peptik ülser, reflü özefajit ve özefagogastrik kanserlerin degisen sıklıgı, Turk J Gastroenterol, 10 (4).

Nielsen, F. ve Nock, R., 2003, On region merging: The statistical soundness of fast sorting, with applications, Computer Vision and Pattern Recognition, 2003. Proceedings. 2003 IEEE Computer Society Conference on, II-19.

Noble, J. A. ve Boukerroui, D., 2006, Ultrasound image segmentation: a survey, IEEE Transactions on medical imaging, 25 (8), 987-1010.

Nock, R. ve Nielsen, F., 2004, Statistical region merging, IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 26 (11), 1452-1458.

Nur, N., Yılmaz, A. ve Yıldız, G., 2007, Gatrointestinal sistem kanamalı hastaların özellikleri, endoskopi ve biyopsi sonuçlarının değerlendirilmesi, CÜ Tıp Fakültesi Dergisi, 29, 42-46.

Osmanoğlu, U. Ö., 2016, Görüntü işleme ve analizinin tıpta kullanımı ve bir uygulama, ESOGÜ, Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Özdamar, S., 2001, Histoloji ve Embrioloji Ders Notları.Sindirim Sistemi Gelişimi ve Histolojisi E.Ü. Tıp Fak.Yayınları no:33, Kayseri

Özkan M. V., 2010, Matlab görüntü işleme aracı kullanarak endometriozis hastalığının ultrason görüntülerğnde tespiti, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.

Özşen, Ö., 2004, Mamogramlar üzerinde uygulanan görüntü işleme tekniklerinin incelenmesi, Eleco2004 Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu Ve Fuarı, 8-12.

Parkin, D. M., Bray, F. ve Devesa, S., 2001, Cancer burden in the year 2000. The global picture, European journal of cancer, 37, 4-66.

Parkin, D. M., Bray, F., Ferlay, J. ve Pisani, P., 2005, Global cancer statistics, 2002, CA: a cancer journal for clinicians, 55 (2), 74-108.

Patrick, M. ve Thomas, H. O., 2003, Graphics and GUIs with MATLAB, Chapman & Hall CRC Press Company, London.

Pham, D. L., Xu, C. ve Prince, J. L., 2000, Current methods in medical image segmentation, Annual review of biomedical engineering, 2 (1), 315-337.

Pratt, W. K., 2007, Digital image processing: PIKS Scientific inside, Wiley Online Library, p.

Rosen, M. J. ve Heniford, B. T., 2005, Endoluminal gastric surgery: the modern era of minimally invasive surgery, Surgical Clinics, 85 (5), 989-1007.

Sadler, T. W., 2011, Langman's medical embryology, Lippincott Williams & Wilkins, p.

Sadowski, D. C. ve Rabeneck, L., 1997, Gastric ulcers at endoscopy: brush, biopsy, or both?, American Journal of Gastroenterology, 92 (4).

Sandra, A., 1997, Core concepts in embryology, Lippincott Williams & Wilkins, p.

Santoro, E., 2005, The history of gastric cancer: legends and chronicles, Gastric Cancer, 8 (2), 71-74.

Sasaki, Y., Hada, R., Yoshimura, T., Hanabata, N., Mikami, T. ve Fukuda, S., 2010, Computer-aided estimation for the risk of development of gastric cancer by image processing, IFIP International Conference on Artificial Intelligence in Theory and Practice, 197-204.

Scharcanski, J. ve Venetsanopoulos, A. N., 1997, Edge detection of color images using directional operators, IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 7 (2), 397-401.

Smith J., S. M., Mason D, 1993, Practical endoscopy.

Sofu, M., Er, O., Kayacan, C., Cetişli, B., 2013, Elmaların Görüntü İşleme Yöntemi ile Sınıflandırılması ve Leke Tespiti, Gıda Teknolojileri Elektronik Dergisi, 12-25.

Stadtländer, C. T.-H. ve Waterbor, J. W., 1999, Molecular epidemiology, pathogenesis and prevention of gastric cancer, Carcinogenesis, 20 (12), 2195-2208.

Tao, H. ve Huang, T. S., 1997, Color image edge detection using cluster analysis, Image Processing, 1997. Proceedings., International Conference on, 834-836.

Toz, G., 2014, Jel Kart Görüntülerinden Görüntü İşleme Teknikleri Kullanılarak Kan Grubu Tespiti İçin Arayüz Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Düzce Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.

Tsai, N.-C., Chen, H.-W. ve Hsu, S.-L., 2011, Computer-aided diagnosis for early-stage breast cancer by using Wavelet Transform, Computerized Medical Imaging and Graphics, 35 (1), 1-8.

Tuncer, M., 2007, Kanserin ülkemiz ve dünyadaki önemi, hastalık yükü ve kanser kontrol politikaları, Türkiye'de Kanser Kontrolü, Sağlık Bakanlığı Yayınları (707), 5-9.

Ural, B., Hardalaç, F., Serhatlioğlu, S. ve İlhan, M. N., 2016, Gastric Cancer Regional Detection System, Journal of medical systems, 40 (1), 31.

URL1, http://www.turkcerrahi.com/makaleler/mide/mide-anatomisi/ Erişim Tarihi(10.08.2017).

URL2, https://www.msxlabs.org/forum/tip-bilimleri/251109-mide-nedir-midenin-yapisi-ve-gorevleri.html#ixzz4plLqKqzZ Erişim Tarihi (15.08.2017).

URL3, http://www.medicana.com.tr/formlar/2014/mart/medicana-konya-gastroenteroloji.aspx Erişim Tarihi(18.08.2017).

URL4, http://www.ethicaincirlihastanesi.com.tr/endoskopi-gastroskopi Erişim Tarihi(19.08.2017).

URL5, http://www.tibbiyardim.com/kanser.html (Erişim Tarihi: 12/02/2018).

URL6, https://www.bestepebloggers.com/kanser-tedavisind-mucize-cozum/normal-ve-kanserli-hucre-cogalmasi/ (Erişim Tarihi: 15/03/2018).

URL7, http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx Erişim Tarihi(19.08.2017).

URL8, http://web.firat.edu.tr/iaydin/bmu357/bmu_357_bolum7.pdf Erişim Tarihi(20.12.2017)

URL9, http://slideplayer.biz.tr/slide/8768002/25/images/36/4.2+RGB+Renk+Modeli+RGB+Renk+Modeli+(Gri+renkler+ana+k%C3%B6%C5%9Fegen+%C3%BCzerindeki+noktalarla+belirtilmi%C5%9Ftir.).jpg Erişim Tarihi(10.01.2018)

URL10, http://slideplayer.biz.tr/slide/8768002/25/images/39/4.3+CMY(K)+Renk+Modeli+Genellikle+ink-jet+veya+elektrostatik+yaz%C4%B1c%C4%B1larda+kullan%C4%B1lan+bir+renk+modelidir..jpg Erişim Tarihi(10.11.2017).

URL11, http://slideplayer.biz.tr/slide/8768002/25/images/42/4.5+HSV+Renk+Modeli+Ton+(hue),+doygunluk+(saturaion)+ve+rengin+a%C3%A7%C4%B1kl%C4%B1k+veya+koyulu%C4%9Funu+belirleyen+de%C4%9Fer+(value)+ile+ifade+edilir..jpg Erişim Tarihi(10.05.2017)

URL12, http://www.yildiz.edu.tr/~yates/Temel_Bilgiler.doc Erişim Tarihi(19.08.2017)

URL13, https://www.saglikocagim.net/midenin-anatomik-yaps-ve-mide-hastalklar/ Erişim Tarihi(10.08.2017)

URL14, http://www.mide.gen.tr/mide-endoskopi-nasil-yapilir.html Erişim Tarihi(10.10.2017).

Vinod, V., Chaudhury, S., Mukherjee, J. ve Ghose, S., 1992, A connectionist approach for gray level image segmentation, Pattern Recognition, 1992. Vol. III. Conference C: Image, Speech and Signal Analysis, Proceedings., 11th IAPR International Conference on, 489-492.

Vrooman, H. A., Cocosco, C. A., van der Lijn, F., Stokking, R., Ikram, M. A., Vernooij, M. W., Breteler, M. M. ve Niessen, W. J., 2007, Multi-spectral brain tissue segmentation using automatically trained k-Nearest-Neighbor classification, Neuroimage, 37 (1), 71-81.

Wang, H., Jonasson, J. ve Ducatman, B., 1991, Brushing cytology of the upper gastrointestinal tract. Obsolete or not?, Acta cytologica, 35 (2), 195-198.

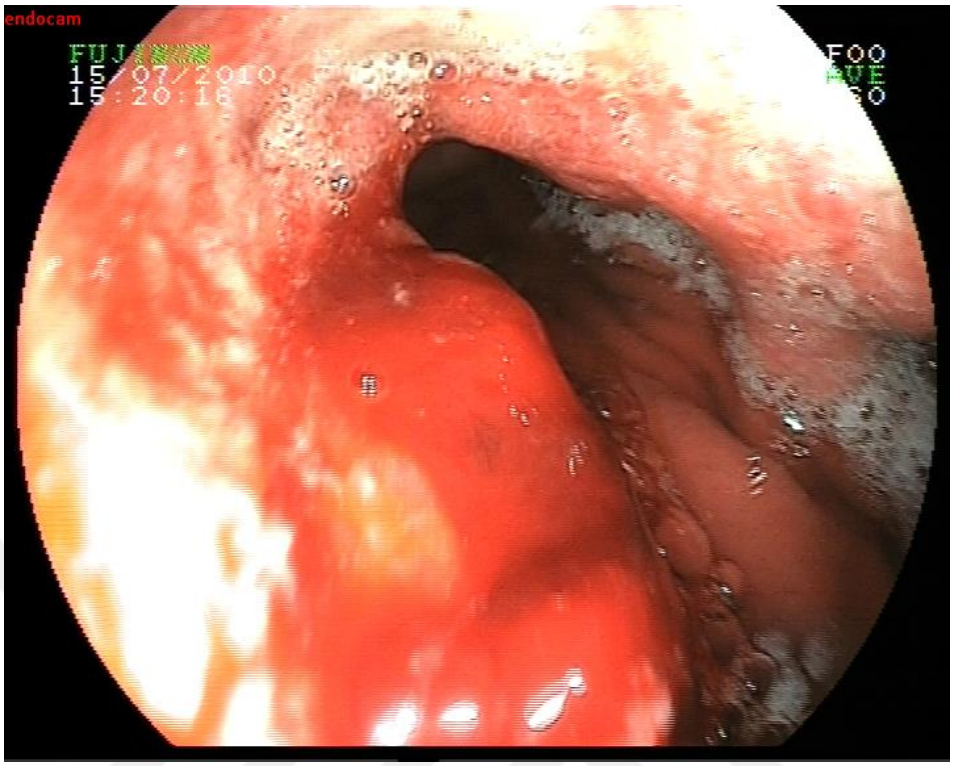
Wu, H., Rusiecki, J. A., Zhu, K., Potter, J. ve Devesa, S. S., 2009, Stomach carcinoma incidence patterns in the United States by histologic type and anatomic site, Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers, 18 (7), 1945-1952.

Yalcin, S., 2009, Gastric cancer in Turkey—a bridge between West and East, Gastrointestinal cancer research: GCR, 3 (1), 29.

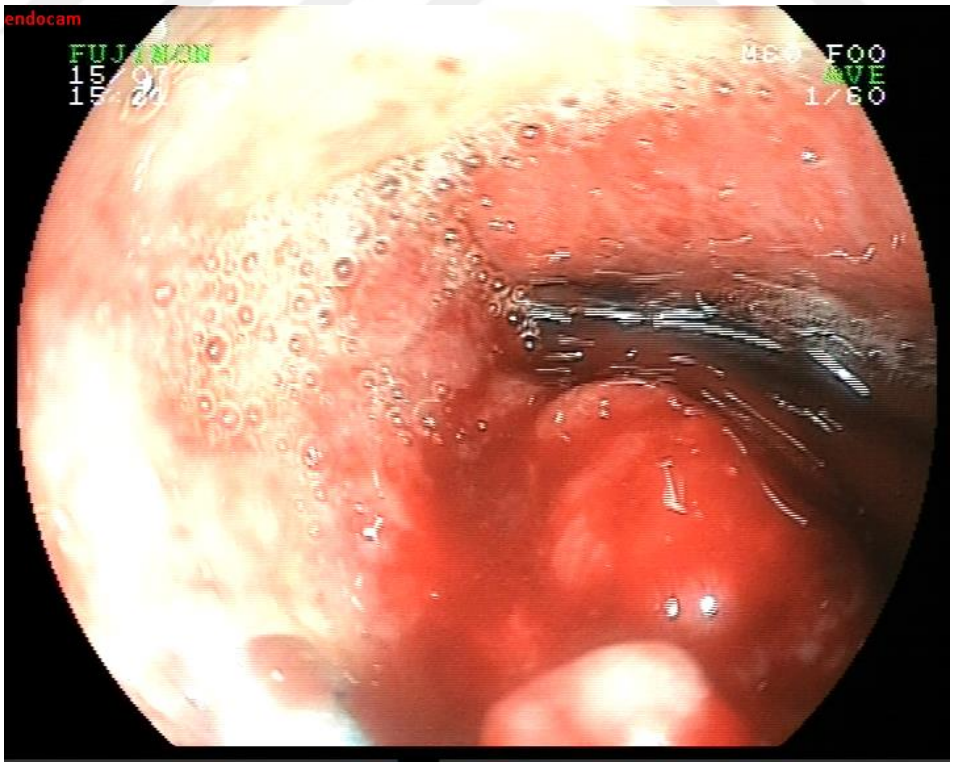
Yılmaz, H., 2014, Mide Kanserinde Mpv Ve Mpv / Pc Oranının Prognoza Etkisi , Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi.

EKLER

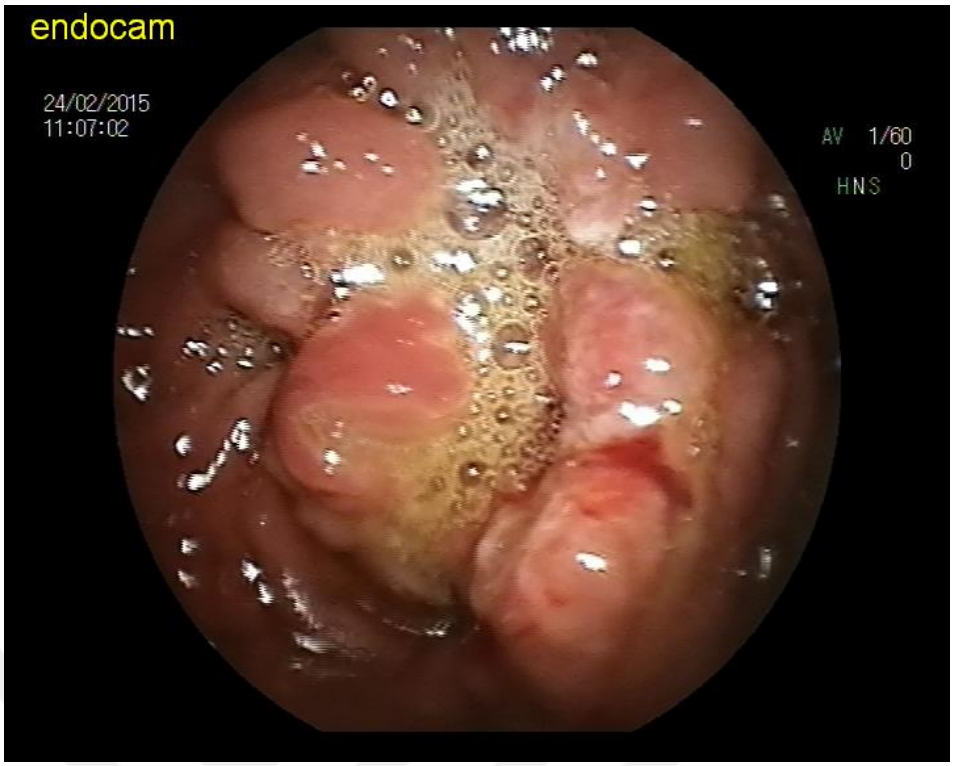
EK1. Orijinal Endoskopi Görüntüleri



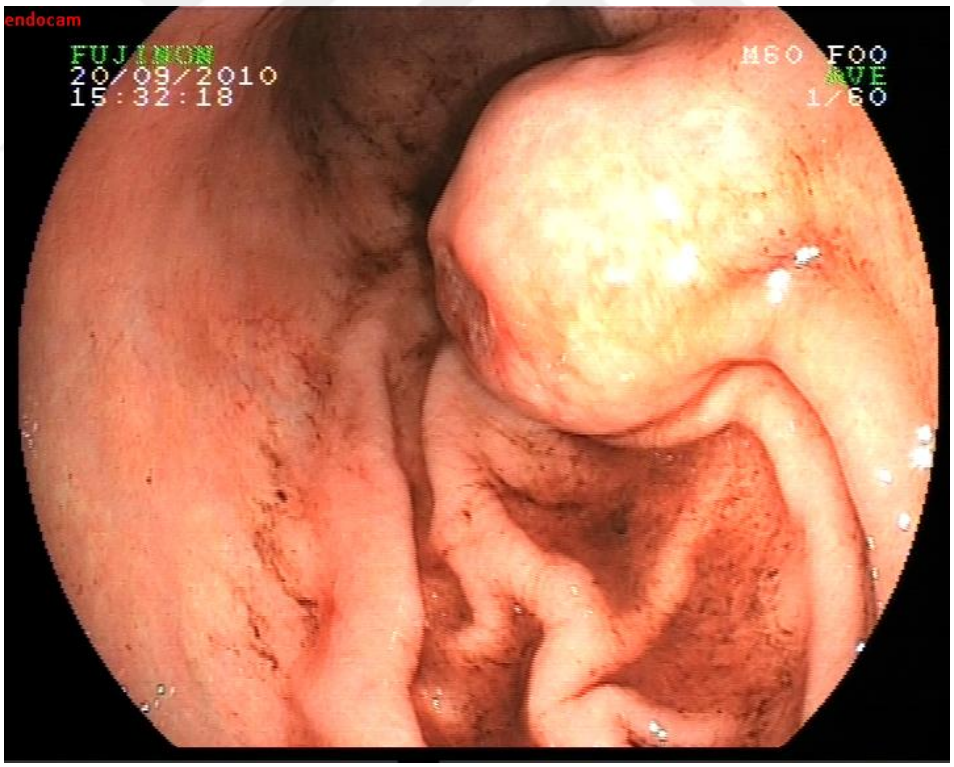
EK 1. 1. Orijinal endoskopi resim-1



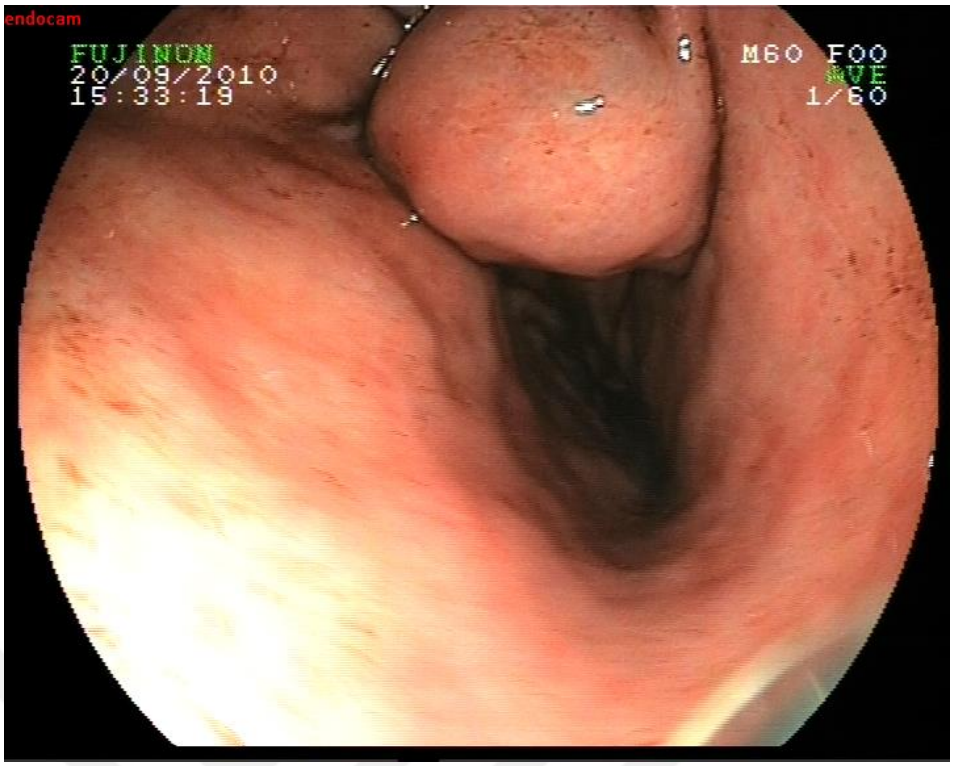
EK 1. 2 Orijinal endoskopi resim-2



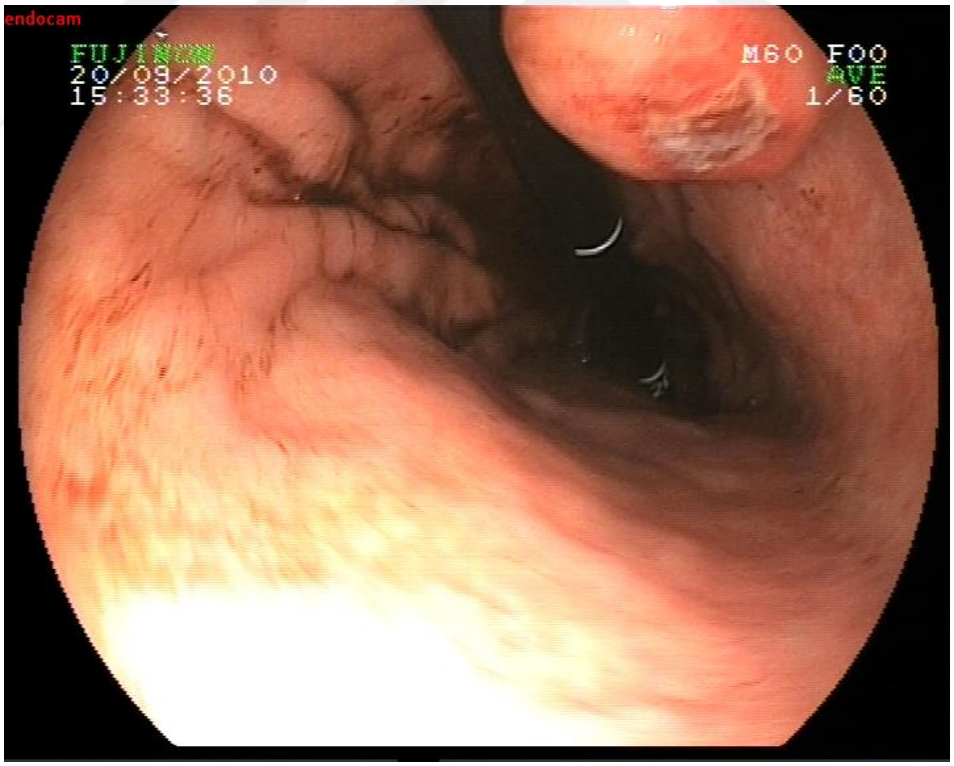
EK 1. 3. Orijinal endoskopi resim-3



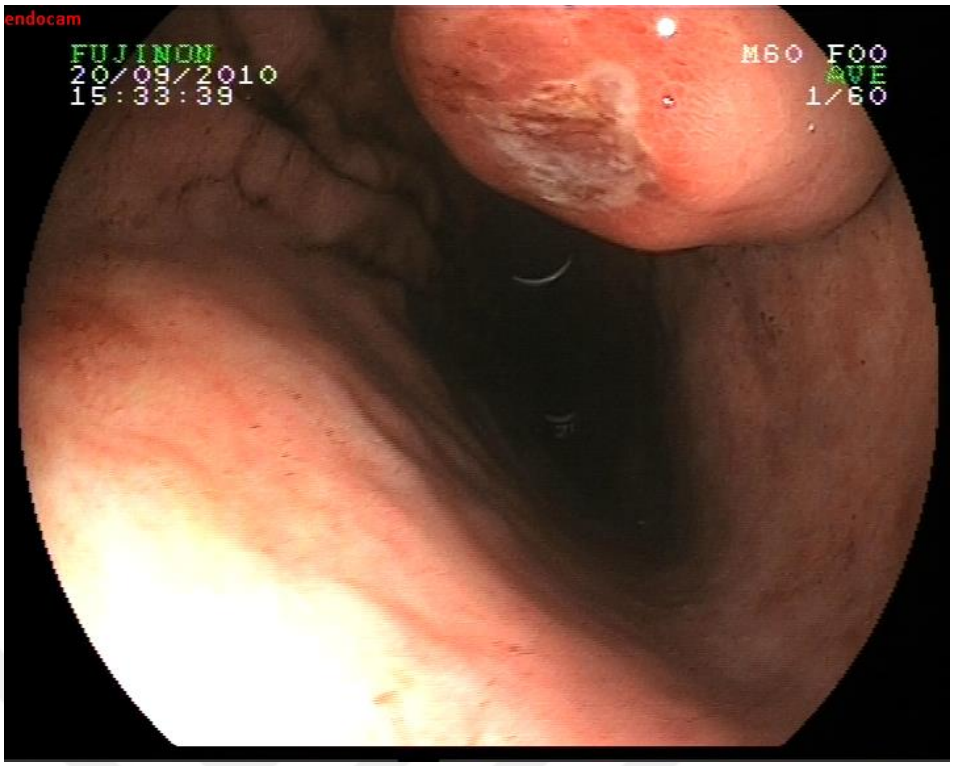
EK 1. 4. Orijinal endoskopi resim-4



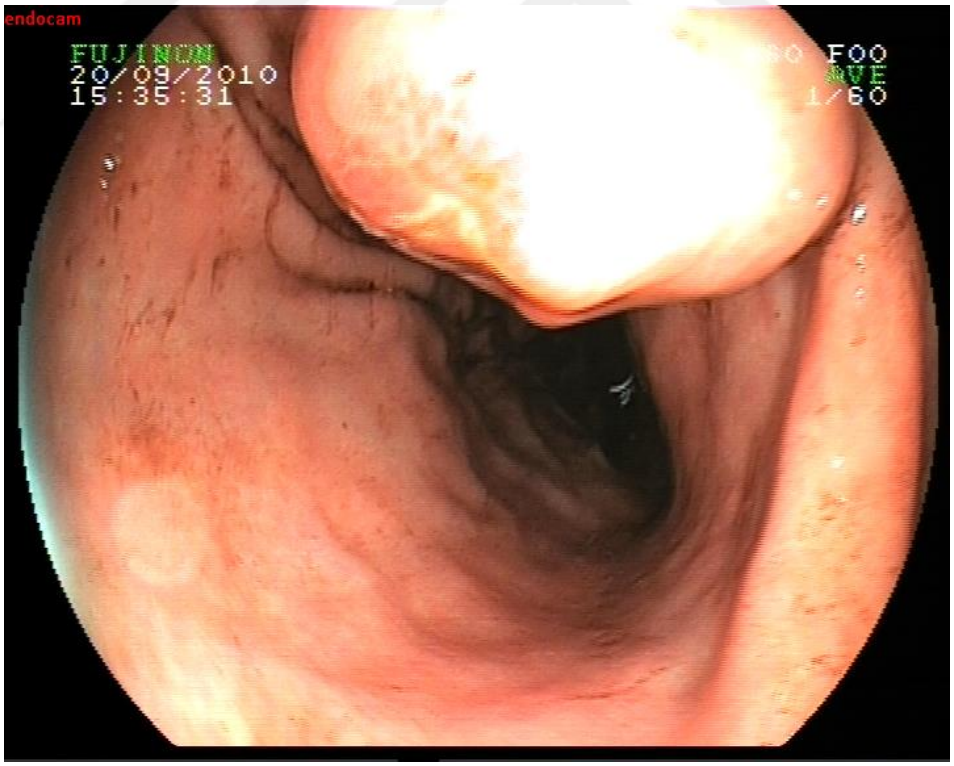
EK 1. 5. Orijinal endoskopi resim-5



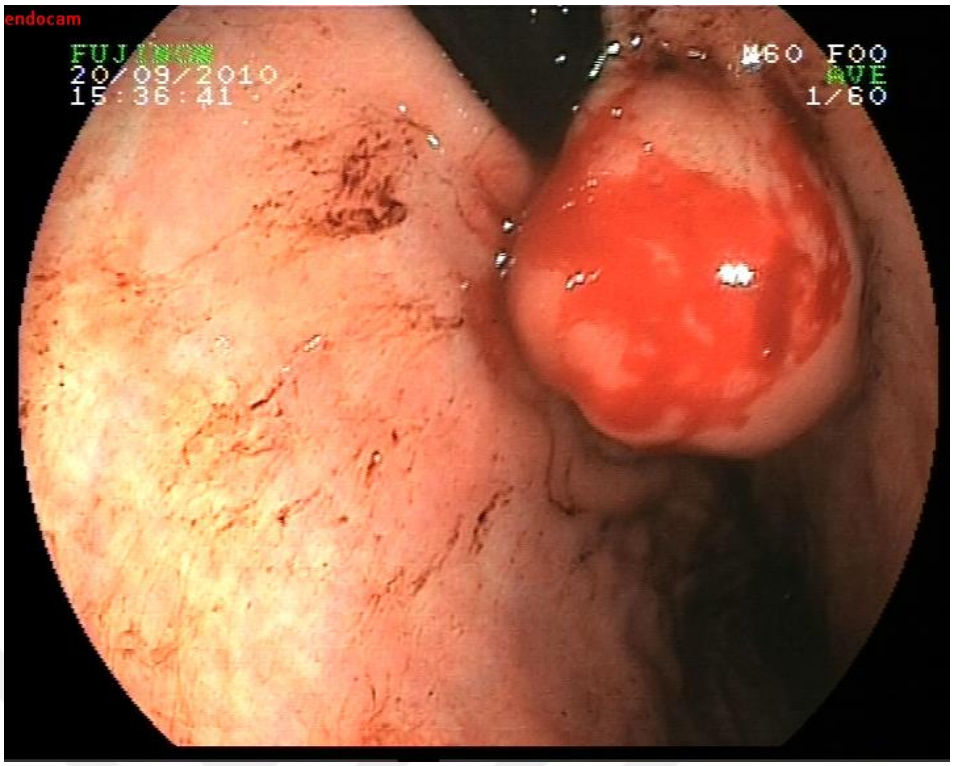
EK 1. 6. Orijinal endoskopi resim-6



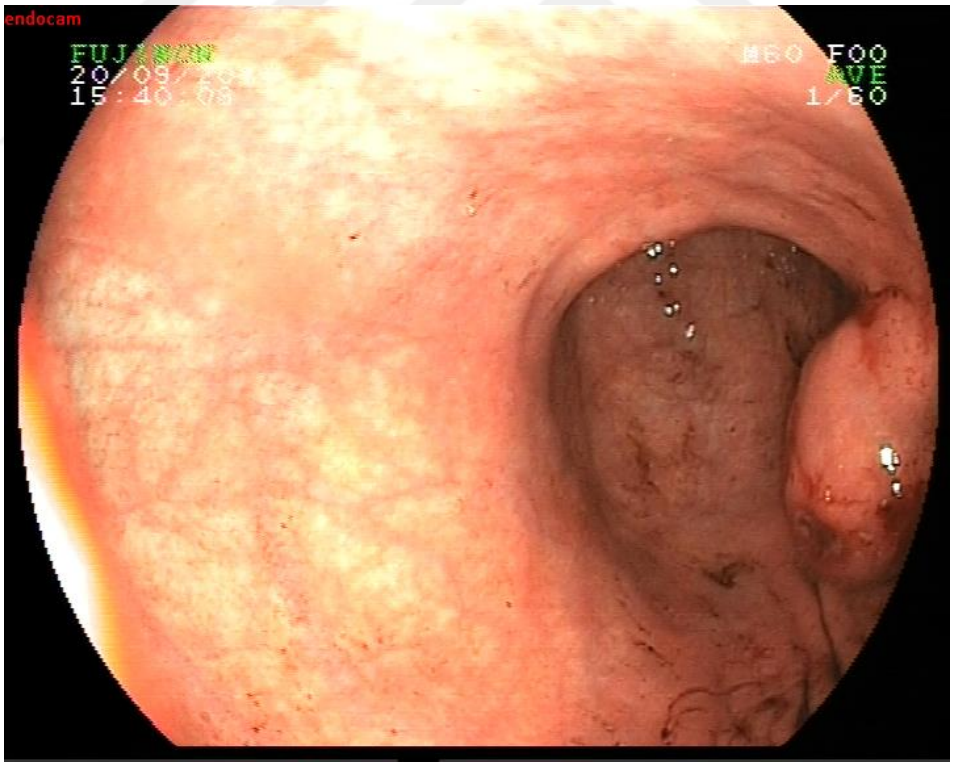
EK 1. 7. Orijinal endoskopi resim-7



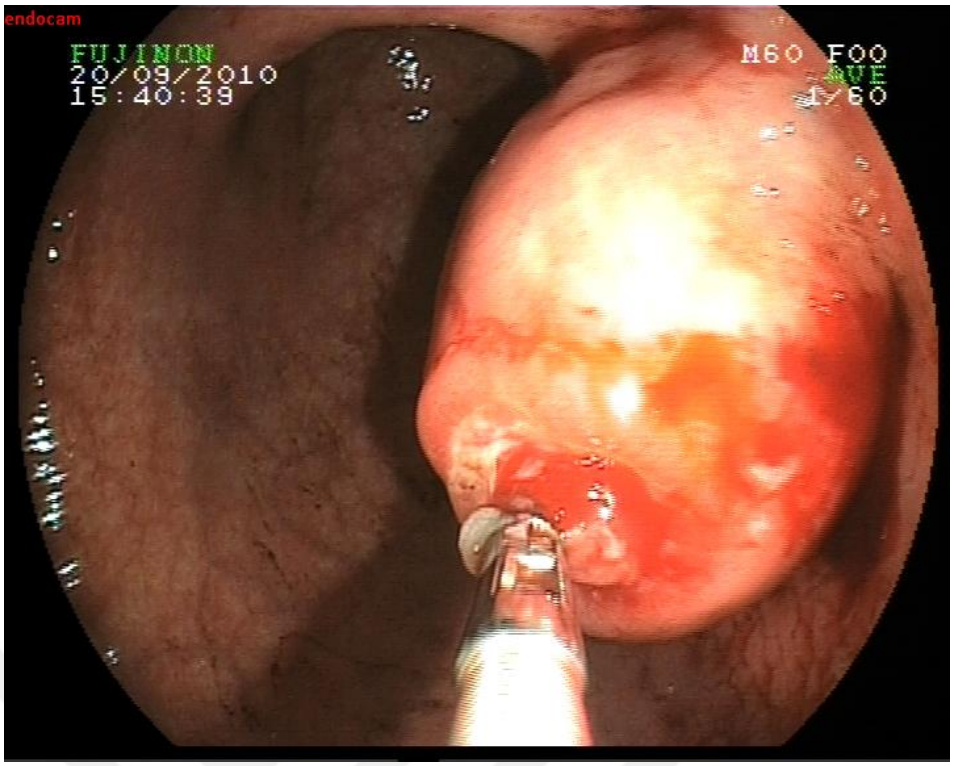
EK 1. 8. Orijinal endoskopi resim-8



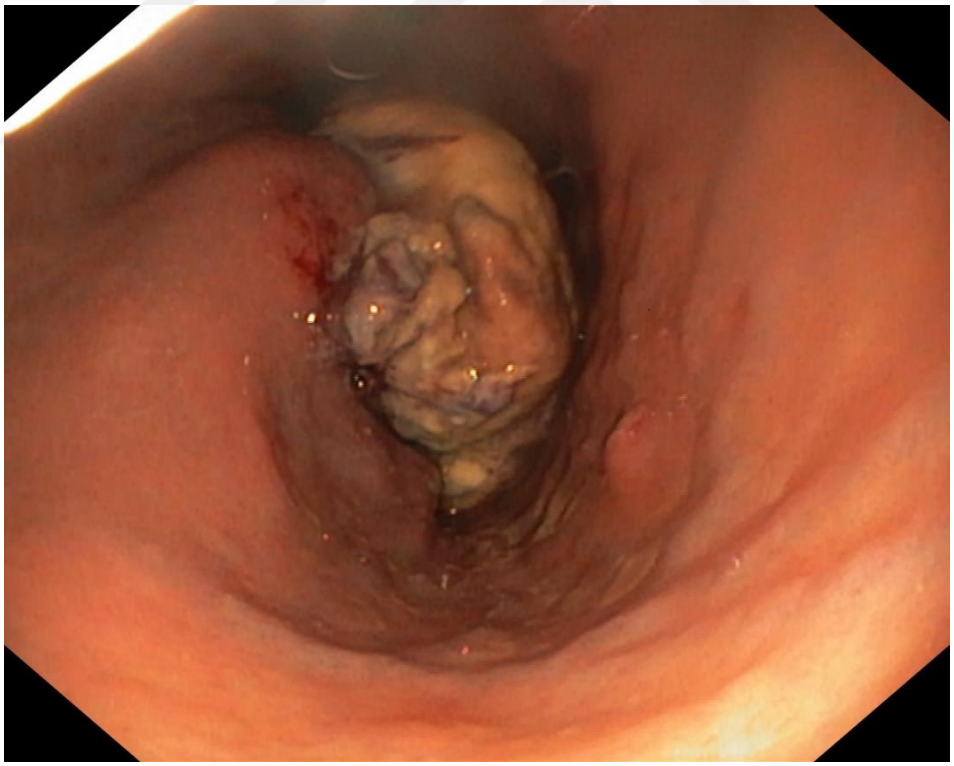
EK 1. 9. Orijinal endoskopi resim-9



EK 1. 10. Orijinal endoskopi resim-10



EK 1. 11. Orijinal endoskopi resim-11



EK 1. 12. Orijinal endoskopi resim-12

EK 2. ETİK KURUL RAPORU

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Sayısı: 2015/7 **Toplantı Tarihi : 31.03.2015**

Karar Sayısı 2015/115 S.Ü. Teknoloji Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Doç.Dr. İsmail SARITAŞ'ın, "Yapay Zeka Tekniklerini Kullanarak Mide, Kolon ve Rektum Kanserlerinin Tespit Edilmesi ve Sınıflandırılması" başlıklı araştırmasının değerlendirilme talebi ile ilgili 20.03.2015 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü.

Yapılan inceleme ve görüşmelerden sonra; Doç.Dr. İsmail SARITAŞ'ın, "Yapay Zeka Tekniklerini Kullanarak Mide, Kolon ve Rektum Kanserlerinin Tespit Edilmesi ve Sınıflandırılması" adlı araştırmanın kabulüne, BAP veya TÜBİTAK desteği alındıktan sonra protokolün dosyaya ilave edilmek üzere Etik Kurul sekretaryasına teslim edilmesine oy birliği ile karar verildi.

ASLI GİBİDİR
31/03/2015
Mahmut KEŞİK
Sekreterya

EK 2 1.Etik Kurul Raporu

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	**:**	ALİ YAŞAR
Uyruğu	**:**	T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi	**:**	KONYA / 1982
Telefon	**:**	0505 520 46 96
Faks	**:**	0 332 471 25 73
e-mail	**:**	aliyasar@selcuk.edu.tr

EĞİTİM

Derece		**Adı, İlçe, İl**	**Bitirme Yılı**
Lise	:	Selçuk Teknik ve EML	1998
Üniversite	:	Selçuk Üniversitesi T.E.F. Bilgisayar Sist. Öğrt.	2004
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi FBE. Bilgisayar Mühendisliği.	2008
Doktora	:		

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2004-2010	MEB	Bilgisayar Öğrt.
2010-	Selçuk Üniversitesi	Öğretim Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Görüntü İşleme, Yapay Zeka, Yapay Sinir Ağları, Bulanık Mantık

YABANCI DİLLER

İngilizce

YAYINLAR

1. Ali YASAR, Ismail SARITAS, Huseyin KORKMAZ, " THE DETECTION OF STOMACH CANCER WITH SEMI-AUTOMATIC REGION GROWING SEGMENTATION METHOD ", Ciencia e Tecnica Vitivinicola, 32, , 206-220, 2017, (SCI-E)

2. Ali YAŞAR, Esra KAYA, İsmail SARITAŞ, " Classification of Wheat Types by Artificial Neural Network ", International Journal of Intelligent Systems and Applications in Engineering, 4, , 12-15, 2016, (Diğer)

3. YAŞAR ALİ,SARITAŞ İSMAİL,ŞAHMAN MEHMET AKİF,DÜNDAR ABDULLAH OKTAY, " CLASSIFICATION OF LEAF TYPE USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS ", International Journal of Intelligent Systems and Applications in Engineering, 4, , 136, 2015, (Diğer)

4. Esra KAYA, Ali YAŞAR, İsmail SARITAŞ, " Banknote Classification Using Artificial Neural Network Approach ", International Journal of Intelligent Systems and Applications in Engineering, 4, , 16-19, 2016, (Diğer)

5. Ali YAŞAR, Şükran YALPIR, Fatma BUNYAN UNEL, "To Use Fuzzy Logic Approach For Valuation Of The Parcel", International Symposium on Intelligent System Engineering (ISISE 2013) (Abu Dhabi/UAE)

6. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, DETERMINATIONOF WHETHER SKIN OR NON SKIN FROM THE COLOR PIXELS USING NEURAL NETWORK, MakeLearn & TIIM, 2015 İtalya

7. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS,"Determination of the location of stomacha polyps from endoscopic examination using chan_vese segmentation which is an image processing technique" International Conference on Advances in Bio-Informatics and Environmental Engineering - ICABEE 2015 Roma/ITALYA

8. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, HUSEYIN KORKMAZ,"The Detectıon Of GastrıcCancer Wıth Semı-Automatıc Image Processıng Techniques" "International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'KONYA),2016

9. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, "Prediction Of OrthopedicDisease By Artificial Neural Network", International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'ROMA)ROMA/ITALYA,2016

10. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, HUSEYIN KORKMAZ,"The Detection Of Colorectal Cancer Adenocarsinoma With Semi Automatic Image Processing Technique", International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'ROMA)ROMA/ITALYA,2016

11. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, HUSEYIN KORKMAZ,"SEMI AUTOMATIC DETECTION OF STOMACH CANCER BY REGIONAL SEGMENTATION METHODS", International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'ISTANBUL),2017

12. ALI YASAR, ISMAIL SARITAS, HUSEYIN KORKMAZ,"THE DETECTION OF A TYPICAL RECTAL CANCER WITH SEMIAUTOMATIC IMAGE PROCESSING TECHNIQUES", International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'ROMA)ROMA/ITALYA,2017