T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

C-MEANS KÜMELEME ALGORİTMASI İLE KOLPOSKOPİK GÖRÜNTÜLERDE ANOMALİ ANALİZİ

KAMİL BÜYÜK

YÜKSEK LİSANS TEZİ
HARİTA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
UZAKTAN ALGILAMA VE CBS PROGRAMI

DANIŞMAN
DOÇ. DR. BÜLENT BAYRAM

İSTANBUL, 2011

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

C-MEANS KÜMELEME ALGORİTMASI İLE KOLPOSKOPİK GÖRÜNTÜLERDE ANOMALİ ANALİZİ

KAMİL BÜYÜK

YÜKSEK LİSANS TEZİ
HARİTA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
UZAKTAN ALGILAMA VE CBS PROGRAMI

DANIŞMAN
DOÇ. DR. BÜLENT BAYRAM

İSTANBUL, 2011

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

C-MEANS KÜMELEME ALGORİTMASI İLE KOLPOSKOPİK GÖRÜNTÜLERDE ANOMALİ ANALİZİ

Kamil BÜYÜK tarafından hazırlanan tez çalışması 13.03.2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Harita Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Bülent BAYRAM

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Bülent BAYRAM

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Füsun Balık ŞANLI

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Çiğdem GÖKSEL

İstanbul Teknik Üniversitesi _____

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanması sürecinde birçok kişinin emeği geçti ve yardımı oldu. Çalışmalarım süresince akademik bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşan, çalışmamın her aşamasında, karşılaştığım her zorlukta beni cesaretlendiren ve yönlendiren sevgili hocam Doç. Dr. Bülent BAYRAM'a, Arş. Gör. Uğur ACAR'a; çalışmada kullandığım verileri sağlayan Sayın Osman EŞKİ'ye, kıymetli değerlendirmelerini ve vakitlerini benimle paylaşan Operatör Doktor Nurcan Armağan'a teşekkürlerimi sunarım.

Büyük bir sabırla beni destekleyen ve hep yanımda olduklarını hissettiren sevgili aileme teşekkür etmeyi borç bilirim.

Mart, 2012

Kamil BÜYÜK

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ vi

KISALTMA LİSTESİ vii

ŞEKİL LİSTESİ viii

ÇİZELGE LİSTESİ xi

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti 1

1.2 Tezin Amacı 3

1.3 Bulgular 4

BÖLÜM 2

RAHİM AĞZI KANSERİ 5

2.1 Rahim Ağzı Kanseri Nedir? 5

2.2 HPV (İnsan Papilloma Virüsü) Fonksiyonu 6

2.3 Tanı Yöntemleri 7

2.3.1 Sitoloji (Hücre Biyolojisi) 8

2.3.2 Servikografi 10

2.3.3 Asetik Asit Testi 10

2.3.4 Speküloskopi 10

2.3.5 HPV Testi 10

2.3.6 Kombine Yöntemler 10

2.4 Kesin Tanı 11

BÖLÜM 3

GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME 13
3.1 Giriş 13
3.2 Kullanım Alanları 14
3.3 Kontrollü Sınıflandırma 14
3.4 Kontrolsüz Sınıflandırma 14
3.4.1 Bulanık Mantığın Tarihsel Gelişimi 15
3.4.2 Bulanık Mantık Uygulama Örnekleri 16

BÖLÜM 4

UYGULAMA 19
4.1 Akış Diyagramı 20
4.2 Uygulama Araçları ve Filtreleri 21
4.2.1 Histogram Eşitleme 21
4.2.2 Gaussian Blur 22
4.2.3 Keskinleştirme 24
4.2.4 Gürültü Temizleme 25
4.2.5 Kenar Yakalama 27
4.2.6 Görüntü Ölçekleme ve Ölçme Aracı 28
4.2.7 Wavelet Dönüşümü 31
4.2.8 Arka Plan Temizleme 33
4.3 Görüntü Bölütlemesi 40
4.3.1 K-Means Kümeleme Algoritması 40
4.3.2 K-means Kümeleme Algoritmasının Avantaj ve Dezantajları 42
4.3.3 Bulanık C-Means Kümeleme Algoritması 43
4.3.4 Bulanık C-means Kümeleme Algoritmasının Avantajları ve Dezavantajları 45
4.3.5 K-means ve C-means Kümeleme Algoritmalarının Karşılaştırılması 45
4.3.6 Sınıflandırma Sonrası Düzenleme Aracı 46
4.3.7 Kolposkopik Görüntü Karşılaştırma Aracı 48
4.3.8 Farklı Sınıf Sayılarında C-means Sonuçlarının Değerlendirilmesi 51
4.3.9 Uygulama Veritabanı 59
4.4 Çalışmanın Doğruluğu 61

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER 74

5.1 Sonuç..... 74

EK-A ÇALIŞMANIN DOĞRULUK TABLOSU 87

SİMGE LİSTESİ

μ	Üyelik Derecesi

KISALTMA LİSTESİ

ACS	Amerikan Kanser Toplumu
CAD	Bilgisayar Yardımlı Teşhis
CDC	Amerika Birleşik Devletleri Hastalık Kontrol Merkezi
HPV	İnsan Papilloma Virüs
LEEP	Elektrocerrahi Eksizyon Yöntemi
PID	Oransal-Entegral-Türev
SSE	Karesel Hata Kriteri

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Yüz bin kişide görülen vaka sayısı [2] 1
Şekil 2.1 Pap smear ile alınan materyalin x200'lük büyütmede rahim ağzı kanserinin histolojik görüntüsü [36] 9
Şekil 2.2 Sağlıklı dokudan kanser oluşumuna kadar meydana gelen mikroskobik değişiklikler [47] 11
Şekil 4.1 Uygulama Akış Diyagramı 20
Şekil 4.2 Orjinal görüntü 22
Şekil 4.3 Histogramı eşitlenmiş görüntü 22
Şekil 4.4 Gaussian blur matrisi 23
Şekil 4.5 Orjinal görüntü 23
Şekil 4.6 Gaussian blur etkisi 24
Şekil 4.7 Laplacian Keskinleştirme matrisi 24
Şekil 4.8 Orjinal görüntü 25
Şekil 4.9 Keskinleştirme etkisi 25
Şekil 4.10 Gürültü temizleme matrisi 26
Şekil 4.11 Orjinal görüntü 26
Şekil 4.12 Gürültü temizleme etkisi 26
Şekil 4.13 Kenar yakalama matrisi 27
Şekil 4.14 Orjinal görüntü 28
Şekil 4.15 Kenar yakalama etkisi 28
Şekil 4.16 Kalibrasyon sırasında bir ekran görüntüsü 29
Şekil 4.17 Mesafe ölçümü sırasında alınan bir ekran görüntüsü 29
Şekil 4.18 Alan ölçümü sırasında geliştirilen yazılımdan alınan bir ekran görüntüsü . 30
Şekil 4.19 Küme alanı hesabı yapılmış ekran görüntüsü 30
Şekil 4.20 Wavelet dönüşüm uygulama adımları [62] 31
Şekil 4.21 Wavelet görüntü örneği 32
Şekil 4.22 Wavelet görüntü örneği 33
Şekil 4.23 (Kırmızı band - mavi band) sonucu oluşan görüntü 35
Şekil 4.24 (Mavi band - yeşil band) sonucu oluşan görüntü 36
Şekil 4.25 (Yeşil band - kırmızı band) sonucu oluşan görüntü 36
Şekil 4.26 (Renk özü - doygunluk) sonucu oluşan görüntü 36
Şekil 4.27 (Doygunluk - parlaklık) sonucu oluşan görüntü 37
Şekil 4.28 (Parlaklık - poygunluk) sonucunda oluşan görüntü 37
Şekil 4.29 (Renk özü - doygunluk) kanal işlemi sonucu oluşan görüntü 38
Şekil 4.30 Arka plan temizleme etkisi 38

Şekil 4.31 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 7 sınıflı Cmeans sonuçları 39
Şekil 4.32 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 5 sınıflı C-means sonuçları 39
Şekil 4.33 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 7 sınıflı C-means sonuçları 39
Şekil 4.34 Uzayda rastgele dağılmış örnek veri [69] 41
Şekil 4.35 Örnek veri ve tanımlanan kümeler [69] 41
Şekil 4.36 Sınıflandırılmış örnek veri [69] 42
Şekil 4.37 Lezyonlu rahim ağzı kanseri görüntüsü 43
Şekil 4.38 Lezyonlu rahim ağzı kanseri görüntüsünün K-means kümeleme algoritması ile beş ayrı sınıfta kümelenmesi 43
Şekil 4.39 Sınıfladırma düzenlenmeden önceki 7 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması 46
Şekil 4.40 Düzenlemeden sonra Cmeans kümeleme algoritması 47
Şekil 4.41 Arka plan temizleme ve sınıflandırma sonrası düzenlenmiş görüntü aşamaları 48
Şekil 4.42 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %25 şeffaf durumu 49
Şekil 4.43 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %50 şeffaf durumu 50
Şekil 4.44 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %75 şeffaf durumu 50
Şekil 4.45 Üst üste çakıştırılmış kolposkopik görüntü ve görüntünün bölütleme sonucu 51
Şekil 4.46 Lezyonlu kolposkopik görüntü 52
Şekil 4.47 3 sınıflı C-means kümeleme algoritması 52
Şekil 4.48 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü 53
Şekil 4.49 4 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması 54
Şekil 4.50 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü 54
Şekil 4.51 5 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması 55
Şekil 4.52 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü 55
Şekil 4.53 6 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması 56
Şekil 4.54 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü 57
Şekil 4.55 7 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması 58
Şekil 4.56 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü 58
Şekil 4.57 Yazılımın veritabanı kayıt menüsü 60
Şekil 4.58 Yazılım içindeki eski kayıtları gösteren veritabanı ekranı 60
Şekil 4.59 Hata hesabına dair temsili gösterim 61
Şekil 4.60 Hasta1 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 62
Şekil 4.61 Hasta2 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 63
Şekil 4.62 Hasta3 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 63
Şekil 4.63 Hasta4 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 64
Şekil 4.64 Hasta5 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 64
Şekil 4.65 Hasta6 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 65
Şekil 4.66 Hasta7 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 65
Şekil 4.67 Hasta8 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 66
Şekil 4.68 Hasta9 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 66
Şekil 4.69 Hasta10 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 67

Şekil 4.70 Hasta11 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 67
Şekil 4.71 Hasta12 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 68
Şekil 4.72 Hasta13 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 68
Şekil 4.73 Hasta14 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 69
Şekil 4.74 Hasta15 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi 70
Şekil 4.75 3 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması 70
Şekil 4.76 4 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması 71
Şekil 4.77 5 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması 71
Şekil 4.78 6 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması 72
Şekil 4.79 7 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması 72
Şekil 5.1 Arka plan temizlemesi gereken bir kolposkopi görüntüsü 75
Şekil 5.2 Arka plan temizlemesi gerekmeyen bir kolposkoik görüntü 76
Şekil 5.3 Lezyonlu kolposkopik görüntülerde watershed algoritması sonuçları 77
Şekil 5.4 C-means ve K-means sonuçlarının ortalama doğrulukları 78
Şekil 5.5 Kolposkopik görüntü ve 5 kümeli Cmeans sonucu 79
Şekil 5.6 Düzenlenmiş kolposkopik görüntü ve 5 kümeli Cmeans sonucu 80

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 5.1 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş görüntülerin lezyon yakalama doğrulukları 76
Çizelge 5.2 C-means ve K-means kümeleme algoritmalarıyla lezyon yakalama doğrulukları 78

ÖZET

C-MEANS KÜMELEME ALGORİTMASI İLE KOLPOSKOPİK GÖRÜNTÜLERDE ANOMALİ ANALİZİ

Kamil BÜYÜK

Harita Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Bülent BAYRAM

Rahim ağzı kanseri kadınlar arasında üçüncü, cinsiyet ayrımı olmaksızın en çok görülen yedinci kanser türüdür. Rahim ağzı kanseri için erken teşhis, tedavinin başarılı olmasında en önemli faktör olup, erken teşhis sonucunda hastanın iyileşme ihtimali önemli ölçüde artmaktadır.

Rahim ağzı kanseri belirtileri çok belirgin değildir ve serviksin kanser öncüsü değişikliklerinin herhangi bir bulgusu yoktur. Bu durum, hekimlerin tanı koymasını, dolayısıyla erken teşhisi zorlaştırmaktadır.

Günümüzde rahim ağzı kanserine tanı ilk aşamada jinekolojik muayene daha sonra ultrasonografik muayene, manyetik rezonans (MR) - bilgisayarlı tomografi (BT) gibi detaylı görüntüleme yöntemleri ve son olarak biyopsi ile tanı koyulmaktadır. Ayrıca kanser belirtileri ortaya çıkmadan önce simir testi (Pap-smear) ile erken teşhis yapılabilmektedir.

Görüntü işleme teknikleri, medikal görüntülerde insan gözünün ayırt edemediği ve yorumlayamadığı detayları ortaya çıkarabilmektedir. Rahim ağzı kanseri gibi erken teşhisin güç olduğu kanser türlerinde görüntü işleme tekniklerinin kullanılması hekimlerin daha kolay bir şekilde tanı koymasına olanak sağlamaktadır.

Rahim ağzı kanseri görüntülerinde daha temiz bir görüntü alınabilmesi için yapılan bazı işlemler ve akabinde oluşan parlama, bulanıklık, odak uzaklığının iyi ayarlanmaması gibi nedenlerden ötürü görüntü işleme tekniklerinin verimliliği ve doğruluğu düşmektedir.

Sunulan tez çalışmasında, Griscope Kolposkopi cihazıyla elde edilmiş 15 adet CIN-3 (yüksek derecede anormal servis hücreleri) rahim ağzı kanseri görüntülerinin bölütleme öncesi bazı süreçlerden geçirilerek, görüntü kalitesinin arttırılması ve yeni oluşan görüntüler üzerinde bölütleme teknikleri uygulanarak hekime bölütleme sayesinde daha kesin tanı koymasına yardımcı olacak bilgiler sunmayı hedeflemektedir. Bu amaç doğrultusunda ilk olarak görüntüler üzerinde Operatör Doktor Nurcan Armağan'ın işaretlemiş olduğu lezyonlu bölgeler referans alınmıştır. Ardından uygulamanın eriştiği sonuçlar ile kıyas edilerek çalışmanın doğruluğuna erişilmiştir.

Sunulan çalışmada geliştirilmiş yazılımın ve yöntemin ortamala yüzde ellidört doğrulukla lezyonlu bölgeyi yakaladığı, görüntüye giren ve dokuyu temsil etmeyen tıbbi cihazların değerlendirmeye girdiği dolayısıyla bu yöntemin doğruluğunu düşürdüğü görülmüştür. Çalışma dahilinde tasarlanan yöntem için özel olarak alınacak kolposkopik görüntülerin doğruluğunun çok daha yüksek olacağı aşikardır.

Ülkemizdeki hekim başına düşen hasta sayısı göz önünde bulundurulduğunda, kanser sürecinin erken yakalanabilmesi ve tanı koyması konusunda hekimlere yardımcı olunması hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda, çalışmanın amacı her yıl yarım milyon rahim ağzı kanseri vakasının erken teşhisine yönelik, hekimlere tanı kolaylığı sağlamak için sayısal görüntü algoritması geliştirmek, yapılan testlerin sonuçlarını ve çalışmanın doğruluğunu sunmaktır.

Anahtar Kelimeler: Rahim ağzı kanseri, görüntü işleme, bölütleme, kolposkopi

ABSTRACT

ANOMALY ANALYSIS IN COLPOSCOPIC IMAGES BY C-MEANS CLUSTERING ALGORITHM

Kamil BÜYÜK

Department of Geomatics Engineering

MSc. Thesis

Advisor: Assoc. Prof. Dr. Bülent BAYRAM

Cervical cancer is the third most common type of cancer in women, and seventh most common cancer in total worldwide. Early detection for cervical cancer is the most important process, and it increases the possibility to recover dramatically.

Uterine cervical cancer symptoms are not obvious in the early stages and there are no traces of precancerous changes. So this situation makes it even more difficult to diagnose and early detection for a doctor.

Today, cervix cancer diagnosis is firstly made by gynecological treatment, afterwards ultrasonographical treatment, screening systems such as MR and BT and finally biopsy. Pap smear tests are also applied for early detections before cancer symptoms are visible.

Image processing tecniques provide details and mathematical calculation in images which cannot be detected or analyzed by human eyes. Image processing techniques in such cancer types like cervical cancer which are not obvious in the early stages help doctors to diagnose with ease.

Some pre-processes that are applied to cervix itself to have a clear image, and the effects of it afterwards causes glare, blur or poor focus changes the results and accuracy of image processing tecniques.

In this study, it is aimed to enhance the quality of images which has CIN-3 (high degree abnormal cervix cells) images taken through Griscope Colposcopy by using filters and

methods before using image segmentation algorithms, and providing valuable information, which can not be detected by human eyes in most cases, to doctors by the help of selected image segmentation methods. Operator Doctor Nurcan Armağan's marks have been taken on original colposcopy images to define the reference result of the study. The accuracy of the study has been reached by comparing the study results to these reference results.

In the presented study, the accuracy of the software and the method to diagnose the ares with lesion is %54. However, it is also understood that the irrelative parts in the images such as medical devices that takes place in images, decrease the accuracy of study dramatically. It is obvious that collecting clear colposcopic images would increase the accuracy of the method and the software.

Taking into consideration of patient per doctor in our country, it is aimed to detect the process of cervical cancer on time and to help doctors to diagnose before it is too late for a patient. These difficulties in cervical cancer has led the purpose of this study to develop a digital image processing algorithm, sharing the results of tests have done and the accuracy of the study for half million new cases of uterine cervical cancer.

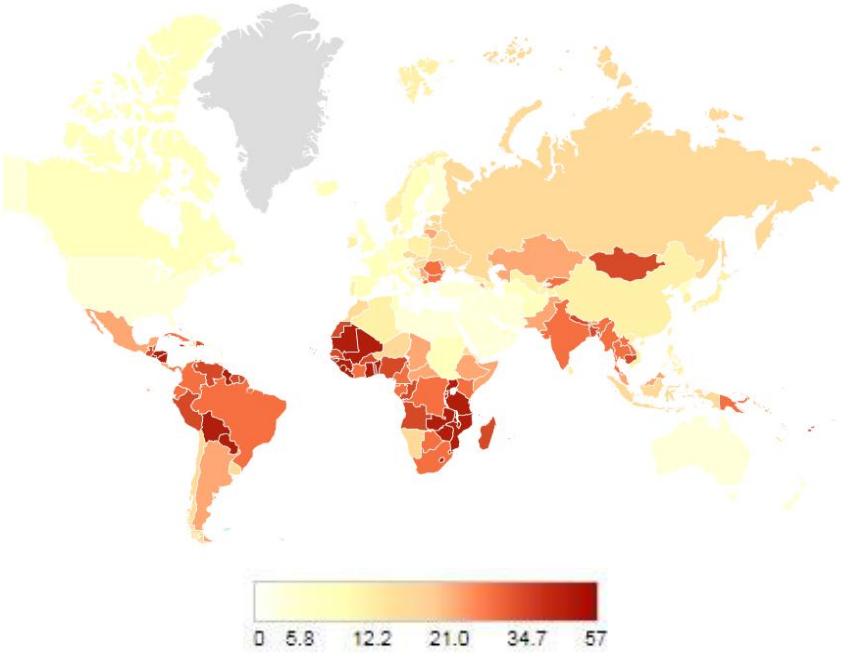
Keywords: Cervical cancer, image processing, segmentation, colposcopy

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Rahim ağzı kanseri her yıl 530.000 yeni vakayla kadınlar arasında en sık görülen üçüncü kanser türüdür. Bu vakaların %85'inden fazlası gelişmekte olan ülkelerde görülmektedir. Doğu, Batı ve Güney Afrika, Orta Asya, Güney Amerika yüksek risk bölgesinde bulunmaktadır. Oranlar, Batı Asya, Kuzey Amerika, Avustralya ve Yeni Zelanda bölgelerinde düşmektedir. Dünya genelinde, ölüm: vaka sayısı oranı %52'dir, bu da yalnızca 2008 yılında 275.000 can kaybı anlamına gelmektedir [1].



Şekil 1.1 Yüz bin kişide görülen vaka sayısı [2]

Her ne kadar rahim ağzı kanseri vaka sayısı yüksek olsa da, erken teşhis durumunda ölüm oranları önemli ölçüde düşmektedir. Ancak erken belirtilerin yakalanamaması sonucu hastalık ilerlemekte ve yaşam olasılığı önemli ölçüde azalmaktadır [2].

Rahim ağzı kanseri belirtileri belirgin olmamakla beraber bu durum rahim ağzı kanseri teşhisini daha güç hale getirmektedir. Bunun yanı sıra, rahim ağzı kanseri tedavi edilse bile doğurganlığı kalıcı olarak etkileyebilmektedir [3].

Rahim ağzı kanserini erken teşhis edilebilmesi için bazı unsurlar ve bulgular bulunmaktadır. Vajinal kanama bunlardan birisidir ve derhal değerlendirilmesi gerekmektedir. Teşhis için öncelikle jinekolojik muayene, ardından ultrasonografik muayene, daha sonra medikal görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır. Eğer rahim ağzı kanserine dair şüphe belirgin seviyeye ulaştıysa, kesin tanı yöntemi olan biyopsi yapılması gerekmektedir [3].

Kolposkop, esas olarak derinlik algılayabilen (stereoskopik) bir mikroskop olup, 4 ila 60 kez büyütme yaparak dış genital organların örtücü zarlarının kanser ve daha da önemlisi ileride kansere dönüşebilecek hastalıklarını tanımada yardımcı olmaktadır [4].

Kanser öncüsü hastalıkların bir kısmı ortalama 10-15 yıl sonra kansere dönüşür. Genital kanserli kadınların yan etkisi çok olmakta, zor ve pahalı tedavi yöntemleri ile ancak bir kısmı kurtarılabilmektedir. Kolposkopi ile tanı konulan kanser öncüsü hastalıklar, ayakta tedavi yöntemleri ile %100'e yakın oranda yok edilebilen hastalıklardır [4].

Bu aşamada tanı konulan kanser öncüsü hastalıklar genellikle lokal anestezi altında küçük cerrahi girişimlerle, organ kaybına neden olmadan tedavi edilirler. Böylece doğurganlık korunabilir ve yapılan araştırmalar bu aşamada tedavileri takiben gebelik oranlarının ve gebeliklerinin seyrinin normal sınırlarda olduğunu göstermektedir [4].

Kolposkopi, rahim ağzı kanserinde erken tanıya götürür, erken müdahaleye olanak sağlayarak hastanın ömrünün uzatılmasını sağlar, rahim ağzı enfeksiyonlarının teşhisini ve tedavisine yardımcı olur [5].

Ancak kolposkopik görüntülerde anormal dokuların tanınması oldukça zor bir değerlendirme süreci gerektirmektedir. Üstelik bu değerlendirme ve tanı aşaması, tamamen hekimin tecrübelerine ve o andaki yorumuna dayalıdır. Ayrıca kolposkopik

görüntülerin, kameraların yanlış kalibre edilmesi veya yerleştirilmesi, parlama, yetersiz fokus nedeniyle bulanık görüntü gibi problemler teşhisi daha da zorlaştırmaktadır. Bu çalışma ile hekimlere, kolposkopik görüntünün işlenmiş, yorumlanması daha kolay, hastalığın evrelerini görsel ve matematiksel olarak karşılaştırabileceği bir algoritma üzerinde çalışılmıştır.

Medikal görüntü analizi son yıllarda önemli bir araştırma konusu olmuştur. Medikal görüntü analizi, yapıları gereği saptanması zor olan anomalilerde dahi başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir [6].

Ayrıca medikal görüntüleme sistemleri vakaların n defa incelenebilir hale gelmesini sağlayarak hekime kolaylık sağlamakta, hata yapma ihtimalini azaltmaktadır.

Medikal görüntülemede, her geçen gün daha gelişmiş bilgisayar programlarıyla gerçekleştirilen teşhisler sonucunda dijital bir devrim gerçekleşmek üzeredir. Bilgisayar yardımlı teşhis (CAD) sistemlerine mammografide, göğüs-akciğer yumru tespitinde ve sanal kolonoskopide görülebilir [7].

Ülkemizde hasta ve buna karşılık hekim sayısı göz önünde bulundurulduğunda; özellikle devlet hastanelerinde ve tıp fakültelerinde hekimlerin hastalara ayırabildikleri zaman oldukça sınırlıdır. Dolayısı ile tanı kalitesi de buna paralel olarak düşebilmektedir. Bu durum insan hayatını doğrudan etkilemektedir [7].

CAD Amerika'da ilk kez 1998'de kabul edilmiştir. CAD sistemler bağlamında tanı için otomatik yöntemlerin ve buna bağlı olarak yazılımların geliştirilmesi ile şüpheli alanların belirlenerek, radyologlara, küçük, zor ve maskelenmiş seyrek anomalilerin saptanması konusunda destek sağlanmıştır [7].

1.2 Tezin Amacı

Görüntü işleme yöntemleri, birçok bilim dalında uygulama alanı hızla genişlemektedir. Bölütleme yöntemleri de, son dönemde birçok alanda başarılı sonuçlar doğurmuştur. Sunulan çalışmada, bölütleme yöntemleri ile görüntü işleme sistemleri birleştirilerek lezyonlu kolposkopik rahim ağzı kanseri görüntülerinde teşhis kolaylığı sağlamak, hekimlere görüntü üzerinde sayısal bilgiler sağlamak ve bu bilgilerle hasta veritabanı oluşturmak hedef olarak seçilmiştir.

1.3 Bulgular

Sunulan tez çalışması kapsamında, görüntü işleme yazılımı geliştirilmiş ve bu yazılım aracılığıyla kolposkopik görüntüler üzerinde lezyonlu bölgeleri teşhis etmek adına testler yapılmıştır. Bu testlerin doğruluk yüzdelerinin ortalaması dikkate alındığında başarının %50'nin üzerinde olduğu görülmektedir. Uygulamanın işaret ettiği kısımların da özellikle incelenmesi gereken kısımlar olduğuna dair kanıya varılmıştır.

Çalışmanın doğruluğu, kolposkopik görüntülerin toplanırken uzaklığın sabit seçilmesi, hekimler tarafından belirlenecek belli bir bölgeye odaklanılması gibi basit işlemler sayesinde iyileştirilebileceği ortadır. Bunun yanı sıra, geliştirilmiş olan yazılıma dahil edilmiş araçlar sayesinde de çalışmanın doğruluğunun yukarı çekildiği sonucuna varılmıştır.

Rahim ağzı kanseri gibi sürecin çok yavaş ilerlediği kanser türlerine dair yapılacak çalışmalarda veritabanı oluşturmanın önemi ortaya çıkmaktadır. Hastalığın önceki evrelerinin görülebilmesi ve karşılaştırılması, sunulan deneysel çalışmada ortaya koyulmuştur.

Geliştirilen algoritma, tecrübeli olmayan, gün içerisinde çok sayıda hasta muayene eden, onlarca hasta bakan, işi dışındaki problemlerinden dolayı yoğunlaşma sorunu yaşayan hekimlerin lezyonlu koloskopik görüntüler üzerinde ilk bakışta seçilmesi güç olacak kadar küçük oluşumların belirginleştirilmesi ile detayların gözden kaçırılmasını engelleyecektir.

BÖLÜM 2

RAHİM AĞZI KANSERİ

2.1 Rahim Ağzı Kanseri Nedir?

Rahim ağzı kanseri, rahim ağzının kötücül kanseridir. İlk belirtisi vajinal kanama olabilir, ama iyice ilerleyene kadar bir belirti göstermeme durumu da söz konusudur. Tedavisi, erken evrelerde ameliyat, ileri aşamalarda kemoterapi ve radyoterapidir [8].

Rahim ağzı kanseri; dünya üzerinde her 2 dakikada bir kadının ölümüne neden olan ve değişik ülkelerde yapılan çalışmalarda kadınlarda meme kanserinden sonra en sık görülen ikinci kanserdir [9]. Avrupa'da her yıl 50 bin, dünyada ise 500 bin kadına rahim ağzı kanseri tanısı konmakta, Avrupa'da yılda 25 bin, dünyada da 250 bin kadın bu nedenle ölmektedir [10]. Gelişmiş ülkelerde kadın kanserlerinin %3,6'sını, gelişmemiş ülkelerde kadın kanserlerinin %15'ini oluşturur. ABD ve İngiltere'deki rahim ağzı kanseri sıklığının dünya çapındaki sıklığının yarısı kadar olması [11] PAP smear taramasının başarısına atfedilmektedir [8].

Türkiye'ye ait geniş bir veri tabanı olmamasına rağmen 2002 verilerinde Dünya kanser veri tabanına (*Globocan*) göre kadınlarda ölüme sebep olan 7. kanser olduğu görünmektedir [8]. 1999 yılı T.C. Sağlık Bakanlığı istatistiklerine göre Türkiye'de genel kanser görülme sıklığı %0,038; meme kanseri görülme sıklığı %0,007 iken, rahim ağzı kanseri 0,95'dir ve sıklık sıralamasında 7. sıradadır [9]. Türkiye'de en güvenilir kanser istatistiklerinin tutulduğu İzmir ilinde 1993-1994 yıllarında yapılan bir değerlendirmede rahim ağzı kanseri; meme kanseri ve kolorektal kanserlerden sonra 3. en sık kanser, görülme sıklığı da 100.000'de 5,4 olarak belirlenmiştir [12]. Türkiye'de servikal kanserin

diğer ülkelere göre daha az görülmesi, bildirim sisteminin ve sağlık hizmetlerine erişimin yetersizliğine atfedilmiştir [13].

2.2 HPV (İnsan Papilloma Virüsü) Fonksiyonu

Epidemiyolojik çalışmalar rahim ağzı kanseri için majör risk faktörünün HPV (insan papilloma virüs) enfeksiyonu olduğunu göstermektedir. Rahim ağzı kanseri-HPV enfeksiyonu ilişkisi, akciğer kanseri-sigara ilişkisinden daha sıkı bir ilişkidir. Diğer taraftan HPV enfeksiyonu son derece yaygın bir enfeksiyondur. Amerika Birleşik Devletleri Hastalık Kontrol Merkezi (CDC) verilerine göre dünyada seksüel aktif kadın ve erkeklerin yaşam boyu HPV ile enfekte olma olasılığı en az %50 olarak bildirilmiştir. Rahim ağzı kanseri olgularının neredeyse tümünde (%99,7) HPV DNA izole edilir. Bununla beraber serviksteki HPV enfeksiyonlarının çoğu asemptomatiktir ve saptanan enfeksiyonlarının %90'dan fazlası 2 yıl içerisinde kendiliğinden yok olabilmektedir. Dolayısıyla rahim ağzı kanseri sıklığında azalma HPV enfeksiyonlarının tanınması, önlenmesi ve tedavi edilmesi yoluyla mümkün olabilir [14].

Servikal kanser genellikle HPV'nin onkojenik tiplerinin uzun süren enfeksiyonu sonucu ortaya çıkar. Şimdiye dek 100'den fazla HPV tipi saptanmıştır; bunlardan onkojenik türler, servikal kansere ya da kanser öncüsü lezyonlara neden olmaktadır. Cinsel açıdan aktif her kadın rahim ağzı kanseri riski taşır. Kadınların yüzde elli veya sekseni HPV enfeksiyonuna yakalanır; bunların %50'si onkojenik (kansere neden olan) HPV iledir. HPV enfeksiyonlarının birçoğu bağışıklık sistemi tarafından baş edilir ama onkojenik HPV tiplerinin neden olduğu enfeksiyon geçmezse servikal kanser gelişebilir [15].

Rahim ağzı kanseri oluşturma riski açısından HPV genotipleri düşük ve yüksek riskli olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Yüksek riskliler; 16, 18, 31 ve 45 başta olmak üzere 33, 39, 51, 52, 56, 58, 59 ve 68 tipleridir [16]. Bununla beraber rahim ağzı kanseri oluşturma açısından en fazla riski HPV virüsünün HPV 16 adlı alt türünün taşıdığı bilinmektedir [17]. Yaş ve cinsiyete bağlı olarak HPV 16 türünün görülme sıklığı kadınlarda 20-29 ve 40-49 yaş grupları arasında pik yaparken; erkeklerde 30-39 yaşları arasında pik yapmaktır. İki cinsiyette de 12-19 yaş grubunda hastalıklı kişi sayısı oldukça düşüktür [18].

Servikal kansere neden olan HPV tipleri bölgesel değişiklikler göstermekle birlikte olguların %70-80'inden HPV-16 ve HPV-18 türleri sorumludur. HPV-16 ve HPV-18'in oranları sırasıyla; Kuzey Amerika ve Avrupa'da %69,7 ve %14,6; Orta ve Güney Amerika'da %57 ve %12,6; Kuzey Afrika'da %67,6 ve %17; Güney Asya'da %52,5 ve %25,7 olarak bildirilmektedir. Türkiye'de HPV tipleri ve neden olduğu hastalıklar konusunda yeterli veri bulunmamaktadır [5].

HPV enfeksiyonu, başka geçiş yolları olsa da, daha çok cinsel ilişki yoluyla geçer. Türkiye'de kullanılma oranı yüksek olmayan kondom ve bariyer önlemleri, HPV enfeksiyonu riskini azaltır, ancak bu tam olarak koruyucu değildir. Daha çok genç yetişkinlerde görülen bu hastalığın cinsel yaşam tarzında ortaya çıkan değişikliklere bağlı olarak son yıllarda arttığı görülmektedir [5][19][20].

2.3 Tanı Yöntemleri

Rahim ağzı kanserinin yavaş doğal seyri, yayılan lezyonların erken tanınmasında ve kanser sürecinin önlenmesinde tarama programlarının önemini ortaya koymaktadır. Hastalığın hafif yayılma ile başlayıp kötü huylu tümöre doğru devamlılık gösterdiğinin kanıtı servikal değişimin 20'li yaşlarda, kötü huylu tümörlerin 25-35'li yaşlarda ve tam yayılmış hastalığın 40 yaşından sonra görülmesidir. Bu yüzden, kanser tam yayılım aşamasına gelmeden önce lezyonları yakalamak için taramaya erken yaşlarda başlanılmalıdır [21][22].

Çoğu kanserde olduğu gibi rahim ağzı kanserinde de erken tanının yaşam süresi ile yakın ilişkisi vardır. Tam yayılımın tamamlanmadığı olgularda 5 yıllık yaşam %100 olurken; bu değer erken lokalize tümörlerde %92, lokal yayılım durumunda %49, uzak metastaz durumunda ise %15 dolayındadır [23].

Bunlar arasında uzun zamandan beri başarı ile uygulanmakta olan Papanicolaou smear (PAP smear) testi ile elde edilen materyalin servikal yayma yöntemi ile tarama çalışmalarının büyük önemi vardır. 1943'de Papanicolaou ve Traut'un yayınladığı uterus kanserlerinin Vajinal smear ile tanısı konusundaki çalışmasından sonra, servikal lezyonların erken (in situ) evrede saptanmasıyla rahim ağzı kanserinden ölüm oranları %50-70 azalmıştır [24].

Günümüzde servikal kanserlerin taranmasında kullanılan en yaygın yöntem Papanicolou Smear (PAP smear) tarama testidir. PAP smear testi, ucuz ve kolay olması, hastalar tarafından kolay kabul edilebilmesi ve toplumsal taramalarda kullanılarak rahim ağzı kanserinden kaynaklanan ölümleri yaklaşık %75 oranında düşürebilmesi ile eşsiz bir tarama yöntemidir. Buna rağmen rahim ağzı kanserlerinin %50'den fazlasının daha önce hiç PAP smear testi yaptırmamış ve %60'tan fazlasının da son 5 yıl içinde hiç tarama yaptırmamış kadınlarda olduğunu gösteren çalışmalar vardır [25].

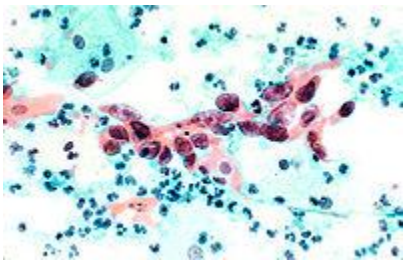
Pap smear ile servikal kanser taraması, kanser önlenmesine yönelik ve maliyet açısından etkin olan çok nadir yöntemlerden birisidir. Servikal kanserinde, iyi huylu lezyonlar bazı aşamalardan geçtikten sonra belirli bir süre sonunda kötü huylu lezyonlar haline gelmektedir. Bu nedenle servikal kanserlerin, söz konusu lezyonların kötü huylu lezyonlara dönüşmeden önceki aşamada yakalanması ve tedavi edilmesi, hastalığın görülme sıklığını ve ölüm oranını düşürecektir [26].

Servikal kanserin erken teşhisine yönelik PAP smear taramasıyla ilgili olarak American Cancer Society (ACS), kadınların ilk seksüel deneyimden 3 yıl sonra veya seksüel aktif olsun ya da olmasın 21 yaşına geldiklerinde, 30 yaş ve üzerinde her yıl, üç yıl negatif sonuç çıkması durumunda 3 yılda bir PAP smear testi yaptırmalarını, 70 yaşın üzerinde ve son 10 yılda anormal PAP test sonucu olmayan, üç veya daha fazla normal PAP test sonucu olan kadınların servikal kanser tarama programından çıkarılmalarını bildirmiş; benzer şekilde American College of Obstetricians and Gynecologist (ACOG), hayatı boyunca herhangi bir dönemde veya halen seksüel aktif olan ya da 21 yaşına gelmiş tüm kadınların yıllık jinekolojik muayene ve PAP smear yaptırmalarını, 30 yaş üzerinde ve 3 yıl ardışık yıllık normal jinekolojik muayene ve PAP smear sonucu olan kadınların daha uzun aralıklarla kontrol edilebileceğini bildirmiştir [26].

2.3.1 Sitoloji (Hücre Biyolojisi)

Servikal patolojileri taramada sitoloji halen ilk sırada gelmektedir. 1988'de Bethesda sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem 1991, 2000, 2001 tarihinde yeniden düzenlenmiştir. Günümüzde Bethesda Sınıflaması kullanılmaktadır [22][27][28][29].

Günümüzde başlıca iki sitolojik yöntem kullanılmaktadır: geleneksel PAP smear ve sıvı bazlı preparatlar (ThinPrep, SurePath). Genel olarak servikal kanserin tarama yöntemi olarak Pap smear tercih edilir. Son çalışmalara göre, duyarlılığının (duyarlılığının) %50'lerde olduğunu gösterilmiştir [30][31][32][33]. Sıvı bazlı ve bilgisayarlı tarama gibi yeni sitolojik teknikler %70'e varan daha yüksek duyarlılığa sahiptirler. Fakat ne yazık ki; bu teknikler gelişmekte olan ülkelerde sıklıkla kullanılamamaktadır. Düşük duyarlılığına karşın, Pap smear'in spesifitesi (özgüllük) (%94) oldukça yüksektir [22][25][33][34][35].



Şekil 2.1 Pap smear ile alınan materyalin x200'lük büyütmede rahim ağzı kanserinin histolojik görüntüsü [36]

Sıvı bazlı sitoloji, konvansiyonel simire göre, intraepitelyal (epitel içi) lezyonları saptamada daha duyarlıdır. Yüksek dereceli lezyonlar için konvansiyonel Pap smear %70, sıvı bazlı sitoloji %95; HPV testiyle kombine sıvı bazlı sitoloji ise %100 duyarlıdır [22][37][38][39].

Numunenin yeterli sayılması için, sıvı bazlı sitolojik incelemede en az 5.000, konvansiyonel simirde 8.000-12.000 iyi izlenen kötü huylu hücrelerin varlığı gerekir. Kötü huylu hücrelerin ve endoservikal (rahim ağzı kanalına ait) hücrelerin varlığı, dönüşüm bölgesinin yeterli örneklendiğini gösterir. Eğer enflamasyon (canlı dokunun cansız etkene verdiği yanıt), kan ya da döküntü (debris) nedeniyle hücrelerin %75'ten fazlasının yorumlanamazsa numune yetersiz sayılır. Yetersiz smear varlığında mutlaka iki-dört ay içinde smear tekrarlanmalıdır. Enfeksiyon varlığında enfeksiyon tedavi edilmelidir. Tekrarlayan smear yine yetersiz ise, kolposkopi ve/veya biyopsi yapılması uygundur [19][28][30].

2.3.2 Servikografi

Serviksin seyreltilmiş asetik asit uygulandıktan sonra, özel bir kamera (servikoskop) aracılığı ile görüntülenmesidir. Duyarlılığı %50, özgüllüğü %88'dir [31]. Düşük dereceli lezyonlar için daha duyarlıdır [22][40].

2.3.3 Asetik Asit Testi

Asetik Asit Testi, asetik asit uygulanmasından sonra serviksin çıplak gözle incelenmesidir. Beyaz alan görülmesi pozitif test sonucunu vermektedir [41]. Duyarlılığı %70-80'lerde fakat; özgüllüğü (%50-70) düşüktür [22][39][42][43].

Asetik asit testinin önemli avantajları, basit ve ucuz olması, hemen sonuç vermesi nedeniyle hastanın tekrar çağrılmasına gerek duyulmaması ve tanıyla eş zamanlı olarak tedavi planlanabilmesidir. Başlıca dezavantajı ise özgüllüğünün düşük olmasıdır [22][40].

2.3.4 Spekülоskopi

Spekülоskopi, asetik asit testinin bir benzeridir. Asetik asitten sonra serviksin parlama yapmayan ışık altında incelenerek özgüllüğünün yükseltilmesi amaçlanmıştır. Fakat yapılan çalışmalarda duyarlılık ve özgüllüğün asetik asit testi ile benzer olduğu görülmüştür. Dolayısı ile asetik asit testine üstünlüğü yoktur, hatta daha pahalıdır [22][40].

2.3.5 HPV Testi

Servikal kanserde önemli etken olan HPV pozitifliği bakılması daha çok kombine testlerde kullanılmakta işe yaramaktadır.

2.3.6 Kombine Yöntemler

Testlerin herhangi bir kombinasyonu duyarlılığı artırsa da özgüllüğü düşürür ve ayrıca maliyeti de artırır [22][44].

30 yaş ve üstü kadınlarda HPV DNA testi ve servikal sitolojinin birleşimi, öncü kanser taramasında diğer bir seçenektir. HPV-DNA testinin yüksek duyarlılığı ve servikal

sitolojinin yüksek özgüllüğün birleşimi, kombine test sonucu normal olan kadınlarda tarama aralığını uzatacaktır. Kombine test sonucu normal olan bir kadında CIN-II ya da daha üst evreli bir lezyonun gözden kaçma olasılığı 1/1000'dir [22][44].

2.4 Kesin Tanı

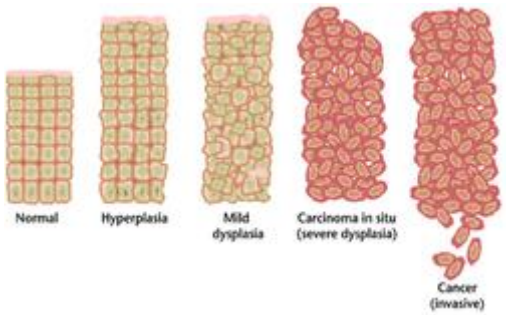
Kesin tanı -tüm kanserlerde olduğu gibi- biyopsi ile konulur. Yani altın standart biyopsidir.

Altın Standart: Herhangi bir hastalık şüphesiyle tetkik edilen hastalarda nihai karar verilen testtir.

Herhangi bir hastalık teşhisinde kullanılan birçok test olabilir. Ancak bunlardan bir tanesi "referans test" olarak kabul edilir. Yeni ve daha güvenilir bir test ortaya çıktığında altın standart değişebilir [45].

Altın standart testin, duyarlılığı ve özgüllüğü yüksek olmalıdır. Duyarlılığın yüksek olması için hasta kişilerde hastalığı tespit yüzdesi yüksek, hatalı negatif verme oranı düşük olmalıdır. Özgüllüğün yüksek olması için ise, sağlıklı hastaya hatalı pozitif verme oranı düşük olmalıdır [45].

Tarama yöntemlerinde patoloji şüphesi durumda daha ileri tetkiklere ihtiyaç duyulur. LEEP (Elektrocerrahi eksizyon yöntemi, Loop electrosurgical excision procedure; rahim ağzından lezyonlu bölgenin kesilip çıkarılması) ve konizasyon (koni şeklinde doku parçasının alınması) yöntemleri ile biyopsi materyali alınması ve bu materyalin histopatolojik incelenmesiyle tanı konulur [22][24][46].



Şekil 2.2 Sağlıklı dokudan kanser oluşumuna kadar meydana gelen mikroskobik değişiklikler [47]

Rahim ağzı kanserinin gelişmesinde serviks epitelinde birbiri ardı sıra gelen değişiklikler olur, bu da rahim ağzı kanserinin erken tanısında önem taşır [22][24][47].

BÖLÜM 3

GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME

3.1 Giriş

Görüntü bölütleme, bir görüntüyü her biri içerisinde farklı özelliklerin tutulduğu anlamlı bölgelere ayırmak olarak tarif edilebilir. Bu özellikler örneğin, görüntü içerisindeki benzer parlaklıklar olabilir ve bu parlaklıklar ilgili görüntünün farklı bölgelerindeki nesneleri temsil edebilir. Görüntü içerisinde aynı parlaklıklara sahip nesne parçacıklarının belirlenmesi, sınıflandırma ve tanılama amacı için kullanılabilir. Unutulmamalıdır ki, tüm görüntülere uygulanabilecek genel (universal) bir bölütleme yöntemi yoktur ve hiçbir bölütleme yöntemi mükemmel değildir. Başka bir deyişle, görüntü iyileştirme ve onarma problemlerinde olduğu gibi görüntü bölütleme için tasarlanan yöntemler ve bu yöntemlerin başarımları, görüntüden görüntüye ve uygulamaya dayalı olarak değişiklik arz eder [48].

Genel olarak sınıflandırma da bir bölütleme yöntemi olmakla beraber, diğer bir çalışmada şu şekilde tarif edilmiştir; sınıflandırma bir veri grubu içinde belirli bir sınıf oluşturan objelerin benzerliğinden yola çıkarak ve özelliklerine göre seçilerek gruplandırılması olarak tanımlanabilir. Çok bandlı sınıflandırma tekniği, çok bandlı görüntüden iyi bir veri elde etme yöntemidir. Yöntem temel olarak sınıflandırmada ilgili sınıfın ya da sınıfların uygun seçilmesi ve doğru tanımlanmasını zorunlu kılar. Sınıflandırma işleminin amacı; çalışılan görüntüde obje sınıflarına yönelik olarak pikselleri gruplamaktır. Çok bandlı görüntülerde piksellerin spektral değerleri temel alınarak sınıflandırma işlemi gerçekleştirilir [48].

3.2 Kullanım Alanları

Görüntü bölütleme;

- Medikal görüntü işleme
    - Tümörlerin ve patolojilerin belirlenmesi
    - Doku alanlarının ölçülmesi
    - Bilgisayar destekli ameliyat
    - Tanı koyma
    - Tedavi planlanması
    - Anatomi yapısı çalışmaları
- Uydu görüntülerinden obje yakalanması
- Yüz tanıma sistemleri
- Parmak izi tanıma sistemleri
- Trafik kontrol sistemleri gibi alanlarda kullanılmaktadır.

3.3 Kontrollü Sınıflandırma

Kontrollü sınıflandırmada görüntünün hangi sınıflara ayrılacağı, ya da görüntüden hangi sınıfların elde edilmek istenildiği önceleden bilinir. Bunun için görüntüden belirlenen sınıflara ait denetim alanlarının seçilmesi gerekmektedir. Denetim alanlarının seçimi sınıflandırmanın doğruluğunu etkileyen bir aşamadır. Uygulamada çokça karşılaşılan sorun sınıf çakışmasıdır. Sınıf çakışmasının nedenlerinden biri de denetim alanlarının ölçümünde yapılan hatalardır [49].

3.4 Kontrolsüz Sınıflandırma

Bu yöntem; piksellerin, kullanıcı müdahalesi olmadan algoritmalar yardımı ile otomatik olarak kümelendirilmesi temeline dayanmaktadır. Denetimsiz sınıflandırma yöntemleri içerisinde en yaygın olarak kullanılan ISODATA (Iterative Self Organizing Data Analyses Tecnique) tekrarlı veri analizi yöntemidir. Bu yöntem, tekrarlı olarak tüm sınıflandırmayı gerçekleştirme ve uygulanan her iterasyon sonrasında yeniden istatistik hesaplamasını temel alır. Self Organizing ise, minimum girdi ile kümelerin oluşturulmasıdır [50].

Bu yöntem karar kuralı olarak, minimum uzaklığı kullanır. Pikseller, görüntünün sol üst köşesinden başlanarak soldan sağa ve satır satır analiz edilir. Aday piksel ile her bir küme ortalaması arasında spektral uzaklık hesaplanır ve en yakın kümeye atanır. Öncelikle istenilen sınıf sayısı kadar oluşturulan kümenin ortalaması hesaplanır ve her iterasyondan sonra, her bir kümenin yeni ortalaması hesaplanılarak, bu ortalamalar bir sonraki iterasyon kümelerinin tanımlanmasında kullanılır [50].

Kontrolsüz sınıflandırma; görüntüdeki veri tanımlanamadığında başvurulan yöntemdir. Bu yöntemde, veri tipinin bilinmesine gerek yoktur, öncelikle sınıf sayıları belirlenir (bu aralığın geniş tutulması faydalıdır). Ayrıca, veri bandı değerleri yardımı ile, benzer piksellerin otomatik olarak bulunması temel alınmaktadır. Tanımlanan bu pikseller sembol, değer ya da etiketlere atanır, gerektiğinde de aynı tip sınıflarla birleştirilir [50].

Kontrolsüz sınıflandırma sonucundan elde edilen sınıflar, spektral sınıflardır ve spektral sınıfların özellikleri başlangıçtaki bilinmemektedir. Analizi yapan kişi; sınıflandırılmış görüntüyü, spektral sınıfların değer bilgilerine ulaşabilmek için başka bir referans bilgiyle (harita ya da görüntü gibi) kıyaslama yapması gerekmektedir [50].

3.4.1 Bulanık Mantığın Tarihsel Gelişimi

Günümüzde bulanık mantık çok yoğun olarak bilim adamları tarafından ele alınan bir konudur. 1970'lerden itibaren sürekli gelişme gösteren bulanık mantık, son çalışmalarda, PID ve yapay sinir ağları ile beraber kullanılmaya başlanmıştır ve çok daha geniş bir alana girme imkânı bulmuştur [7].

Başka bir çalışmada, bulanık mantığın geçirdiği evreler şu şekilde anlatılmıştır [7]:

“Bulanık küme kuramı, ilk kez 1965 yılında Berkeley’de California Üniversitesi öğretim üyelerinden aslen Azerbaycanlı olan Prof. Lütfi A Zadeh tarafından ortaya atılmış ve hızlı gelişerek, modern denetim alanında birçok bilim adamının ilgisini çeken araştırmaya açık yeni bir dal olmuştur [7].

Bulanık mantık kuramının ilk önemli endüstriyel uygulaması çimento sanayisinde olmuştur. Bu sanayide değirmen içerisindeki sıcaklık ve oksijen oranı ürün kalitesi açısından çok önemlidir. Kısıtlı ve hassas olmayan, ısı ve karbondioksit oranı gibi bilgilerle iyi bir çalışma düzeni elde edilebilmesi bir sanat olup operatörlerin bu konuda

yeterli bir uzmanlık kazanabilmeleri için yıllar geçmesi gerekir. Fakat kişiler ve uzmanlık düzeyleri arasında kaçınılmaz farklılıklar olacağından, üretilen çimento da vardiyalardan vardiyalara değişecek, tutarlı kalitede çimento üretimi çok zor olacaktır. İşte bir Danimarka firması bu nedenlerden dolayı lineer bir model üzerine kurulu geleneksel denetleyici yerine bir bulanık mantık kontrolcüsü (fuzzy logic controller - FLC) kullanmayı düşünmüş ve çok başarılı sonuçlar veren bir uzman sistem geliştirmiştir. Bu veya benzeri sistemler bugün bile Japonya ve Amerika'da dâhil olmak üzere birçok ülkede kullanılmaktadır [7].

Kronolojik sıra içerisinde bundan sonraki en önemli aşama Japonya' da 1987 yılında görülmüştür. Hitachi firması, ilk olarak 1987 yılında ulaştırma bakanlığına başvurmuş ve Sedai Metro sisteminde çalışan trenlerin otomatik olarak denetimi için bulanık mantık kullanımını önermiştir. Bakanlık öneriye olumlu baktığını belirtmiş, fakat bulanık mantık denetleyicinin kullanılmakta olan sisteme göre belirgin üstünlükleri olacağı konusunda kanıt istemiştir. Hitachi firması, dokuz yıl içerisinde 300.000 simülasyon çalışması ve 3.000 insansız operasyon gerçekleştirmiş ve sonunda 1986 yılının sonlarına doğru ulaştırma bakanlığından kullanım iznini almıştır [7].

Günümüzde, 30' dan fazla ülkede bulanık mantık konusunda araştırmalar yapılmakta olup, bunlar arasında ABD, Japonya, Çin ve Batı Avrupa ülkeleri başta gelmektedir [7].

NASA bünyesinde bulanık denetim konusunda bir bölüm vardır. Bu bölüm uzay mekiği için, pilotların yükünü azaltmak, sistemin güvenirliliğini artırmak ve yakıt tüketimini azaltmak amacı ile bulanık mantık temelli sistemler geliştirmiş ve böylece konuşlandırma ve konuşlandırılan pozisyonda tutma sırasında harcanan yakıt üç misli yaklaşma sırasında tüketilen yakıt 1.5 misli azaltılmıştır" [7][51][52].

3.4.2 Bulanık Mantık Uygulama Örnekleri

Günümüzde, bulanık mantık uygulamalarına yönelik yazılım ve donanımlar piyasada hazır şekilde kullanıcılara sunulmuştur. Hatta bulanık mikroişlemciler dahi satışa sunulmuştur. Bunun yanı sıra son zamanlarda lineer olmayan, cevap gecikmeli ve parametreleri zamanla değişen biyolojik işlemlerin bulanık kontrolü ve modellenmesi yapılan başarılı çalışmalar arasındadır [7].

Aşağıda bulanık mantık uygulamalarının kullanılmaya başlandığı alanlar belirtilmiştir. Burada bulanık mantığın uyarlandığı çeşitli alanlar ve örnekler kısa bir liste halinde verilmiştir [53].

- Biyoloji ve Tıp Biliminde: Bulanık mantık tabanlı teşhis sistemleri, kanser araştırmaları, bulanık mantık tabanlı protez cihazlarının işlenmesi, bulanık mantık tabanlı hareket düzensizliklerinin analizinde.
- Yönetim ve Karar Desteklerinde: Bulanık mantık tabanlı fabrika yeri seçimi, bulanık mantık yardımlı askeri karar yapımlarında (korkutucu sesler, fakat hatırlayınız bulanık mantık uygulamalarında verilerde bir kesinlik vardı ama mantıkta bir kesinlik yok), bulanık mantık tabanlı market satış stratejilerinin belirlenmesi.
- Ekonomi ve Finans: Kompleks satış sistemlerinin bulanık modellenmesinde, bulanıkmantık tabanlı ticaret sistemlerinde, bulanık mantık tabanlı maliyet – fayda analizlerinde, bulanık mantık tabanlı yatırım değerlendirmesinde.
- Çevre Bilimi: Bulanık mantık tabanlı hava tahmininde, bulanık mantık tabanlı su kalite kontrolünde.
- Mühendislik ve Bilgisayar Bilimlerinde: Bulanık veri tabanı sistemlerinde, bulanık mantık tabanlı deprem tahminlerinde, bulanık mantık tabanlı nükleer işletmelerin otomasyonunun kontrolünde, bulanık mantık tabanlı bilgisayar ağları dizaynında, bulanık mantık tabanlı mimari dizaynların değerlendirilmesinde, bulanık mantık kontrol sistemlerinde.
- Araştırma Çalışmalarında: Bulanık mantık tabanlı planlama ve modelleme, bulanık mantık tabanlı kaynak ayrışımında.
- Kalıp Tanıma ve Sınıflandırılması: Bulanık mantık tabanlı konuşmaların tanınmasında, bulanık mantık tabanlı el yazısı tanımalarında, bulanık mantık tabanlı yüz karakterlerinin tanınmasında, bulanık mantık tabanlı askeri komut analizlerinde, bulanık görüntü araştırmasında.
- Psikoloji: Bulanık mantık tabanlı insan davranışları analizinde, bulanık mantık tabanlı suç işleme ve önleme sebeplerinin araştırılmasında.

- Güvenilirlik ve Kalite Kontrolü: Bulanık mantık tabanlı hata tahmininde, üretim hattının izlenmesi ve denetimi [53].

BÖLÜM 4

UYGULAMA

Sunulan deneysel çalışmada uygulama olarak rahim ağzı kanseri kolposkopik görüntülerinin;

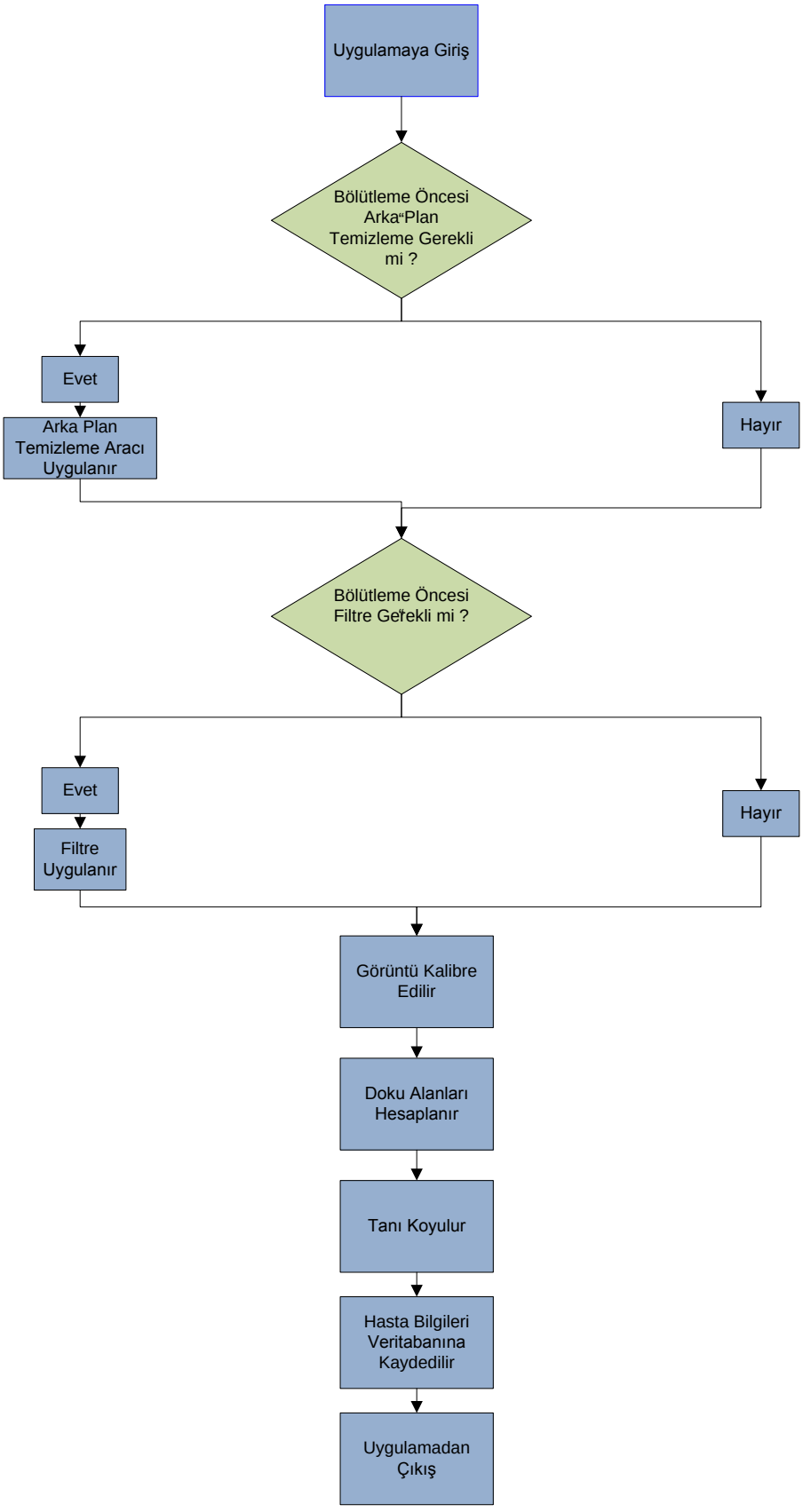
- bölütleme doğruluğunu arttıracak filtrelerin oluşturulması,
- uygun bölütleme yönteminin bulunması ve uygulanmasını sağlayacak yazılımın geliştirilmesi,
- sınıflandırılmış dokunun yüzey alanının hesaplanması sağlanarak hekimlere lezyonlu bölgenin yayılma miktarı ile ilgili matematiksel veri sunulması,
- aynı hastanın farklı dönemlere ait lezyonlu kolposkopik görüntülerinin karşılaştırılmasını sağlayacak yazılımın geliştirilmesi,
- hasta bilgilerinin kaydedilerek bir hasta veritabanı oluşturulması,

dolayısıyla rahim ağzı kanseri teşhisinin daha kolay bir hale getirilmesi amaçlanmıştır.

Uygulamada dahilinde Griscope Kolposkopi [54] cihazıyla üretilmiş 15 adet CIN-3 (yüksek derecede anormal serviks hücreleri) bulunduran lezyonlu kolposkopik görüntüler üzerinde çalışılmıştır.

Geliştirilen yazılım Microsoft .Net Compact Framework 3.5 ortamında, C#.NET programa dili ve Microsoft Access veritabanı programı ile birlikte kullanılarak geliştirilmiş, yazılım dahilinde herhangi bir kod kütüphanesi kullanılmamıştır.

4.1 Akış Diyagramı



Şekil 4.1 Uygulama Akış Diyagramı

4.2 Uygulama Araçları ve Filtreleri

Uygulama dahilinde kullanılan filtrelerin tamamı, lezyonlu kolposkopik görüntüleri bölütleme işlemi öncesinde ve sonrasında zenginleştirmek ve tanı koyulmasını daha kolay hale getirmek için geliştirilmiştir.

Her görüntünün kendine özgü yapıda olması nedeniyle, tezde öngörülemeyen problemlerin çözülmesi adına sunulan tez sürecinde uygulama olarak ayrıca temel bir görüntü işleme sistemi kurgulanmıştır. Bu gaye doğrultusunda uygulamaya dahil edilen bu filtreler, eldeki verilerin tamamına uygulanarak istenilen başarıyla ulaşıp ulaşmadığı test edilmiştir. Her ne kadar bazı filtreler istenilen etkiyi yaratmamış olsa da, bazı filtrelerin kesin başarıyla ulaştığı ve her bölütleme öncesinde kullanılması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır.

Filtrelerden ve test sonuçlarından aşağıda detaylı bir şekilde bahsedilmiştir.

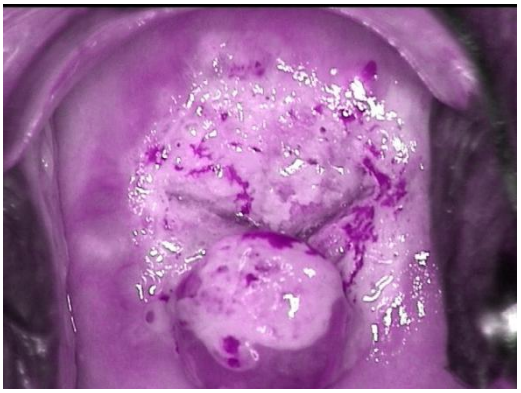
4.2.1 Histogram Eşitleme

Histogram eşitleme de kontrast zenginleştirme yöntemlerinden biridir. Histogram eşitlemesi ile görüntüde parlaklık en çok toplandığı alana en büyük kontrast zenginleştirmesi uygulanmaktadır. Deneyimli bir görüntü analizcisi, genellikle görüntü histogramını inceleyerek ve yeterli sonuçlar elde edinceye kadar deneyerek, uygun kontrast zenginleştirme algoritmasını belirleyebilir [7].

Bu yöntem, her görüntüyü iyileştirmez. Yalnızca tüm piksellerin belli araklıkta renk değerlerine sahip olduğu görüntülerde etkilidir.



Şekil 4.2 Orjinal görüntü



Şekil 4.3 Histogramı eşitlenmiş görüntü

Histogram eşitleme algoritmaları, görüntünün tamamındaki piksellerin ve bu piksel değerlerinin matematiksel olarak birbirlerine yakınlaşmasını sağlamaktadır. Dolayısıyla bu filtrenin bölütleme öncesinde uygulanması bölütleme doğruluğunu düşürecektir. Histogram eşitleme filtresinin yalnızca, bölütleme doğruluğu ya da doku yüzey alan hesabının önemsiz olduğu durumlarda kullanılması gerektiği düşünülmektedir.

4.2.2 Gaussian Blur

Gaussian blur, görüntüyü yumuşatmak için kullanılan bir algoritmadır. Görüntü işleme programlarında sıklıkla kullanılmakta, genellikle görüntü gürültüsünden kurtulmak ve detayları indirgemek için kullanılır.

Filtreler genelde 3x3 matrislerdir. Bunlara çekirdek matris (kernel matrix) denir. Filtreleme işlemi ise kısaca bu matrislerin görüntü üzerinde gezdirilip, üst üste gelen değerlerin çarpımları ve oluşan tüm çarpımların toplamlarının filtre elemanlarının

toplamına bölünmesi ile gerçekleştirilmiş olur. Her seferinde sadece merkez pikselin, yani ortadaki pikselin değeri değiştirilir. Bu işlemler sırayla tüm pikseller için yapılır ve görüntü güncellenir [55].

Filtreleme sırasında oluşabilecek iki problem vardır. Birincisi filtrenin görüntü dışına taşmasıdır. Bunu önlemek oldukça kolaydır. Görüntü üzerinde gezdirilen matrisin, sınırlara gelmemesi için kenar piksellerden uzak durulur. Eğer mutlaka tüm pikseller işlenmek isteniyorsa, o zaman, kenar piksel merkez olduğunda, görüntü üzerinde işlenen 3x3'lük piksel matrisin üçüncü sütunu bulunmadığı için, tekrar ikinci sütunu üçüncü sütun yerine yerleştirilerek işlemlere devam edilir. Filtrelemede karşılaşılabilecek ikinci problem piksellerin çarpma ve bölme işlemleri sonucunda maximum veya minimum değerlerden taşmasıdır. Bu durumda piksel maksimum veya minimum renk değerine geri çekilir [56].

Filtreleme yapılırken renkli bir görüntü kullanılıyorsa, tüm renklerin (kırmızı, yeşil, mavi) ayrı ayrı, filtre matrisi (çekirdek matris/kernel matrix) ile işleme girmesi sağlanmalıdır [56].

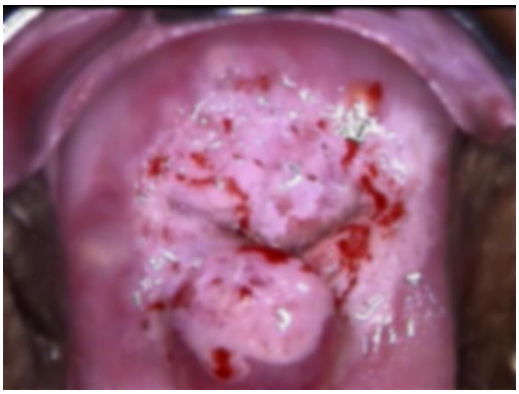
Bu uygulamada kullanılan gaussian blur matrisi Şekil 4.10'daki gibidir.

1	2	1
2	4	2
1	2	1

Şekil 4.4 Gaussian blur matrisi



Şekil 4.5 Orjinal görüntü



Şekil 4.6 Gaussian blur etkisi

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'dan anlaşılacağı üzere gaussian blur filtresi görüntü üzerinde yüksek düzeyde yumuşatma etkisi yapmaktadır. Histogram eşitleme filtresi ile aynı nedenden dolayı bölütleme öncesi yapılması uygun görülmese bile, kolposkopik görüntü de teşhis konulduktan sonra görsel açıdan dokunun karmaşıklığını indirgemek amacıyla kullanılabilir.

4.2.3 Keskinleştirme

Keskinleştirme filtresi, piksel değerlerindeki devamsızlığı, etrafındaki piksellerle olan farkını arttırarak ortaya koyan bir algoritmadır. Yani, bir pikselin etrafındaki komşu pikseller siyah ise, merkezdeki pikselin parlaklığının arttırılması anlamına gelmektedir.

Laplacian operatörü ile keskinleştirme, gürültü gibi devamlılığı olmayan değişiklikleri belirginleştirerek ortaya çıkarmaktadır [57]. Üzerinde çalışılan kolposkopik görüntülerde gürültü ve benzeri gibi etkenlerin belirginleştirilmesi gerekebileceği, ve keskinleştirme filtresinin de temel olarak bir görüntü işleme sisteminde bulunması gerektiği düşünüldüğünden uygulamaya dahil edilmiş ve sonuçları paylaşılmıştır.

Sunulan çalışmada kullanılan Laplacian keskinleştirme matrisi Şekil 4.7'deki gibidir.

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

Şekil 4.7 Laplacian keskinleştirme matrisi



Şekil 4.8 Orjinal görüntü



Şekil 4.9 Keskinleştirme etkisi

Keskinleştirme filtresi, yumuşatma algoritmalarının tersine piksellerin arasındaki matematiksel değerlerin farkını açmaktadır. Görüntü üzerinde piksel değerleri arasındaki farkın açılmasının, bölütleme sürecini kolaylaştırması ve daha doğru sonuçlar vermesi beklenir. Ancak yine de her zaman keskinleştirme filtresi olumlu sonuç vermeyebilir. Çünkü her filtrenin doku üzerindeki yapıyı bozma ihtimali, dolayısıyla gerçeğinden uzaklaştırma durumu söz konusu olabilir.

4.2.4 Gürültü Temizleme

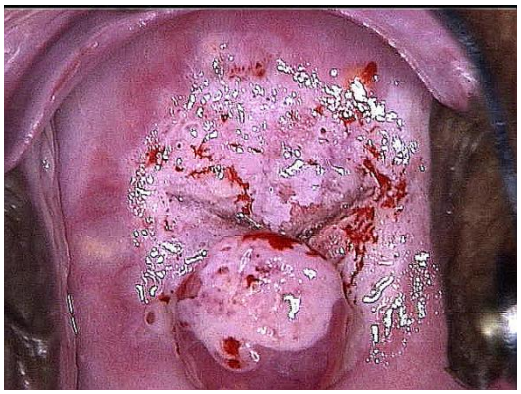
Kameralarda ya da bilgisayarlardaki birçok görüntü işleyici gürültü temizleme fonksiyonunu standart olarak bulundurmaktadırlar. Birçok farklı şekilde gürültü silme algoritması olsa da, çoğu algoritmanın amacı görüntüdeki detayın gerçek mi yoksa gürültü mü olduğuna karar vermesine dayalı çalışır. Ne yazık ki hiçbir algoritma bunu kusursuz bir şekilde gerçekleştirememektedir. Sunulan çalışmada gürültü temizleme matrisi Şekil 4.10'daki gibidir.

-1	-1	-1
-1	1	-1
-1	-1	-1

Şekil 4.10 Gürültü temizleme matrisi



Şekil 4.11 Orjinal görüntü



Şekil 4.12 Gürültü temizleme etkisi

Günümüzde birçok kolposkopi cihazı, görüntü üzerinde gürültüye sebebiyet vermeyecek kadar gelişmiş cihazlar da olsa, bugüne kadar üretilmiş her kolposkopik görüntü kusursuz değildir. Günümüz kolposkopi cihazlarının da hata yapmayacağına, görüntü üzerinde gürültü yaratmayacağına dair bir garanti yoktur. Bu tip durumlarda gürültü temizleme filtresi kullanılabilir.

İncelenecek kolposkopik görüntüde gürültü farkedilmişse, geliştirilen yazılım sayesinde 2 farklı yola başvurulabilir;

- kolposkopik görüntü bölütleme işlemine girmeden önce gürültü temizleme filtresi kullanılarak bu kısımların olabildiğince yok edilmesi sağlanır,
- şayet gürültü görülen kısım lezyonlu bölge dahilinde değilse, bölütleme işlemi tamamlanır, geliştirilen yazılımın sınıf birleştirme özelliği sayesinde gürültülü bölgelerin ait olduğu sınıf ile komşu sınıf birleştirilerek de gürültü olan kısımlar elemine edilebilir.

4.2.5 Kenar Yakalama

Görüntüdeki keskin değişiklerin yakalanmasındaki amaç, görüntüdeki önemli objelerin ortaya çıkarılmasıdır. İdeal durumda, kenar yakalama filtresi uygulanan bir görüntü, objelerin kenarlarını, görüntü yüzeyindeki işaretlerin sınırlarını ortaya çıkarmalıdır. Ancak bunun yanında, kenar yakalama algoritmaları, görüntü yüzeyinde bilgi kaybına sebebiyet vermektedir. Kenar yakalama filtresi başarılı sonuç verdiğinde, orjinal görüntü kolaylıkla sadeleştirilebilir.

Görüntülerde ya da fotoğraflarda her zaman en doğru kenarların yakalanması beklenemez. Karmaşık görüntülerde sonuçlar genellikle parçalı olarak ortaya çıkmaktadır. Ayrıca gerçeğinde bir kenarı temsil etmeyen bölgelerin yakalanması da muhtemeldir [58].

Kenar yakalama, görüntü işleme teknikleri, görüntü analizi, doku tanıma ve görüntüleme tekniklerinin temelinde yer almaktadır [59]. Uygulama dahilinde Prewitt kenar yakalama matrisi kullanılmıştır. Prewitt operatörü, görüntülerde kenar yakalama konusunda en eski ve en iyi çözümleme yapan yöntemlerden birisidir [60].

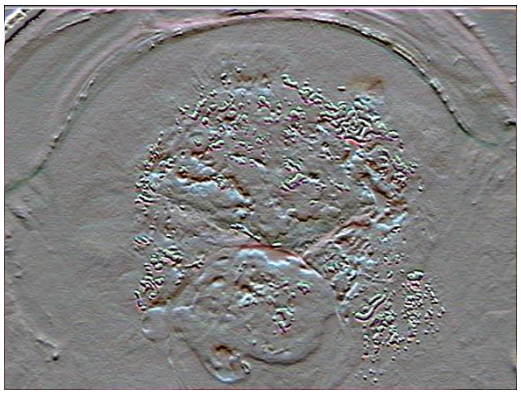
Sunulan çalışmada kullanılan Prewitt kenar yakalama matrisi Şekil 4.13'daki gibidir.

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

Şekil 4.13 Kenar yakalama matrisi



Şekil 4.14 Orjinal görüntü



Şekil 4.15 Kenar yakalama etkisi

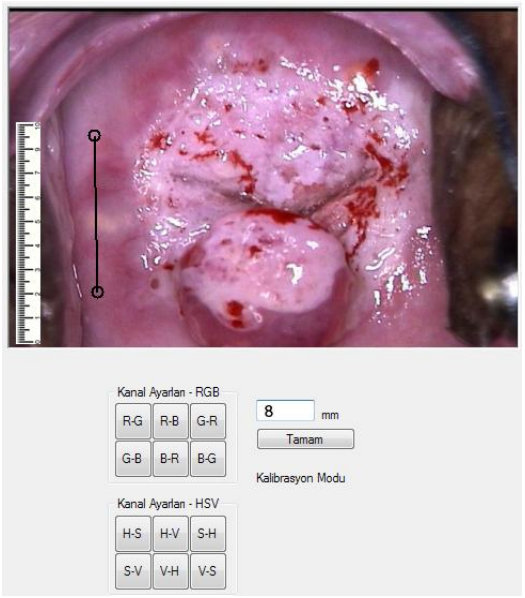
Kenar yakalama filtresi, görüntü üzerinde çok fazla veri kaybettirdiği için, bölütleme öncesinde ya da sonrasında önerilmemektedir. Ancak tek başına bir yorum kaynağı olabilmektedir. Zira kenar yakalaması, dolayısıyla kolposkopik görüntü üzerinde farklı dokular arasındaki geçişin yakalanması sağlanabilir. Bu da lezyonlu bölgelerin sınırlarına dair fikir verebilmektedir.

4.2.6 Görüntü Ölçekleme ve Ölçme Aracı

Ölçme aracı, kolposkopik görüntüler üzerinde hekimlere, mesafe ve alan bilgisi vermek üzere tasarlanmıştır. Günümüzde lezyonlu bölgelerin ne kadarlık bir yüzey alanı kapladığı, hekimin o andaki gözlemine ve yorumuna dayalı olarak karar verilmektedir. Yazılım sayesinde, teşhisin bu kısmına da matematiksel veriler hazırlanarak, hekime daha hassas bilgi sunulması amaçlanmıştır.

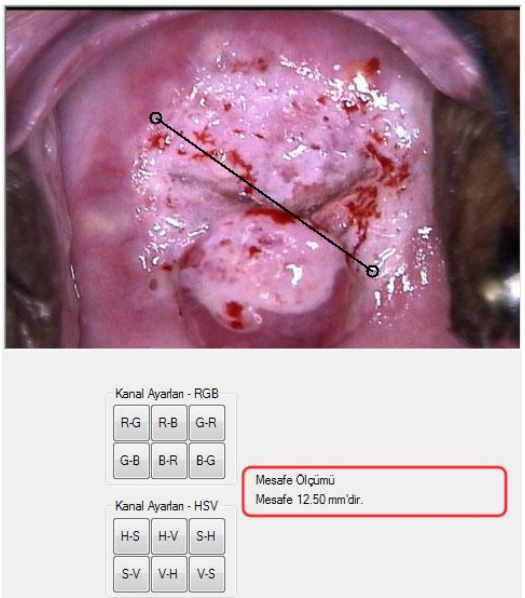
Bu araç ilk aşamada görüntü üzerinde iki nokta arasındaki mesafenin bilinmesi üzerine kalibre edilmesi ile çalışmaktadır. Dolayısıyla görüntü üzerinde mesafenin tek seferlik

ölçülmesine yardımcı olacak referans noktaları ya da kamera objektifine takılabilecek bir ölçek skalası sayesinde gerçekleştirilmesi mümkün olabilecektir.



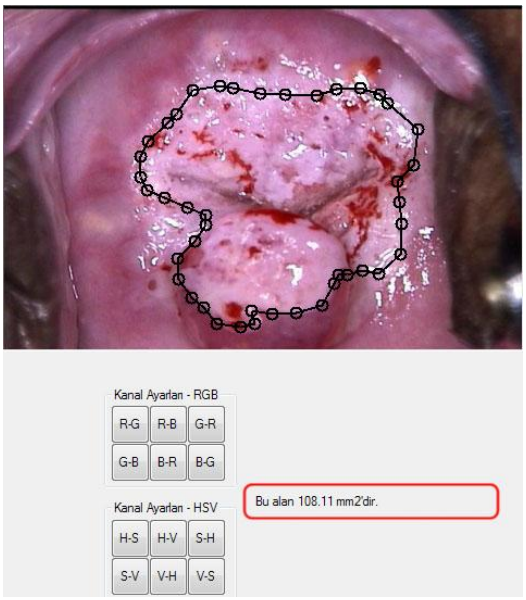
Şekil 4.16 Kalibrasyon sırasında bir ekran görüntüsü

Görüntü bir kere kalibre edildikten sonra mesafe ölçümü, alan ölçümü ve bölütleme sonucu oluşan sınıfların alan hesabının otomatik hesabını mümkün kılar hale gelmektedir.



Şekil 4.17 Mesafe ölçümü sırasında alınan bir ekran görüntüsü

Şekil 4.17'de görüntü üzerinde işaretlenmiş iki nokta arasındaki mesafe görülmektedir.



Şekil 4.18 Alan ölçümü sırasında geliştirilen yazılımdan alınan bir ekran görüntüsü

Şekil 4.18'de görüntü üzerinde işaretlenmiş alan ve bu alanın yüzölçümü gözükmektedir.



Şekil 4.19 Küme alanı hesabı yapılmış ekran görüntüsü

Daha önce de bahsedildiği gibi bu hesapların tamamı ancak görüntü kalibre edildikten sonra yapılabilmektedir. Şekil 4.19'da bölütlemesi ve kalibrasyonu yapılmış bir görüntünün, her kümeye ayrılmış bölümlerin toplamında kapladıkları yüzölçümünü göstermektedir.

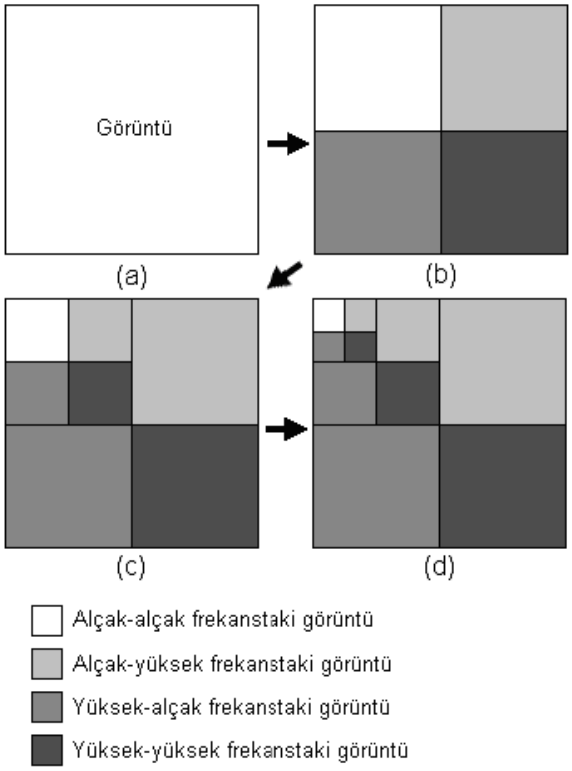
Bu uygulamada izlenilen görüntü ölçekleme yöntemi, yeniden örnekleme gerektirmeyecek şekilde, görüntünün aslını deforme etmeden görüntü hakkında matematiksel veri toplanarak uygulanmıştır. Yani gerçekleştirilen ölçekleme ardından,

görüntünün tamamına kalibrasyon fonksiyonu uygulanmayarak görüntünün aslı korunmuştur. Bunun yerine her mesafe ölçümünde arka planda çalışan algoritma sayesinde kalibrasyon fonksiyonu ilgili ölçüme dahil edilerek doğru mesafe bilgileri hesaplatılmıştır. Bu sayede ölçekleme öncesi ve sonrasında görüntü üzerindeki piksellerin yerleri ve gri değerleri değişmeyecek, görüntünün orjinal yapısı bozulmadan doğru metrik sorgulamalar yapılabilabilecektir.

4.2.7 Wavelet Dönüşümü

Haar wavelet dönüşümü temel olarak girdi değerlerinin ikişer ikişer ortalamasını alır. Bunun yanında ortalamadan oluşan farkı da ek bilgi olarak tutar. Bu işlem özyinelemeli olarak devam eder. İşlem sonun da 2^n - 1 tane fark ve bir tane toplam ortalama değer oluşur [61].

Bir görüntüye Wavelet dönüşümü uygulanırken, görüntünün her satırı ve sütunu birer veri dizisi gibi düşünülecek olursa, önce tüm satırlara sonra tüm sütunlara Wavelet dönüşümü uygulanır. Uygulamanın adımları Şekil 4.20'de gösterilmiştir [61].



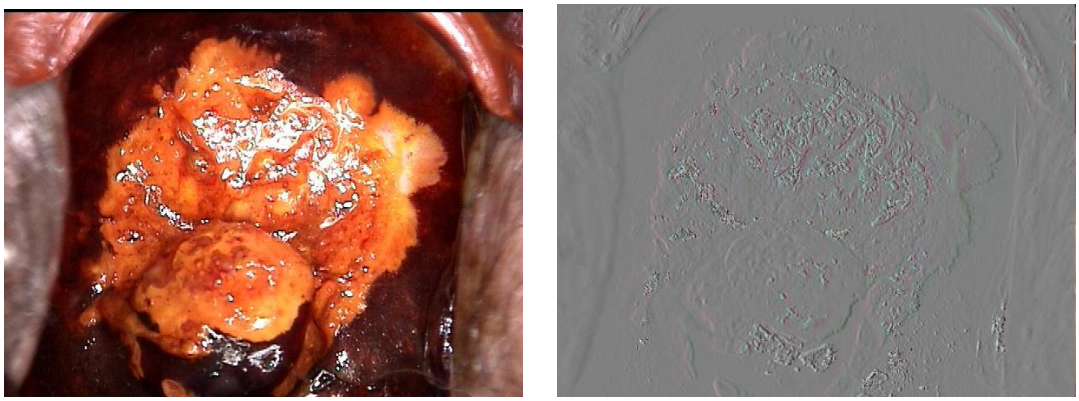
Şekil 4.20 Wavelet dönüşüm uygulama adımları [61]

Haar waveleti:

$$f(x)=\begin{Bmatrix} 1 & 0 \le x < 1/2, \\ -1 & 1/2 \le x < 1, \\ 0 & diger \end{Bmatrix} \qquad (4.1)$$

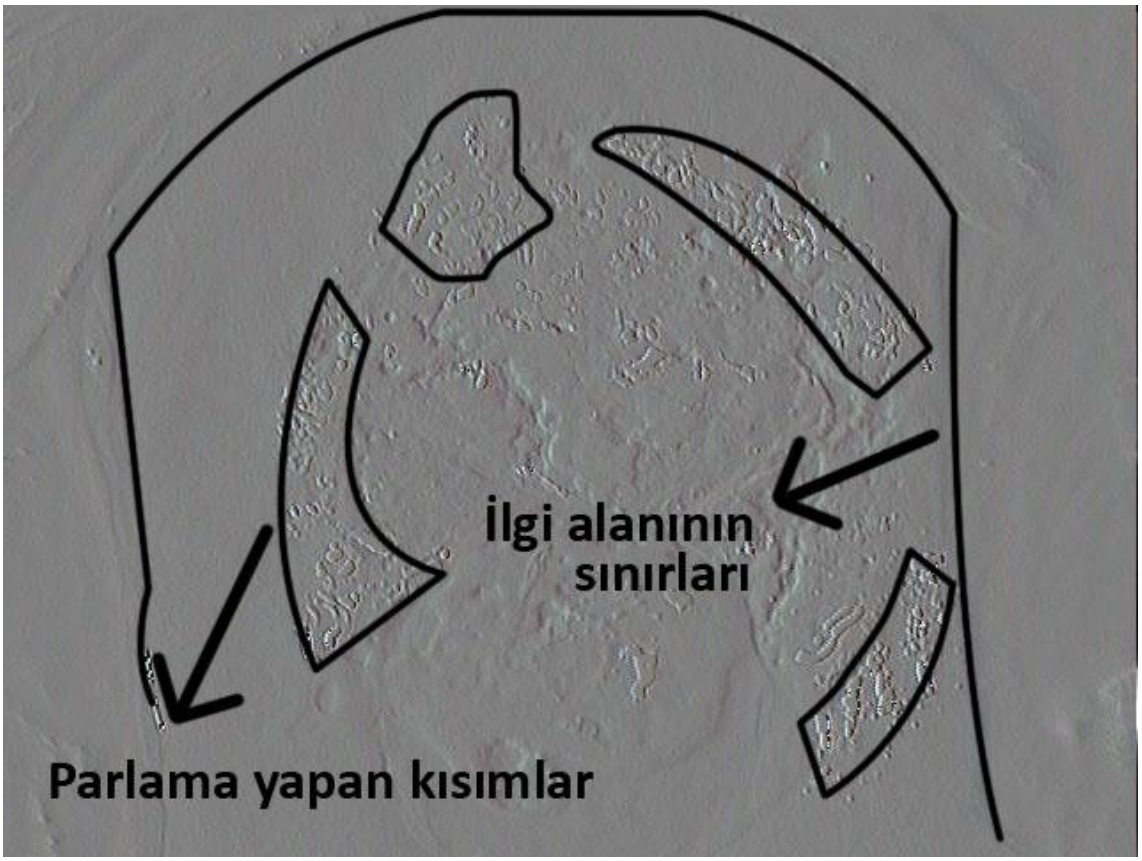
şeklinde hesaplanır.

Sunulan çalışmada Wavelet dönüşümünün uygulanmasının nedeni, kolposkopik görüntülerde lezyonlu bölgenin diğer dokulardan ayrıştırılması, belirginleştirilmesi ve görüntü üzerindeki yerinin belirlenmesidir. Çalışma dahilinde üretilmiş sonuçlar aşağıda paylaşılmıştır.



Şekil 4.21 Wavelet görüntü örneği

Yapılan çalışma sonucunda, Şekil 4.21'de görüldüğü üzere wavelet dönüşüm algoritmasının lezyonlu kolposkopik görüntülerdeki bazı dokuları yakalayabildiği, ancak lezyonlu dokular dışında gürültü olarak tanımlanabilecek farklı sonuçları da ortaya çıkardığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.22 Wavelet görüntü örneği

Şekil 4.22'de görüldüğü üzere wavelet dönüşümü uygulanmış görüntülerde görüntünün alım yöntemi yüzünden meydana gelen parlaklıkların gözle rahatlıkla farkedilmesi sağlanmıştır. Ayrıca lezyon olması muhtemel kısımların doğal sınırları da belirginleştirilmiştir.

Wavelet dönüşüm algoritmasının bazı doku yapılarını ve dokular arasındaki geçişleri belirgin hale getirebildiği anlaşıldığından, wavelet dönüşüm algoritması Haar wavelet fonksiyonu kullanılarak çalışma dahilinde geliştirilen görüntü işleme yazılımına dahil edilmiştir.

4.2.8 Arka Plan Temizleme

Günümüzde en sık kullanılan renk uzayı RGB formatıdır. Bu renk uzayı tüm renkleri kırmızı, mavi ve yeşilin birleşiminden oluşturmaktadır. Diğer yandan HSV renk uzayı ise, renk özü, doygunluk, parlaklık değerleri ile tanımlanmaktadır.

HSL, HSV ve HSI gibi renk uzayları görüntü analizlerinde, doku tanıma ve görüntü bölütleme gerektiğinde sıklıkla tercih edilmektedir [62]

1970'lerden itibaren, HSV ve HSI renk uzayları görüntü bölütleme yöntemlerinde başarıya ulaşan yolda köprü görevi görmüştür. Ulaşılmak istenilen amaç obje tanıma ya da genel olarak renk tonu, doygunluğu, parlaklık gibi öğeleri birbirinden ayrıştırmaksa, HSI ve HSV gibi renk uzaylarının insan gözü ile benzer yapıda çalıştığı düşünülebilir [63].

Sunulan çalışma dahilinde, insan dokularının görüntü üzerinde göstermiş olduğu değişimlere odaklanılmıştır. Hali hazırda kullanılmış olan RGB renk uzayının HSV renk uzayına dönüştürülmesi sayesinde görüntü üzerindeki renkleri, ulaşılmak istenilen amaç doğrultusunda daha anlamlı hale getirmek mümkün olacaktır. Bu nedenlerden dolayı RGB-HSV renk uzay dönüşümü uygulamada geliştirilmiş, hem RGB hem de HSV renk uzayları için testler yapılmıştır.

Aşağıdaki dönüşüm denklemleri sayesinde RGB ile HSV renk uzayının silindir biçimi arasında dönüşüm gerçekleştirilebilir:

RGB'den HSV'ye

$$H \in \{0,360\}, S, V, R, G, B \in \{0,1\} \tag{4.2}$$

$$MAX = \max\{R,G,B\}, MIN = \min\{R,G,B\} \tag{4.3}$$

$$S = \begin{cases} MAX = 0, 0 \\ MAX \neq 0, 1 - \dfrac{MIN}{MAX} \end{cases} \tag{4.4}$$

$$V = MAX \tag{4.5}$$

HSV'den RGB'ye:

$$H_i = \left\lfloor \frac{H}{60} \right\rfloor \bmod 6 \tag{4.6}$$

$$f = \left\lfloor \frac{H}{60} \right\rfloor - H_i \tag{4.7}$$

$$p = V(1-S) \tag{4.8}$$

$$q = V(1-fS) \tag{4.9}$$

$$t = V(1-(1-F)S) \tag{4.10}$$

$$eğer\ H_I = 0 \rightarrow R = V, G = t, B = p \tag{4.11}$$

$$eğer\ H_I = 1 \rightarrow R = q, G = V, B = p \tag{4.12}$$

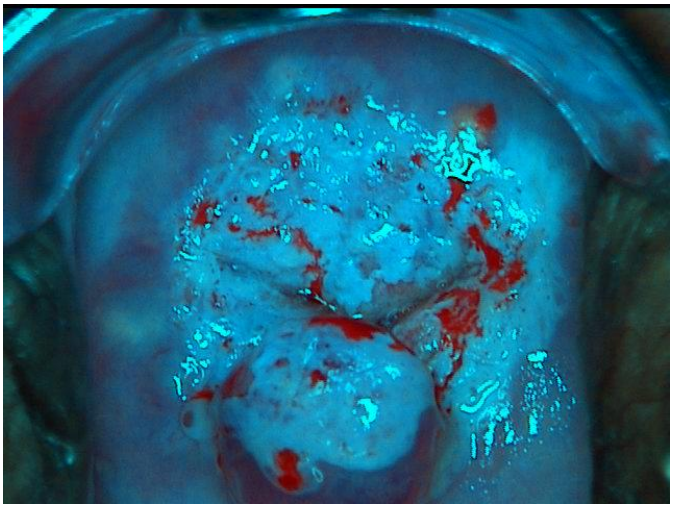
$$eğer\ H_I = 2 \rightarrow R = p, G = V, B = t \tag{4.13}$$

$$eğer\ H_I = 3 \rightarrow R = p, G = q, B = V \tag{4.14}$$

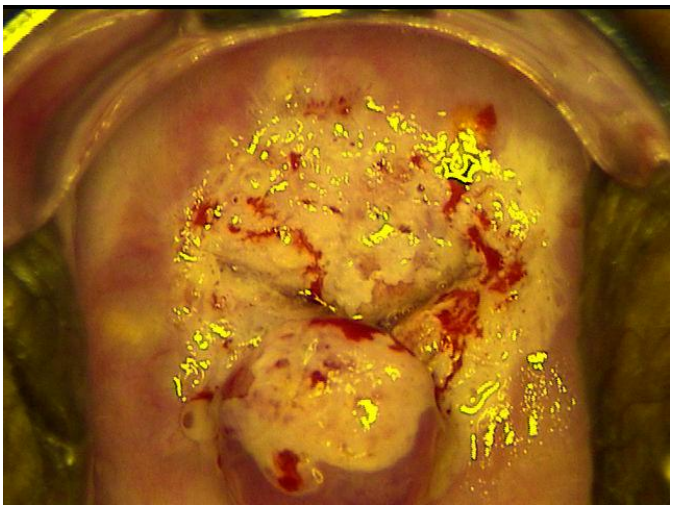
$$eğer\ H_I = 4 \rightarrow R = t, G = p, B = V \tag{4.15}$$

$$eğer\ H_I = 5 \rightarrow R = V, G = p, B = q \tag{4.16}$$

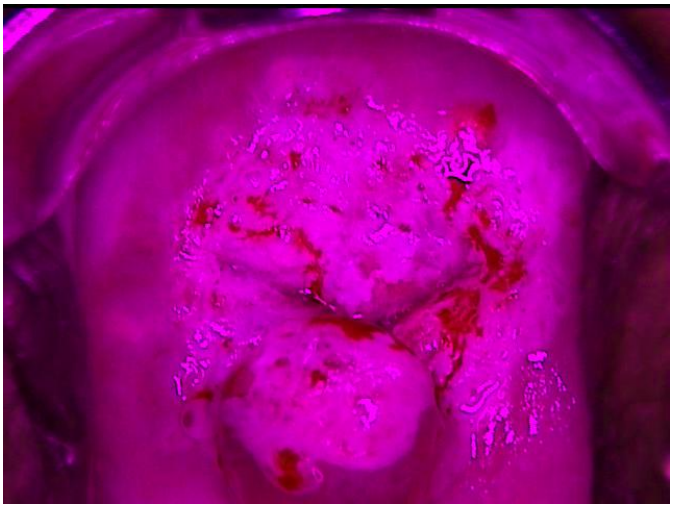
Sunulan tez çalışması sırasında bazı kanal işlemleri denenmiş ve lezyonlu kolposkopik görüntüler üzerinde test edilmiştir. Bu test sonuçlarından bazıları aşağıda paylaşılmıştır.



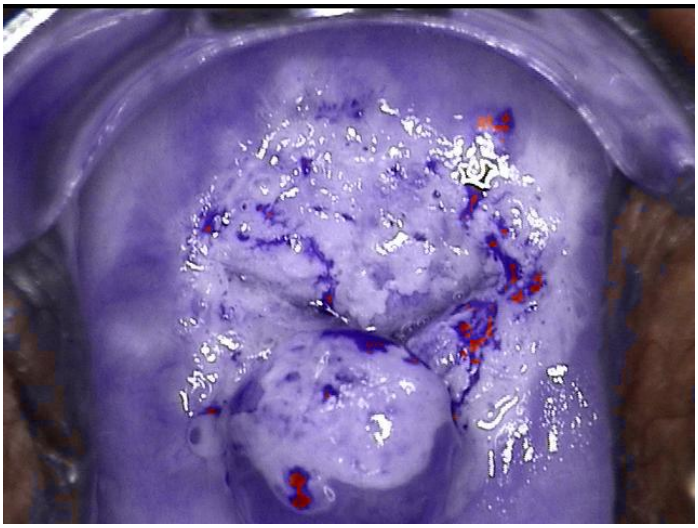
Şekil 4.23 (Kırmızı band - mavi band) sonucu oluşan görüntü



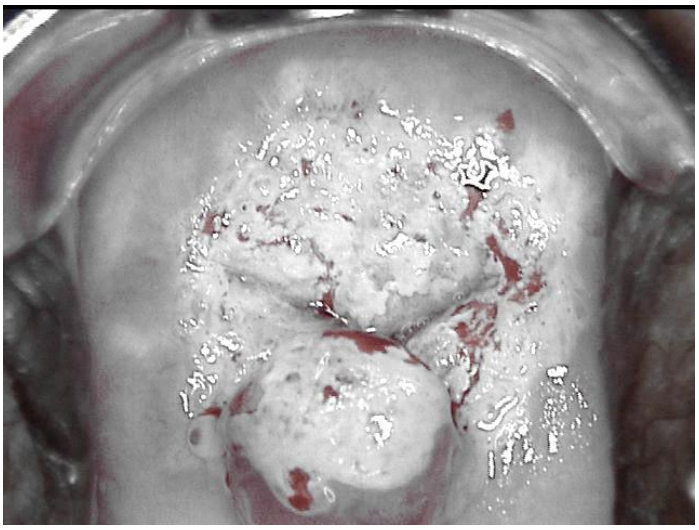
Şekil 4.24 (Mavi band - yeşil band) sonucu oluşan görüntü



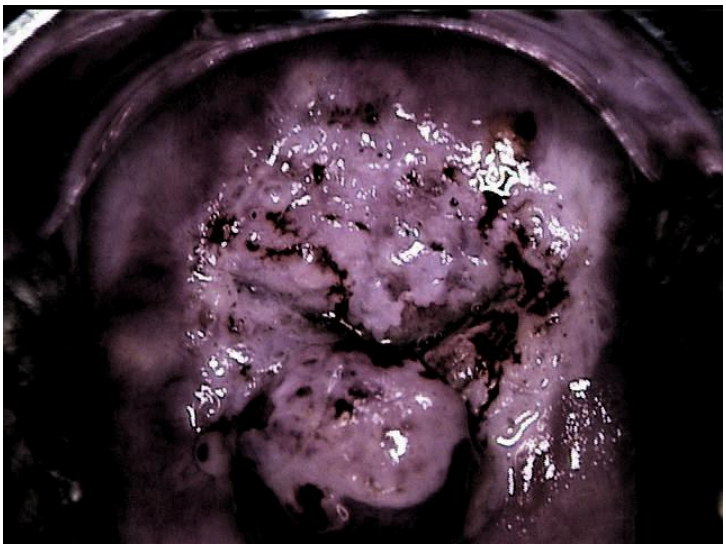
Şekil 4.25 (Yeşil band - kırmızı band) sonucu oluşan görüntü



Şekil 4.26 (Renk özü - doygunluk) sonucu oluşan görüntü



Şekil 4.27 (Doygunluk - parlaklık) sonucu oluşan görüntü

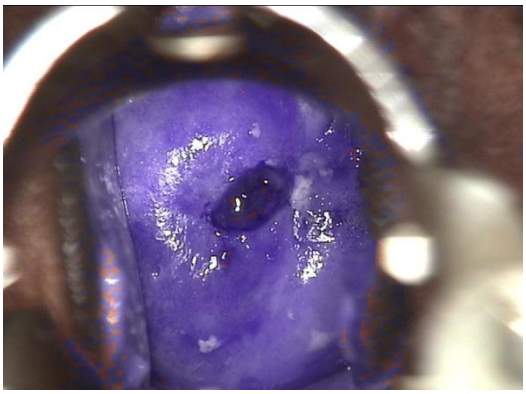


Şekil 4.28 (Parlaklık - poygunluk) sonucunda oluşan görüntü

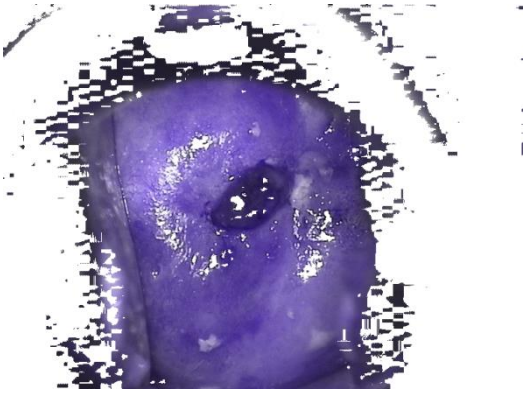
Şekil 4.23, Şekil 4.24 ve Şekil 4.25'de yapılan kırmızı, yeşil, mavi band kanal işlemlerinin görüntünün tamamına yayıldığının, yani resmin belirli karakteristik özelliklerini öne çıkarmaktansa tüm görüntü üzerinde belli bir kanalın değerinin arttığı gözlemlenmiştir.

Diğer yandan, HSV renk uzayında yapılan kanal işlemlerinde, özellikle Şekil 4.26'da lezyonlu bölgenin yayılabileceği en büyük sınırların yakalandığı, dolayısıyla bölütlemenin odaklanması gereken yerin otomatik olarak ortaya çıkarıldığı tespit edilmiştir. Bu sınırların dışında kalan kısımların bölütlemeye sokulmaması durumunda, Şekil 4.26'da görülebileceği gibi görüntünün önemsiz kısmının otomatik olarak değerlendirilmemesi, dolayısıyla sonuçları etkilememesi sağlanabilir.

Arka plan temizleme filtresi, bölütleme sonuçlarının daha başarılı çalışabilmesi için tasarlanmış bir filtredir. Kolposkopik görüntülerde lezyon aranılabilecek kısımlar dışında kalan yerlerin otomatik olarak elemine edilmesini sağlar. Geliştirilen yazılım, kanal işlemleri ile uyumlu çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Şekil 4.30'da görülen durum kolposkopik görüntüde sağlandığında, bu filtre ile lezyon aranması gerekli olmayan bölgelerin silinmesini sağlar. Bu sayede bölütleme işleminin daha yalın geçmesi sağlanır.

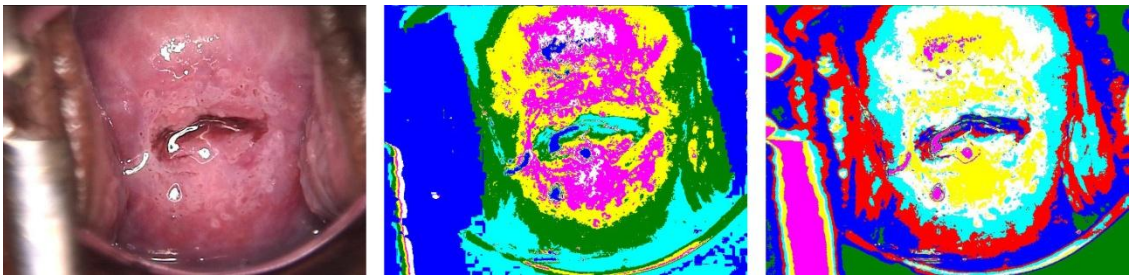


Şekil 4.29 (Renk özü - doygunluk) kanal işlemi sonucu oluşan görüntü



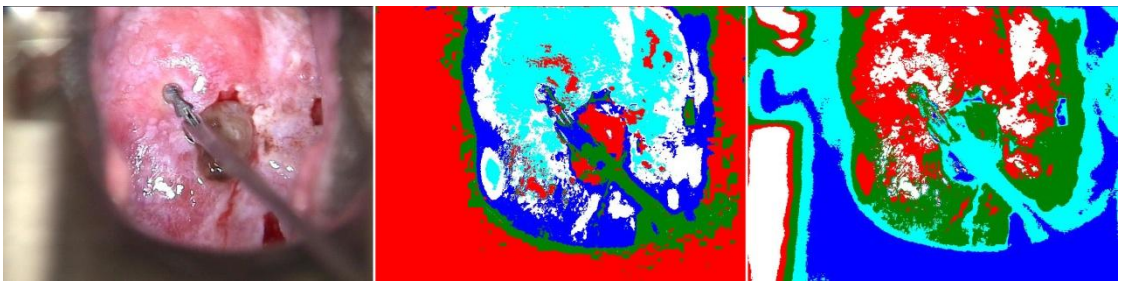
Şekil 4.30 Arka plan temizleme etkisi

Filtreler her kolposkopik görüntü de olumlu sonuç vermese bile, kanal işlemleri ve beraberinde arka plan temizleme filtresinin sağladığı katkı düşünüldüğünde, bölütleme öncesinde kesinlikle denenmesi gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Yalnızca bu filtrelerin olumlu sonuç vermediği durumlarda bu kısım atlanarak bölütleme işlemine devam edilmelidir.



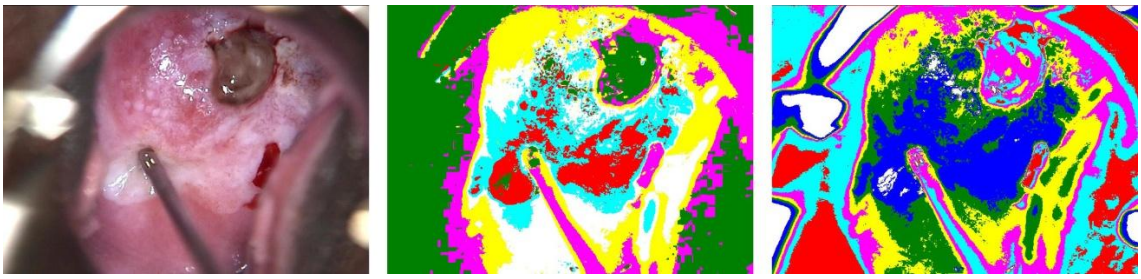
Şekil 4.31 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 7 sınıflı Cmeans sonuçları

Şekil 4.31'de lezyonlu kolposkopik görüntünün arka planı temizlenerek elde edilmiş sonucu ile, arka planı temizlenmeden elde edilen sonucunun karşılaştırmasını görülmektedir. Ortadaki yani arka planı temizlenmiş görüntüde, lezyon aranması gereken kısımların daha belirgin olduğu görülmekte, ve lezyonun sınırlarını tarif etmekte daha başarılı olduğu anlaşılmıştır.



Şekil 4.32 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 5 sınıflı C-means sonuçları

Şekil 4.32'de ortadaki görüntüde kırmızı ile kümelenmiş kısımların tamamen gözardı edebileceğimiz bölümler olduğu kolayca anlaşılmakta, ayrıca sağdaki görüntüye kıyasla gerçek doku yapısını daha doğru kümelediği görülmektedir. Bunun yanı sıra, arka planı temizlenmiş görüntünün lezyonlu bölgeyi %78 doğrulukla yakaladığı, arka planı temizlenmemiş görüntünün ise %52 ile doğrulukta olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 4.33 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş bir görüntünün 7 sınıflı C-means sonuçları

Şekil 4.33'de yine arka planı temizlenmiş olan ortadaki görüntüde, hesaplama yapılırken dikkate alınmaması gereken kısımların çoğunun yeşil ile boyandığını, görüntünün merkezindeki kısımların ise daha gerçeğe yakın kümeleme sonuçlarına ulaştığı görülmektedir.

4.3 Görüntü Bölütlemesi

4.3.1 K-Means Kümeleme Algoritması

En eski kümeleme algoritmalarından olan K-means, 1967 yılında J.B. MacQueen tarafından geliştirilmiştir. En yaygın kullanılan kontrolsüz öğrenme yöntemlerinden birisi olan K-means'in atama mekanizması, her verinin sadece bir kümeye ait olabilmesine izin verir. Bu nedenle, keskin bir kümeleme algoritmasıdır. Merkez noktanın kümeyi temsil etmesi ana fikrine dayalı bir metottur [65]. Eşit büyüklükte küresel kümeleri bulmaya eğilimlidir. K-means kümeleme yönteminin değerlendirilmesinde en yaygın olarak karesel hata kriteri SSE (Summed Squared Error) kullanılır. En düşük SSE değerine sahip kümeleme sonucu en iyi sonucu verir. Nesnelerin bulundukları kümenin merkez noktalarına olan uzaklıklarının karelerinin toplamı aşağıdaki eşitlik ile hesaplanmaktadır [63].

$$SSE = \sum_{i=1}^{K} \sum_{x \in C_i} dist^2(m_i, x) \tag{4.18}$$

Bu kriterleme sonucu, k tane kümenin olabildiğince yoğun ve birbirinden ayrı sonuçlanması hedeflenmeye çalışılır. Algoritma, karesel-hata fonksiyonunu azaltacak k parçayı belirlemeye gayret eder. K-means algoritması, algoritmaya kullanıcı tarafından verilen k parametresi ile n tane veriden oluşan veri setini k adet kümeye böler. Küme benzerliği kümedeki nesnelerin ortalama değeri ile ölçülür, bu da kümenin ağırlık merkezidir [66].

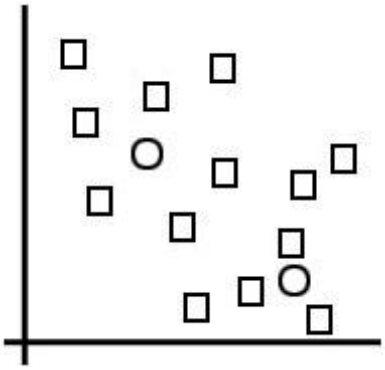
Sınıflandırmada (clustering) kullanılan algoritmalardan birisidir. Amaç özellik çıkarımı yapılmış bir grup verinin birden fazla sınıfa göre doğru sınıflandırılmasıdır.

Kullanılan matematiksel yöntem her sınıf için merkez belirlenen noktaya uzaklığa (aynı zamanda bu hata miktarıdır) göre yeni sınıfların yerleştirilmesidir.

Algoritma temel olarak 4 aşamadan oluşur:

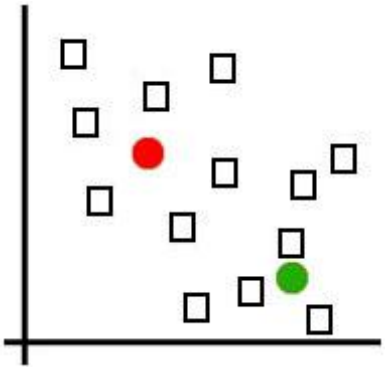
- Sınıf merkezlerinin belirlenmesi
- Merkez dışındaki örneklerin mesafelerine göre sınıflandırılması
- Yapılan sınıflandırmaya göre yeni merkezlerin belirlenmesi (veya eski merkezlerin yeni merkeze kaydırılması)
- Kararlı hale gelinene kadar 2. ve 3. adımların tekrarlanması

Algoritmayı daha net anlamak için aşağıdaki örnek uzaya dağılmış olan örnekler incelenecek olursa:



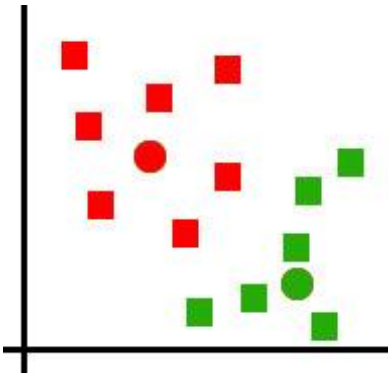
Şekil 4.34 Uzayda rastgele dağılmış örnek veri [68]

Şekil 4.34'de verilen ve uzayda koordinatları kodlanmış olan örnekler için iki adet hedef küme tanımlanır.



Şekil 4.35 Örnek veri ve tanımlanan kümeler [67]

Bu küme tanımlarına uzaklıklarına göre bütün örnekler sınıflandırılır.



Şekil 4.36 Sınıflandırılmış örnek veri [67]

Daha önceden sınıflandırılan örneklerin merkezlerini bulunur. Merkezleri hareket ettirdikten sonra örneklerden bazıları yeni merkezlere daha yakın olabilir. Buna göre örnek kümelerimizin sınıflandırılmasını güncellenir. Bu işlem küme merkezlerinin yeri değişmeyene kadar tekrar edilir.

4.3.2 K-means Kümeleme Algoritmasının Avantaj ve Dezantajları

Avantajları;

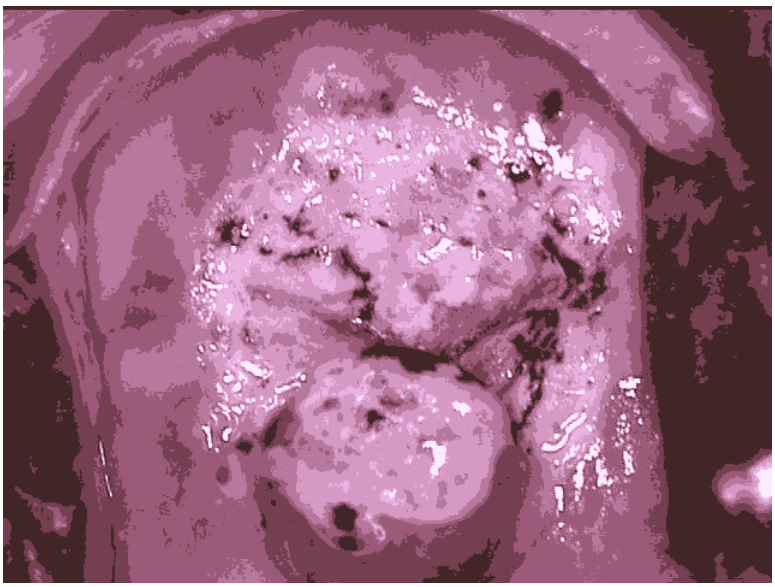
- Eğer küme sayısı küçük tutulursa, diğer sınıflandırma yöntemlerine göre daha hızlı çalışmaktadır,
- Bu algoritma hiyerarşik kümeleme algoritmalarına göre daha bütünleşik kümeler oluşturabilir.

Dezavantajları;

- Oluşan kümelerin kalitelerini birbirlerine göre kıyaslamak zordur,
- Kesin olarak belirlenmiş küme sayısı, optimum küme sayısı tahminini ortadan kaldırmaktadır,
- Küme merkezleri birbirlerine yakın hesaplandığında, algoritmanın hata oranı da artmaktadır,
- Başlangıçta küme merkezlerinin rastgele seçilmesi, uygulama bitiminde farklı sonucu verebilmektedir.



Şekil 4.37 Lezyonlu rahim ağzı kanseri görüntüsü



Şekil 4.38 Lezyonlu rahim ağzı kanseri görüntüsünün K-means kümeleme algoritması ile beş ayrı sınıfta kümelenmesi

4.3.3 Bulanık C-Means Kümeleme Algoritması

Bulanık c-means (FCM) algoritması, bulanık bölünmeli kümeleme tekniklerinden en iyi bilinen ve yaygın kullanılan yöntemdir. Bulanık c-means yöntemi nesnelerin iki veya daha fazla kümeye ait olabilmesine izin verir [68]. Bulanık mantık prensibi gereği her veri, kümelerin her birine [0,1] arasında değişen birer üyelik değeri ile aittir. Bir verinin tüm sınıflara olan üyelik değerleri toplamı "1" olmalıdır. Nesne hangi küme merkezine yakın ise o kümeye ait olma üyeliği diğer kümelere ait olma üyeliğinden daha büyük

olacaktır. Amaç fonksiyonun belirlenen minimum ilerleme değerine yakınsaklaşmasıyla kümeleme işlemi tamamlanır. Temel olarak k-means algoritmasına çok benzemekle beraber fuzzy c-means'in k-means'den en önemli farkı her bir verinin sadece bir sınıfa dahil edilme zorunluluğunun olmamasıdır.

Bulanık c-means algoritması da amaç fonksiyonu temelli bir yöntemdir. Algoritma, en küçük kareler yönteminin genellemesi olan aşağıdaki amaç fonksiyonunu öteleyerek minimize etmeye çalışır [69][70].

$$Jm = \sum_{i=1}^{N}\sum_{j=1}^{C} u_{ij}^{m} \left\| x_i - c_j \right\|^2 \qquad , \ 1 \leq \ \mathrm{m} < \infty \tag{4.18}$$

U üyelik matrisi rastgele atanarak algoritma başlatılır. İkinci adımda ise merkez vektörleri hesaplanır. Merkezler aşağıdakki formüle göre hesaplanır [70][71][72].

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^{N} u_{ij}^{m} \, x_i}{\sum_{i=1}^{N} u_{ij}^{m}} \tag{4.19}$$

Hesaplanan küme merkezlerine göre U matrisi aşağıdaki formül kullanılarak yeniden hesaplanır. Eski U matrisi ile yeni U matrisi karşılaştırılır ve fark ε'dan küçük olana kadar işlemler devam eder [55][56][64].

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^{C} \left(\frac{\left\| x_i - c_i \right\|}{\left\| x_i - c_k \right\|} \right)^{2/(m-1)}} \tag{4.20}$$

Kümeleme işlemi sonucunda bulanık değerler içeren U üyelik matrisi kümelemenin sonucunu yansıtır. İstenirse, berraklaştırma yapılarak bu değerler yuvarlanıp 0 ve 1'lere dönüştürülebilir.

4.3.4 Bulanık C-means Kümeleme Algoritmasının Avantajları ve Dezavantajları

Fuzzy c-means algoritmasının en önemli özelliği olan üyelik matrisinin kümeleme üzerinde olumlu etkileri vardır. Bu matris belirsiz durumların tanımlanmasını kolaylaştırır [29]. Ayrıca üyelik dereceleri düşük olduğundan sıra dışı verilerin etkisi azdır. Esnek bir yapıya sahiptir. Örtüşen kümeleri bulma kabiliyeti diğer bölünmeli algoritmalara göre daha fazladır.

Yukarıda bahsedilen avantajların yanında bulanık c-means algoritmasının bazı dezavantajları da vardır. Üyelik fonksiyonu işlemsel karmaşıklığı arttırdığı için zaman açından maliyetli bir bölünmeli kümeleme algoritmasıdır. $n \times k$ boyutundaki üyelik matrisi nedeniyle algoritma çıkışı çok fazla değer içerir. Büyük miktarlardaki çıktı sonucun yorumlanmasını zorlaştırır, bu nedenle her nesne en fazla üyeliği olan kümeye dahil edilerek kümeleme sonucu keskin kümelemeye dönüştürülür [32].

4.3.5 K-means ve C-means Kümeleme Algoritmalarının Karşılaştırılması

- K-means kümeleme algoritmasında her piksel bir sınıfa aittir, C-means kümeleme algoritmasında ise her piksel her sınıfın belirli derecelerde üyesidir.
- Kmeans kümeleme algoritması, Cmeans algoritmasına göre daha hızlı çalışmaktadır.
- Her iki algoritmada da, ilk küme merkezlerinin rastgele seçilmesi uygun görüldüğünden sonuç görüntü her seferinde % 100 aynı görüntüyü oluşturmaz.
- Cmeans kümeleme algoritmasında, her pikselin her sınıfa aitlik oranı uzaklıkla ters orantılıdır. Küme sayısı arttırıldıkça Cmeans kümeleme algoritmasının kendi içindeki tutarlılığı düşmektedir.

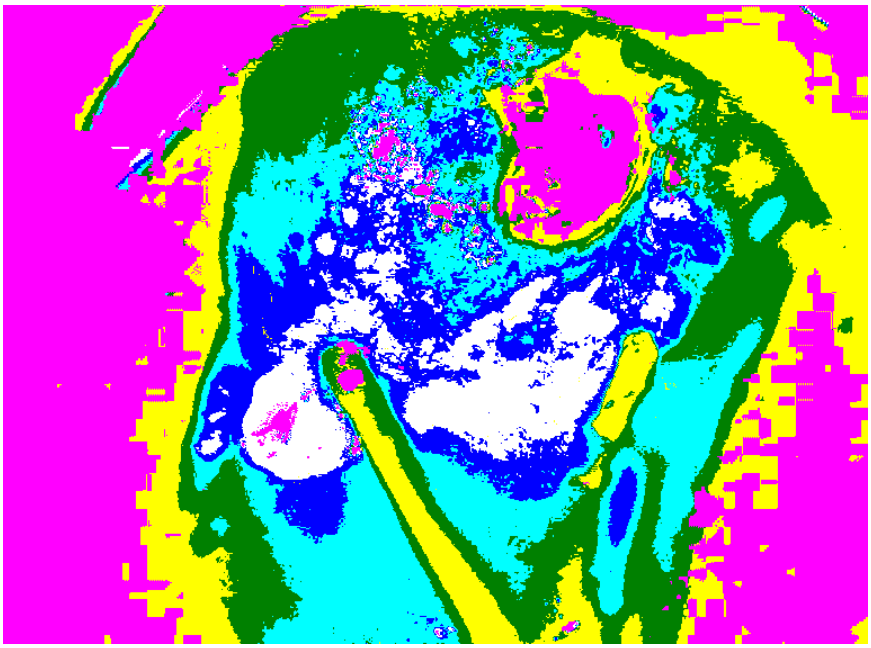
Basit yapıdaki görüntüler üzerinde Kmeans ve Cmeans kümeleme algoritmalarının çok yakın sonuç verdiği, hızdan zaman kazanmak amacıyla Kmeans algoritmasının seçilmesinin daha mantıklı olacağı düşünülmektedir. Diğer yandan medikal görüntülerdeki karmaşık yapı göz önüne getirilirse, Cmeans algoritmasının karmaşık yapıdaki gücü kullanılarak işlenmesinin daha uygun olacağı öngörülmüştür.

Her iki algoritmada da küme sayısının doğru seçilmesi kritik önem taşımaktadır. Gereğinden az ya da fazla küme seçildiğinde, bir yerde toplamak istediğimiz veri bütününün farklı kümelere dağılma ihtimali bulunmaktadır. Söz konusu olabilecek bu durum, çalışma dahilinde geliştirilmiş olan arka plan temizleme ve sınıflandırma sonrası düzenleme aracının ortak kullanımı sayesinde asgari düzeye indirilmiş, konuyla ilgili detaylı açıklamalar ilgili bölümlerde paylaşılmıştır.

4.3.6 Sınıflandırma Sonrası Düzenleme Aracı

Kullanıcı tarafından belirlenen sınıf sayısı fazla olduğunda, C-means kümeleme algoritması, beklenenden fazla doku yapısı yakalayabilmektedir. Bu durum görüntünün analizini zorlaştırmaktadır.

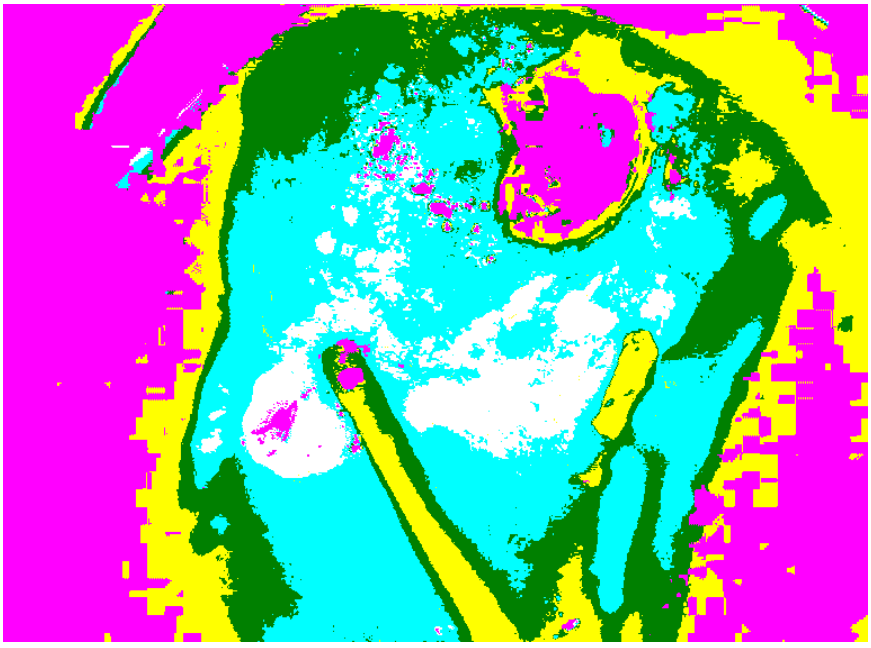
Bu araç, yazılımdan elde edilen C-means kümeleme algoritmasının oluştuşturduğu sınıfları birleştirmek için geliştirilmiştir. Sınıflandırma sonucunda aranılandan fazla doku yapısı yakalanıldığında, bunların elemine edilmesini sağlamaktadır. Dolayısıyla yalnızca sınıflandırılmış görüntüler üzerinde çalışmaktadır.



Şekil 4.39 Sınıfladırma düzenlenmeden önceki 7 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması

Şekil 4.39'da rahim ağzı kısmının tamamının 2 farklı sınıftaki alanlara dağıldığı görülmektedir. Her bir dokunun farklı sınıflarda kümelenmesi amaçlandığından, doğru sonuca ulaşabilmek için söz konusu yanlış doku dağılımının ortadan kaldırılması

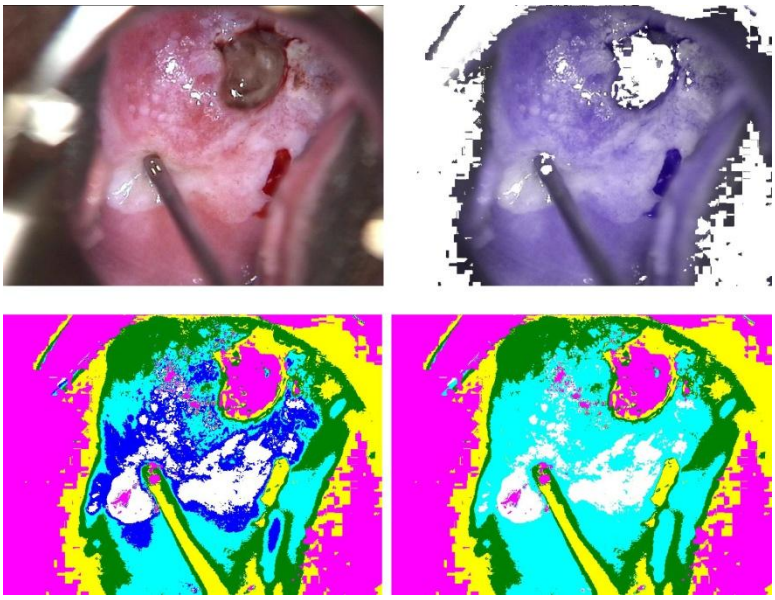
gerekmektedir. Ayrıca mavi ile gözüken kısımların cam göbeği ile gözüken sınıf ile aynı doku yapısını ifade ettiği görüldüğünden bu sınıfların birleştirilmesi gerektiği düşünülmektedir. Bu araç, bu sınıflandırma sonuçlarının düzenlenmesini, böylece analizi daha kolay bir görüntü ortaya çıkmasını sağlamaktadır.



Şekil 4.40 Düzenlemeden sonra Cmeans kümeleme algoritması

Şekil 4.40'da görüldüğü üzere, şekil 4.39'daki mavi kısımları camgöbeği renginde gözüken kümeye aktarılması sayesinde rahim ağzı ve etrafındaki lezyonlu dokunun daha doğru ifade edilmesi sağlanmıştır.

Sınıflandırma sonrası düzenleme aracı, hem 7 sınıflı görüntünün detaylı yapısının avantaja dönüştürülmesine kullanılmasına, hem de doku yapıları arasındaki geçişin daha düzgün hale getirilmesine yardımcı olmaktadır.



Şekil 4.41 Arka plan temizleme ve sınıflandırma sonrası düzenlenmiş görüntü aşamaları

Şekil 4.41'de sırasıyla asıl görüntü, arka planı temizlenmiş görüntü, görüntü bölütlemesi yapılmış görüntü ve sınıflandırma sonrası düzenlenmiş görüntüler gözükmektedir. Şekilde ikince karede arka plan temizleme aracıyla görüntü üzerinde medikal cihazların gözüktüğü, fakat bölütleme sırasında değerlendirilmesi istenmeyen kısımların elemine edildiği görülmektedir. Üçüncü ve dördüncü karelerde ise, Cmeans kümeleme sonucunun düzenleme sonrası sınıflandırma aracı sayesinde sınıfların renklerinin birer birer değiştirilebildiği, dolayısıyla hangi dokunun hangi sınıfta olması gerektiği hususunda son takdirin incelemeyi yapan hekime bırakıldığı görülmektedir.

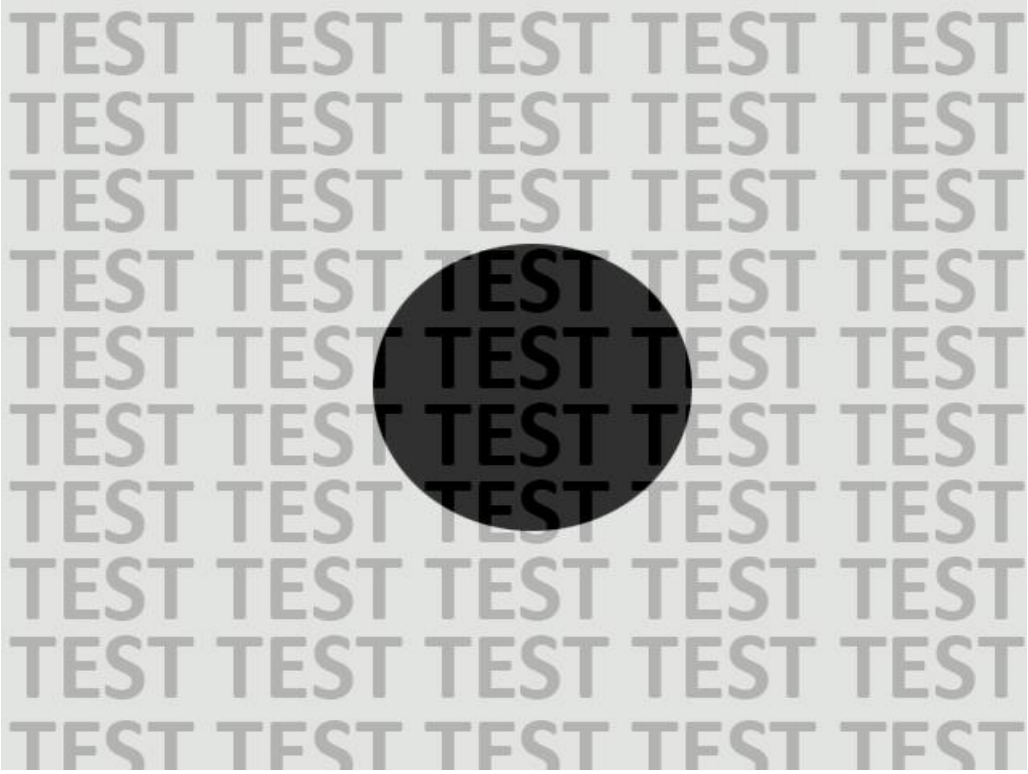
4.3.7 Kolposkopik Görüntü Karşılaştırma Aracı

Rahim ağzı kanserinin yavaş doğal seyri, yayılan lezyonların erken tanınmasında ve kanser sürecinin önlenmesinde tarama programlarının önemini ortaya koymaktadır. Hastalığın hafif yayılma ile başlayıp kötü huylu tümöre doğru devamlılık gösterdiğinin kanıtı servikal değişimin 20'li yaşlarda, kötü huylu tümörlerin 25-35'li yaşlarda ve tam yayılmış hastalığın 40 yaşından sonra görülmesidir [21][22].

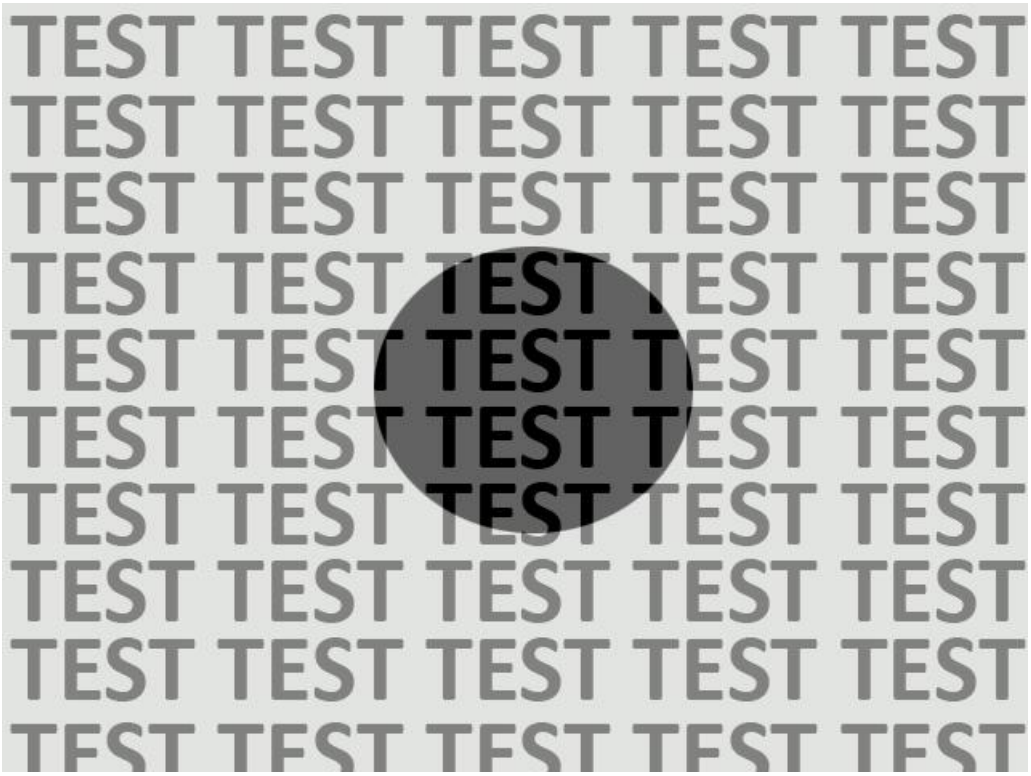
Rahim ağzı kanserinde yıllık aralıklarla alınan kolposkopik görüntüler arasındaki farkı, kanserin yavaş ilerlemesinden dolayı oldukça güçtür. Bu çalışmada iki kolposkopik görüntüyü karşılaştırmak için bir araç geliştirilmiştir. Bu araç sayesinde farklı zamanlarda alınmış iki kolposkopik görüntünün üst üste çakıştırılması sağlanmış, her iki

görüntünün saydamlık oranlarını değiştirerek aradaki değişimin gözlemlenmesine olanak verilmiştir.

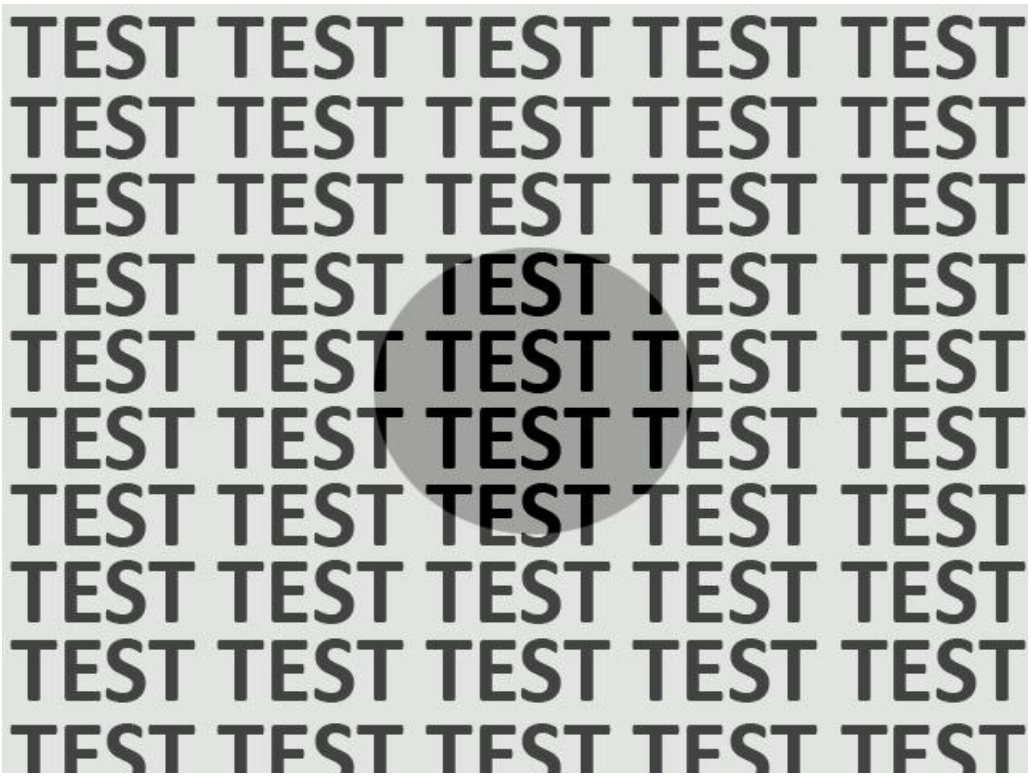
Bu araç sayesinde farklı zamana ait iki kolposkopik görüntü karşılaştırılabileceği gibi, kolposkopik görüntü ile bölütleme sonucu üretilen görüntülerin de kıyaslanması sağlanabilecektir. Bu görüntü de hekime, aynı kolposkopik görüntüde bir farklı bakış açısı daha sağlayacaktır.



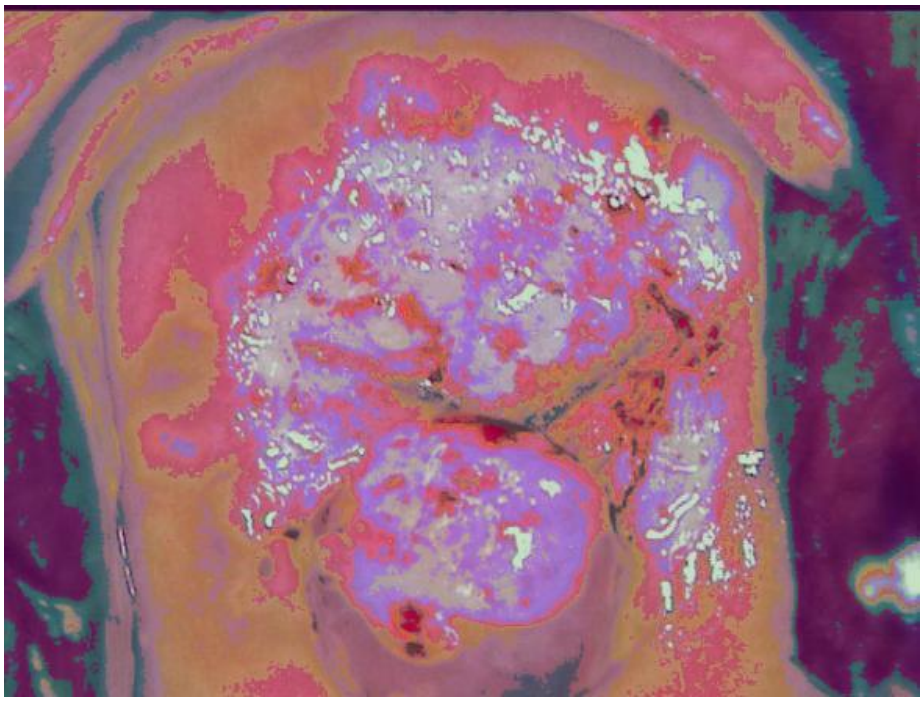
Şekil 4.42 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %25 şeffaf durumu



Şekil 4.43 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %50 şeffaf durumu



Şekil 4.44 Üst üste çakıştırılmış iki görüntünün %75 şeffaf durumu



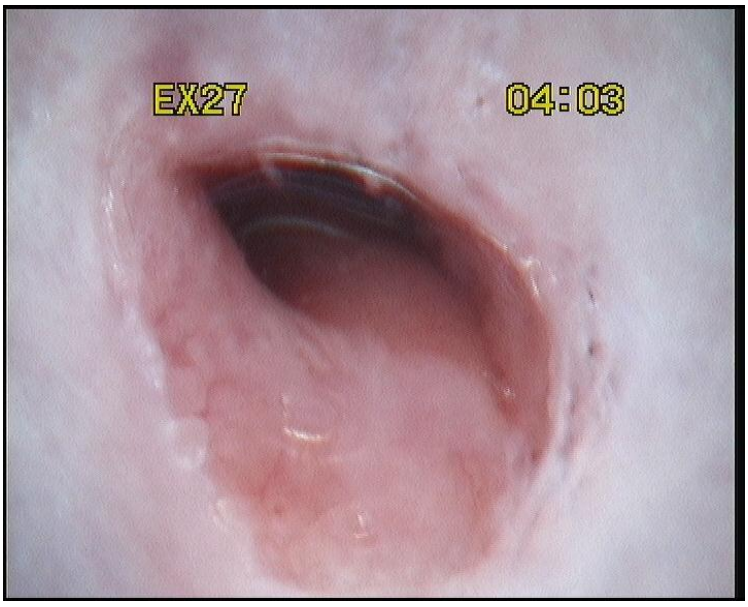
Şekil 4.45 Üst üste çakıştırılmış kolposkopik görüntü ve görüntünün bölütleme sonucu

Şekil 4.45'de görüldüğü üzere araç bölütleme sonuçlarının kolposkopik görüntü üzerinde nereye isabet ettiğine dair de bilgi vermektedir. Bu da hekimin bölütleme sonucu oluşan sınıfların hangi doku tipini belirttiğini anlamasına yardımcı olmaktadır.

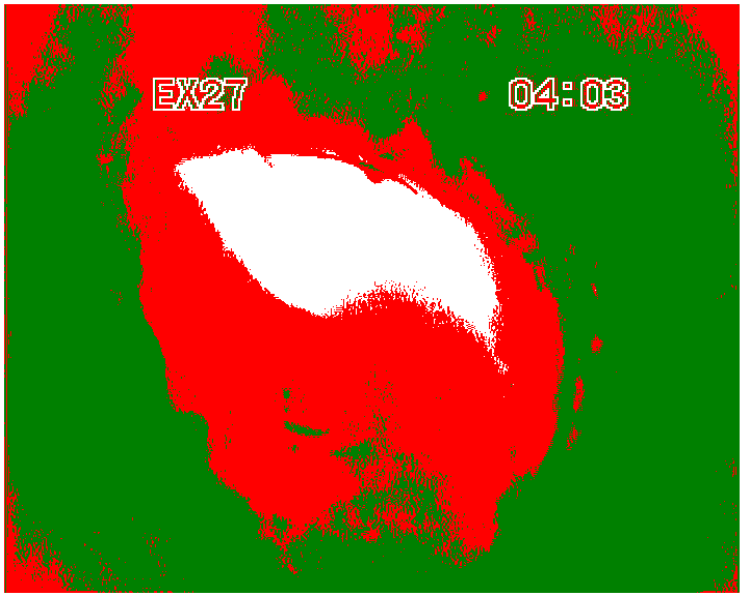
4.3.8 Farklı Sınıf Sayılarında C-means Sonuçlarının Değerlendirilmesi

C-means kümeleme algoritması, uygulandığı görüntüyü kullanıcı tarafından belirlenen sınıf sayısı kadar kümeye ayırmaktadır. Bu durum, sınıf sayısı doğru seçilmediği durumlarda yakalanması beklenilen bazı kısımların elemine edilmesine, ya da beklediğimizden daha karmaşık bir sonuç vermesine neden olabilmektedir.

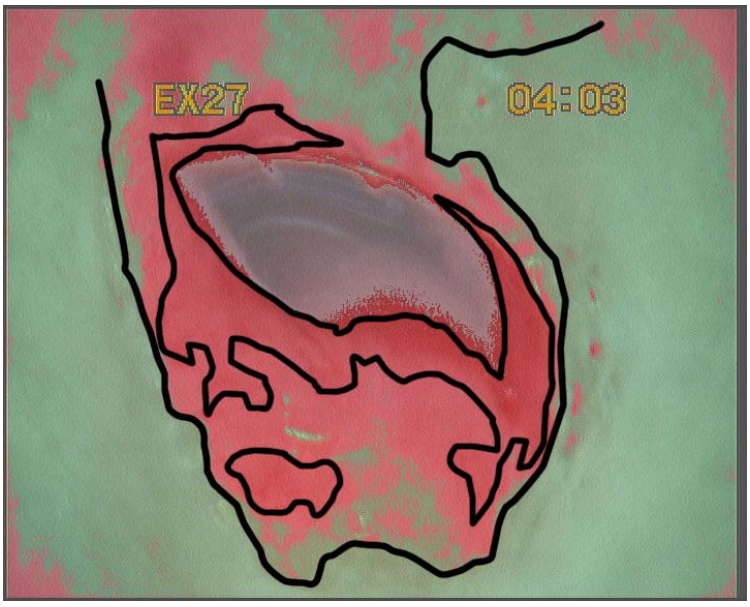
Sunulan çalışmada, rahim ağzı kanserinde lezyonlu kolposkopik görüntülerinin kaç sınıf ile kümelenmesinin en doğru sonucu vereceğine yapılan testlere yer verilmiştir.



Şekil 4.46 Lezyonlu kolposkopik görüntü



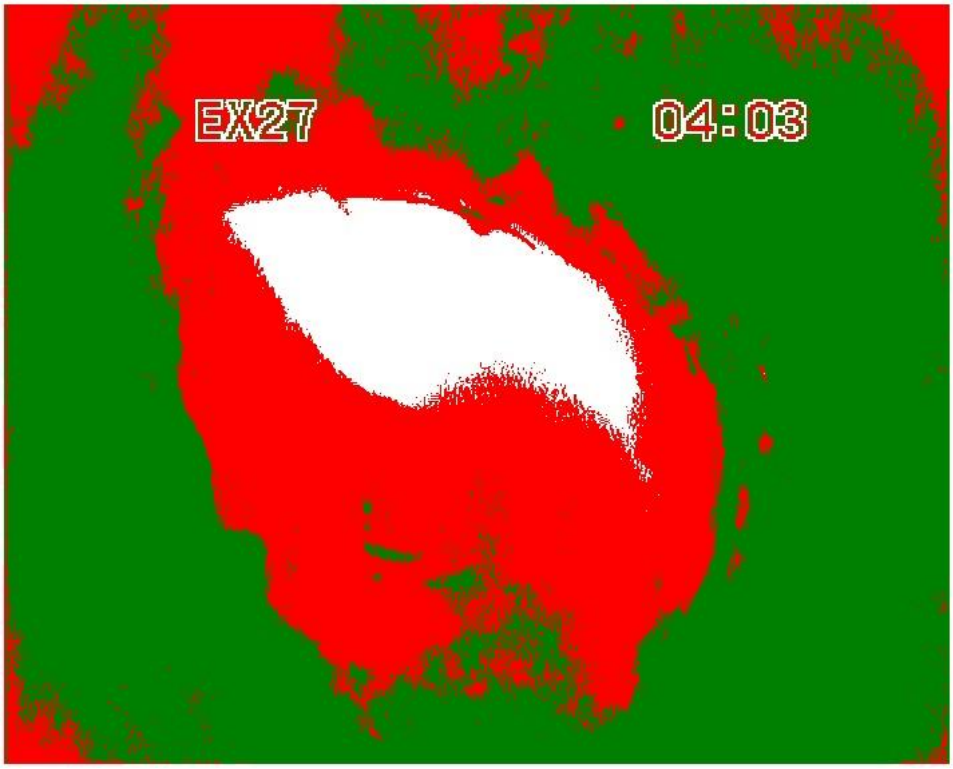
Şekil 4.47 3 sınıflı C-means kümeleme algoritması



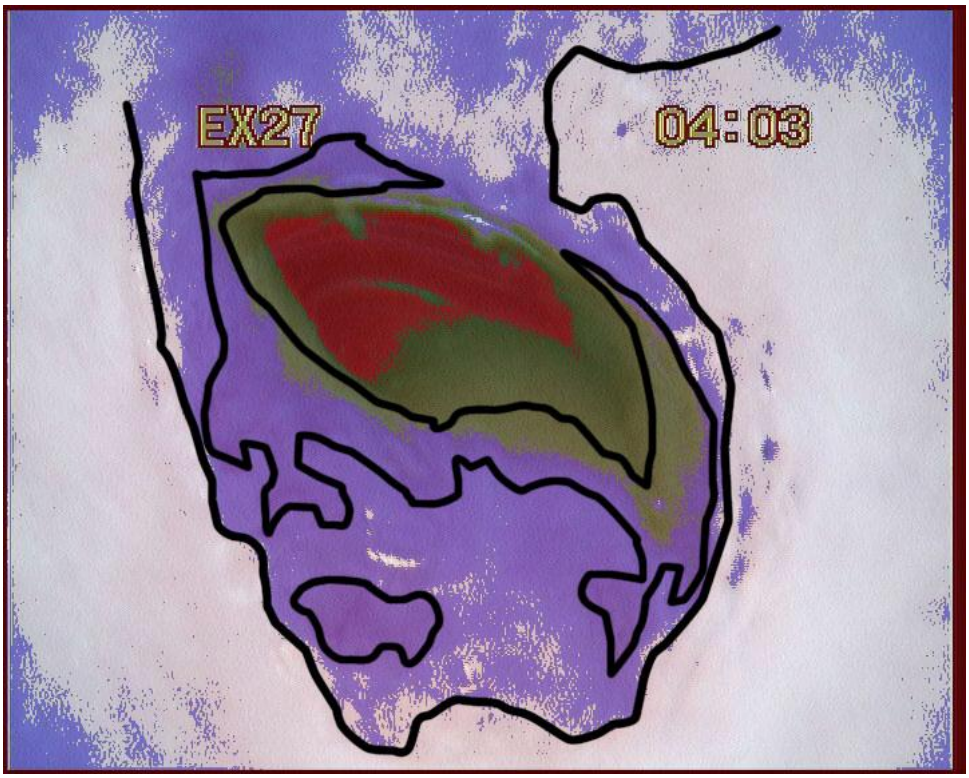
Şekil 4.48 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü

Şekil 4.48'de kolposkopik görüntü üzerine aynı görüntünün 3 sınıfta kümelenmiş Cmeans algoritması sonucu %30 oranda saydam olacak şekilde gözükmektedir. Şekildeki siyah çizgiler, uygulama sonucunda yakalamak istenilen dokuların sınırlarını temsil etmektedir.

Şekil 4.48'de rahim ağzının başarılı bir şekilde yakalandığı gözlemlense de, görüntünün geri kalan kısımlarında büyük oranda doku kaybı yaşamıştır. Bu nedenden dolayı, bu görüntü için 3 sınıf sayısı yeterli olmayacağı söylenebilmektedir.



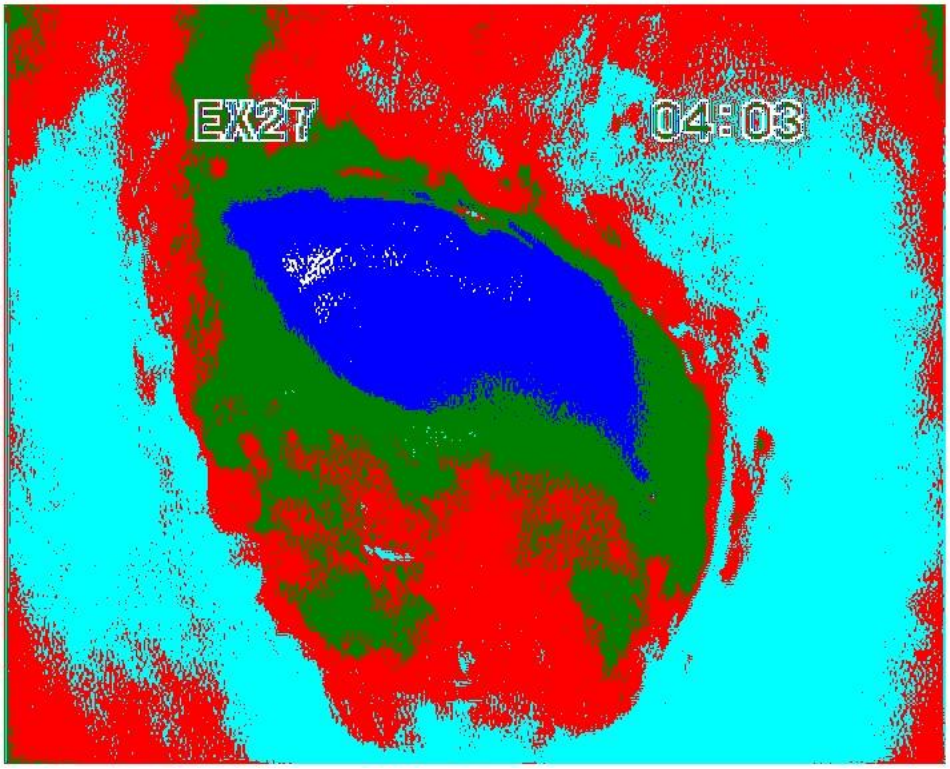
Şekil 4.49 4 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması



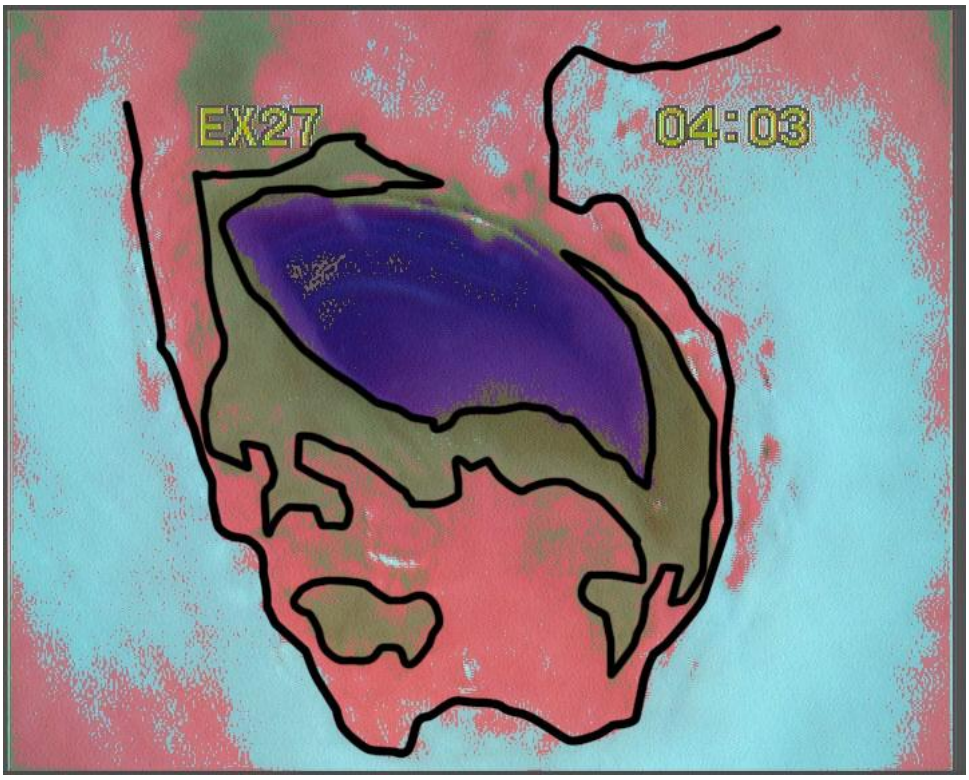
Şekil 4.50 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü

Şekil 4.50'de kolposkopik görüntü üzerine aynı görüntünün 4 sınıfta kümelenmiş Cmeans algoritması sonucu %30 oranda saydam olacak şekilde gözükmektedir. Rahim

ağzının 2 farklı kümede sınıflandığı ve yine beklenen doku yapılarını ayrıştırmakta başarılı olmadığı gözlemlenmektedir.



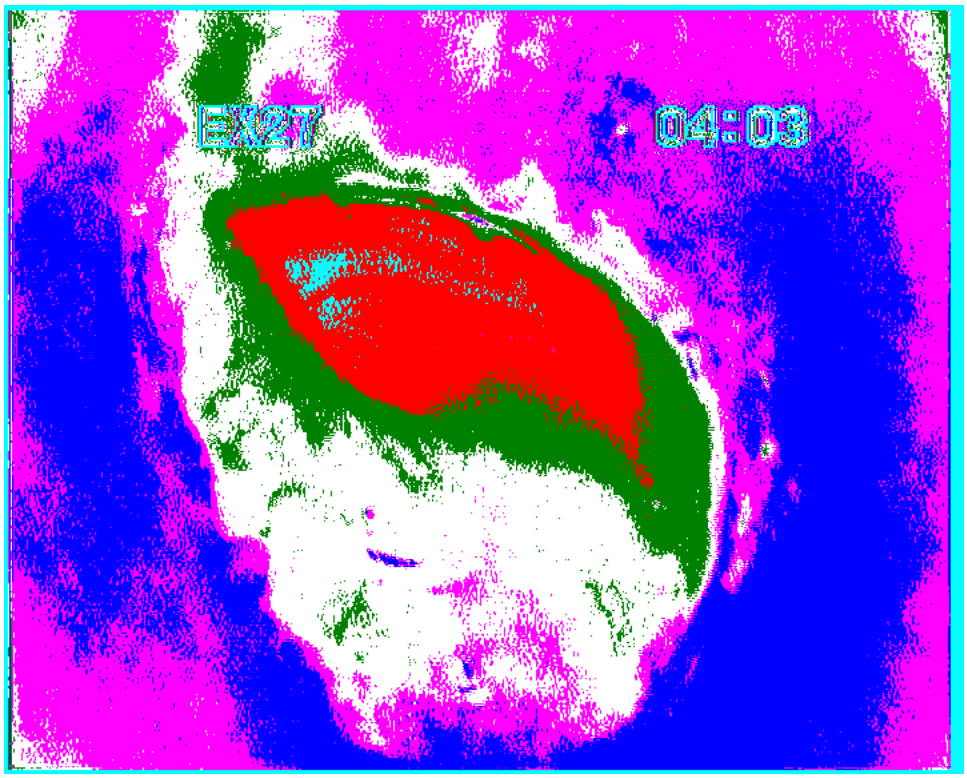
Şekil 4.51 5 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması



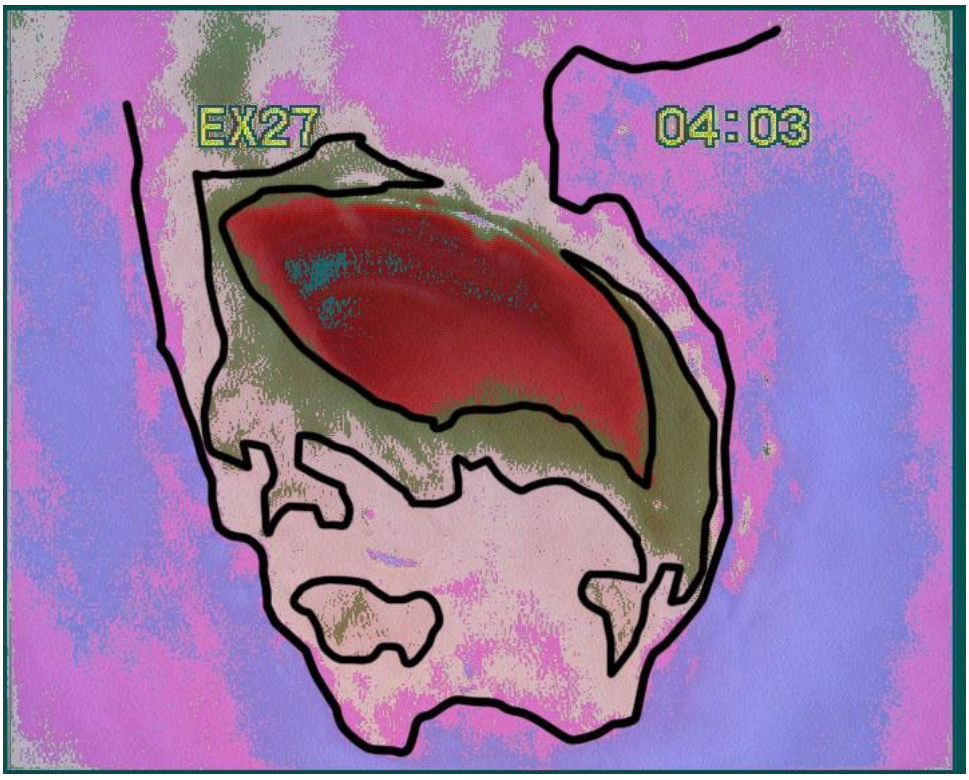
Şekil 4.52 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü

Şekil 4.52'de kolposkopik görüntü üzerine aynı görüntünün 5 sınıfta kümelenmiş Cmeans algoritması sonucu %30 oranda saydam olacak şekilde gözükmektedir.

Şekil 4.52'de rahim ağzınının ve görüntünün farklı bölgelerine dağılmış lezyonlu bölgelerin başarılı bir şekilde yakalandığı gözlemlenmektedir. Dolayısıyla bu görüntünün değerlendirilmesi için en uygun sınıf sayısı olduğu düşünülmektedir.



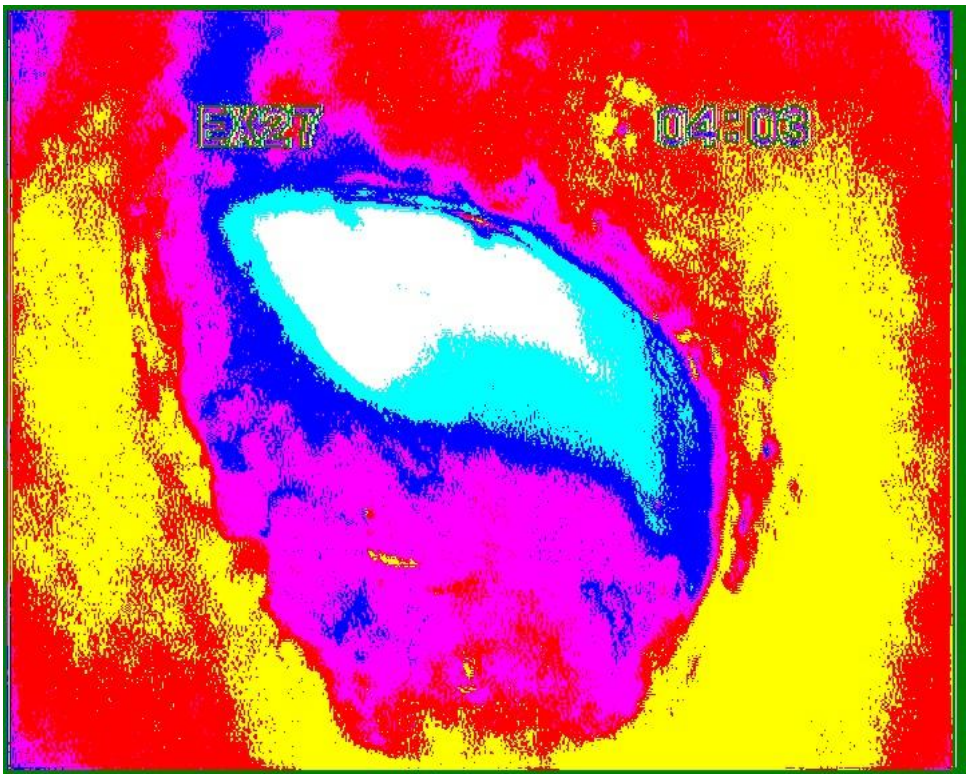
Şekil 4.53 6 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması



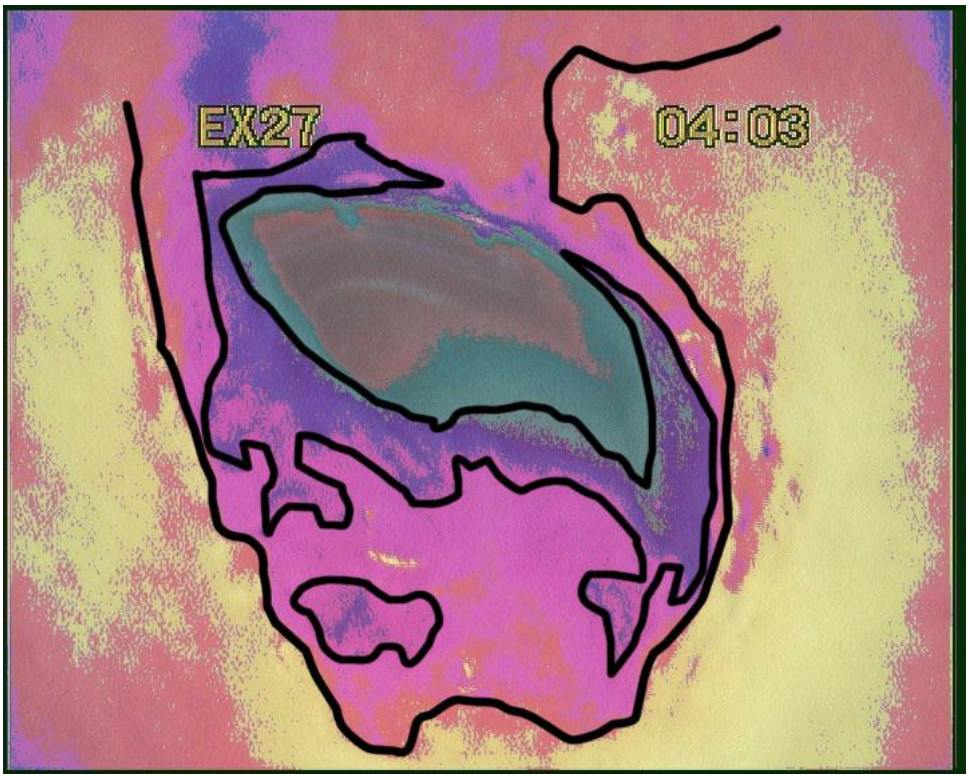
Şekil 4.54 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü

Şekil 4.54'de kolposkopik görüntü üzerine aynı görüntünün 6 sınıfta kümelenmiş Cmeans algoritması sonucu %30 oranda saydam olacak şekilde gözükmektedir.

Şekil 4.54'de rahim ağzının başarılı bir şekilde yakalandığı gözlemlense de, görüntünün farklı bölgelerine dağılmış olan lezyonları yakalamakta pek başarılı olamadığı, fazla sınıf sayısının sınıflandırma sonucunu yanılttığı görülmektedir.



Şekil 4.55 7 sınıflı Cmeans kümeleme algoritması



Şekil 4.56 Orjinal ve sınıflandırılmış görüntü

Şekil 4.56'de kolposkopik görüntü üzerine aynı görüntünün 7 sınıfta kümelenmiş Cmeans algoritması sonucu %30 oranda saydam olacak şekilde gözükmektedir.

Şekil 4.56'de gereğinden fazla belirlenmiş olan sınıf sayısının rahim ağzında ve görüntünün geri kalan kısımlarında belirsiz bölgelerin yakalanmasına neden olduğu görülmektedir. Bu yüzden 7 sınıf sayısının da bu görüntü için doğru sınıf sayısı olmadığı düşünülmektedir.

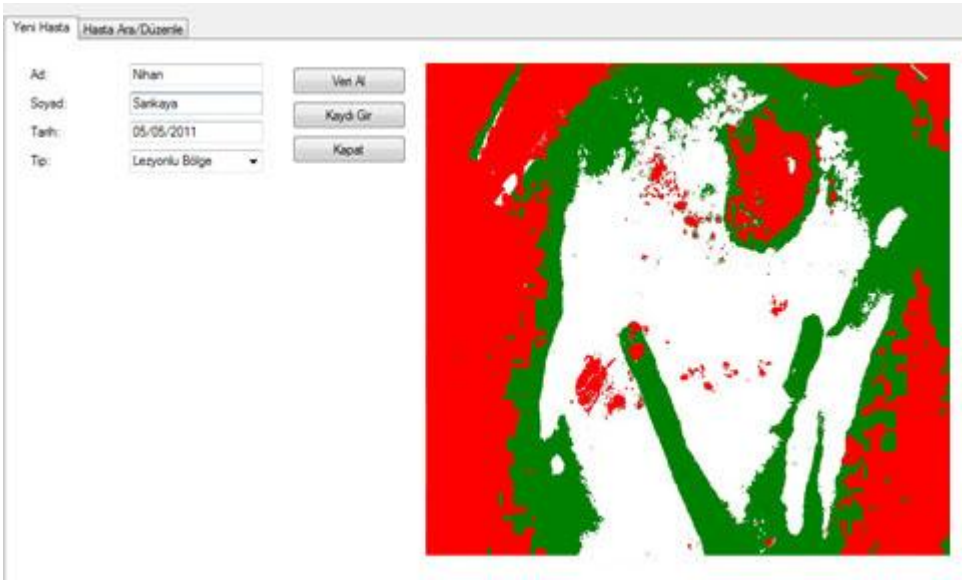
4.3.9 Uygulama Veritabanı

Çoğu bilgisayar yazılımında veritabanı önemli bir yer tutmaktadır. Elde edilen verilerin daha sonra gerekli olması durumuna karşın saklanması gerekir.

Rahim ağzı kanserinin gelişiminin yavaş seyri düşünüldüğünde, geliştirilen yazılım sayesinde elde edilen verilerin kaydedilmesi, daha önceki veriler ile karşılaştırılması hayati önem taşımaktadır. Bu nedenlerden dolayı yazılımın Microsoft Access veritabanı formatı ile uyumlu çalışabilmesi sağlanarak, bir hasta veri tabanı oluşturulmuştur.

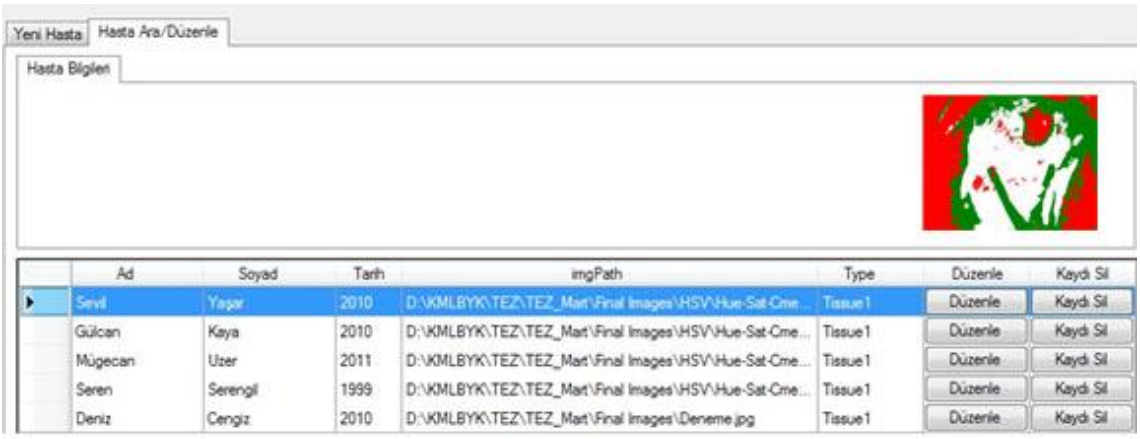
Sunulan çalışmada hasta veritabanı, hastanın adı, soyadı gibi verileri depolamanın yanı sıra, yazılım sayesinde üretilmiş görüntülerin kaydını da tutabilmekte, hekimin yaptığı teşhisin sonucunu da kaydedebilmektedir.

Microsoft Access veritabanı sistemleri tek veri tabanı dosyası içerisinde en fazla 2 gigabyte veri tutabilmektedir [73]. Bu çalışmada, hastaya ait kolposkopik görüntülerin saklanması, daha sonraki tedavi zamanlarında görüntüler arasındaki farkların gözlemlenmesi amaçlanmıştır. Geliştirilmek istenilen veritabanı, içerisinde medikal görüntüleri barındıracağından, hasta sayısına bağlı olarak 2 gigabyte lık veri tabanı limitinin yeterli olmayabileceği öngörülmüştür. Bu yüzden uygulama ve veritabanı geliştirilirken, ilgili kolposkopik görüntülerin uygulamanın bilgisayarda oluşturduğu bir klasör altına kaydedilmesi, veritabanı içerisine de bu dosyanın yolu kaydedilerek söz konusu problem çözülmüştür.



Şekil 4.57 Yazılımın veritabanı kayıt menüsü

Veritabanı altyapısı hazırlandığından, kadın doğum hekimlerinin isteğine göre mevcut veritabanı daha da geliştirilip gerekli görülen eklemeler yapılabilecek esnekliğe sahiptir.



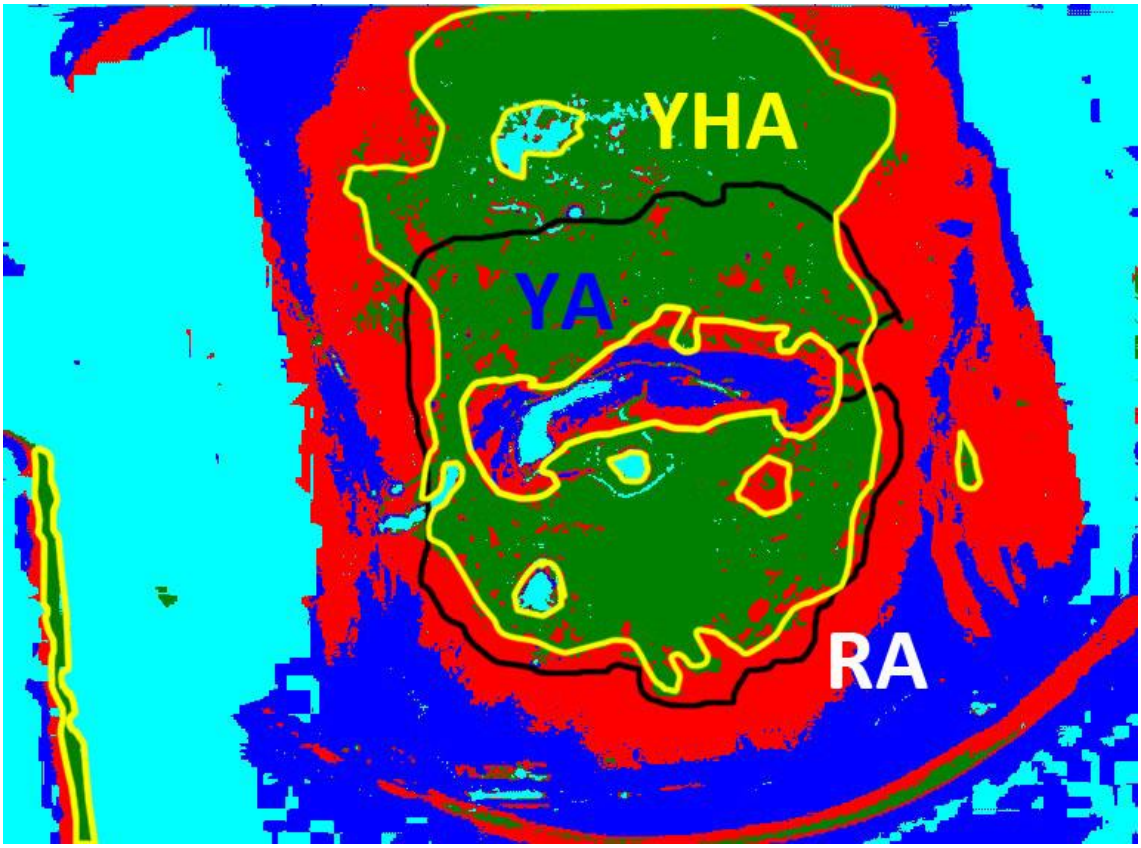
Şekil 4.58 Yazılım içindeki eski kayıtları gösteren veritabanı ekranı

Sunulan tez çalışmasında veritabanı, sistemin işlevselliğini görmek için tasarlanmış bir prototip uygulamadır. Bu uygulamada veya buna benzer uygulamarda şayet veri çevrimiçi paylaşılacak ise farklı veritabanı sistemleri tercih edilerek, birçok kullanıcının aynı veriye ulaşması ya da veri yüklemesi yapması mümkün hale getirilebilir.

4.4 Çalışmanın Doğruluğu

Tezde sunulan uygulama ile 15 adet yüksek seviyede kanserli doku (CIN3) bulunan kolposkopik görüntüde lezyonlu bölgelerin yakalanması için testler yapılmış, bu testlerin sonuçları jinekolog hekim tanısı, C-means kümeleme algoritması ve K-means kümeleme algoritmaları olarak listelenmiştir.

Testler, hekim yorumlarının %100 doğru olduğu varsayılarak değerlendirilmiştir. Test sonuçları, jinekolog hekimin lezyonlu bölge olarak belirdiği kısımlar ile çalışma dahilinde geliştirilen yöntemlerin ortaya çıkardığı bölgelerin ne kadar örtüştüğünü, dolayısıyla doğru teşhise ne kadar yaklaştığını belirtmektedir.



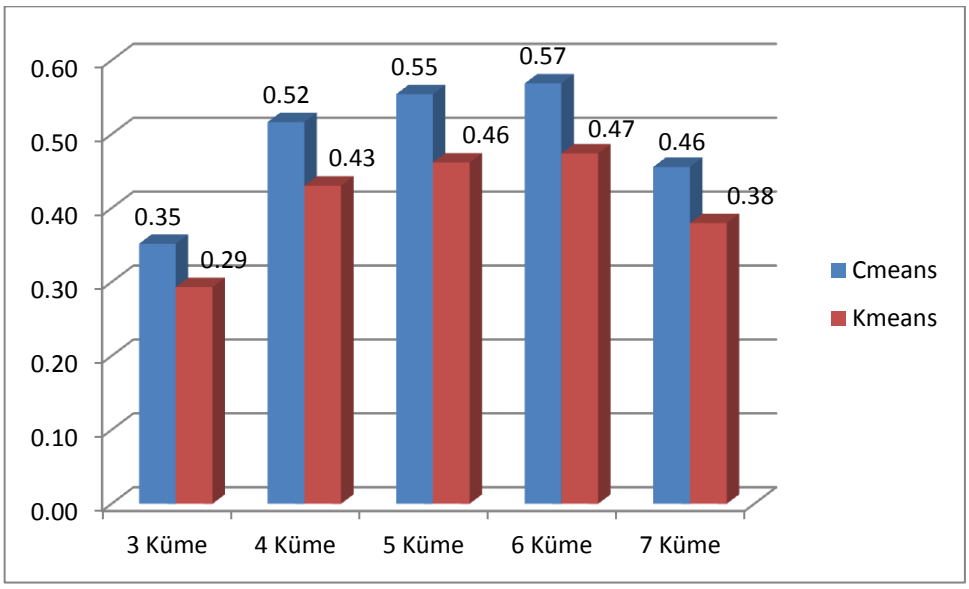
Şekil 4.59 Hata hesabına dair temsili gösterim

RA (Referans alan), hekim lezyonlu bölge olarak işaretlediği kısımları temsil etmektedir. YA (Yakalanan alan) referans alanı içerisinde kalan küme alanını, YHA (Yakalanan hatalı alan) ise, referans alanı dışında kalan küme alanlarının toplamını temsil eder.

$$DoğrulukYüzdesi = \frac{YA}{YA + YHA} \tag{4.21}$$

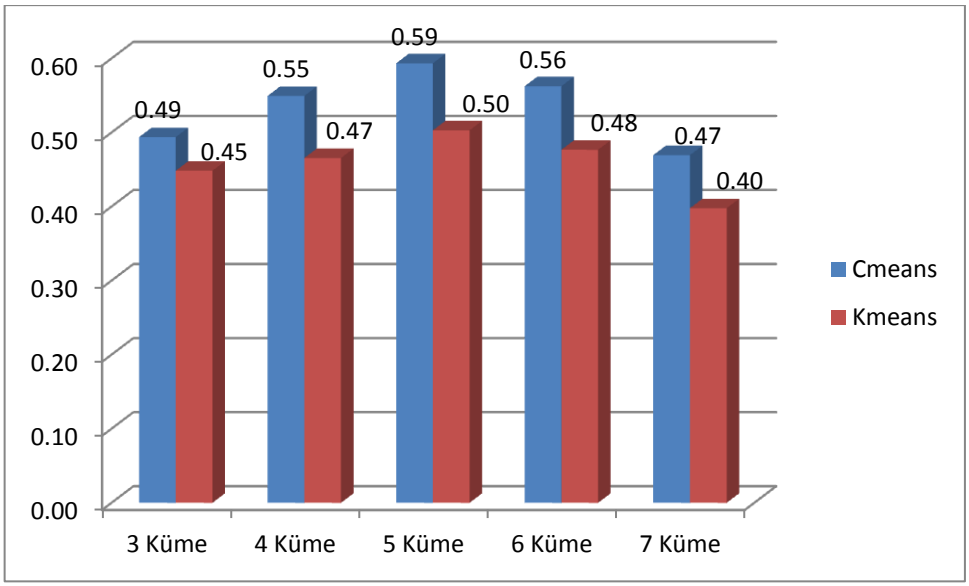
Referans alan, üzerinde herhangi bir görüntü işleme filtresi ya da işlemi yapılmadan evvel, yalın görüntüler üzerinden hekimin işaretlediği sınırları temsil etmektedir. Uygulama dahilindeki 15 görüntüde de referans alan bu şekilde elde edilmiştir. Bölütleme algoritmaları, filtreler ve araçların ardından yazılımın işaret ettiği kümelerin sınırları da doğruluğun ölçülmesini sağlamıştır. İlgili kümenin, referans alan içerisinde kalan kısmı yakalanan alan, referans alanı dışında kalan kısmı ise yakalanan hatalı alan olarak değerlendirmeye girmiştir.

Hekim yorumlarının %100 doğru olarak referans alındığı sonuçlarda, Kmeans ve Cmeans kümeleme algoritmalarının üç küme, dört küme, beş küme, altı küme ve yedi küme sonuçlarının matematiksel sonuçları aşağıdaki şekillerde paylaşılmıştır.



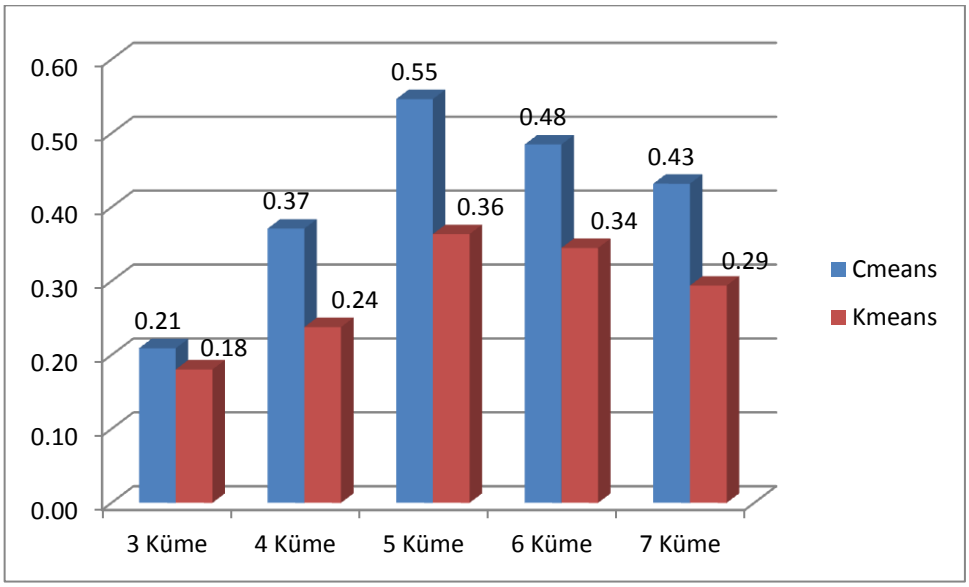
Şekil 4.60 Hasta1 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.60'da en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 6 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



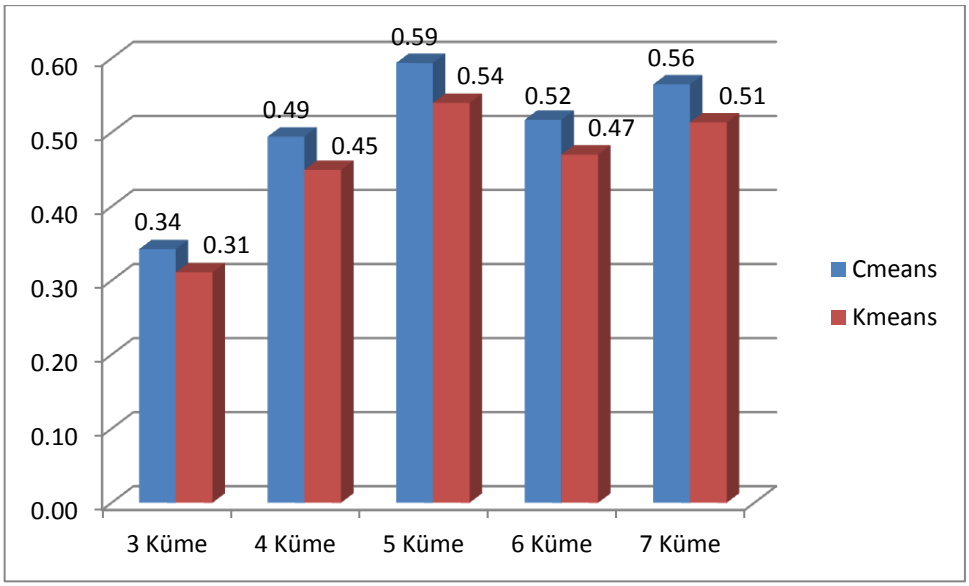
Şekil 4.61 Hasta2 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.61'da en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



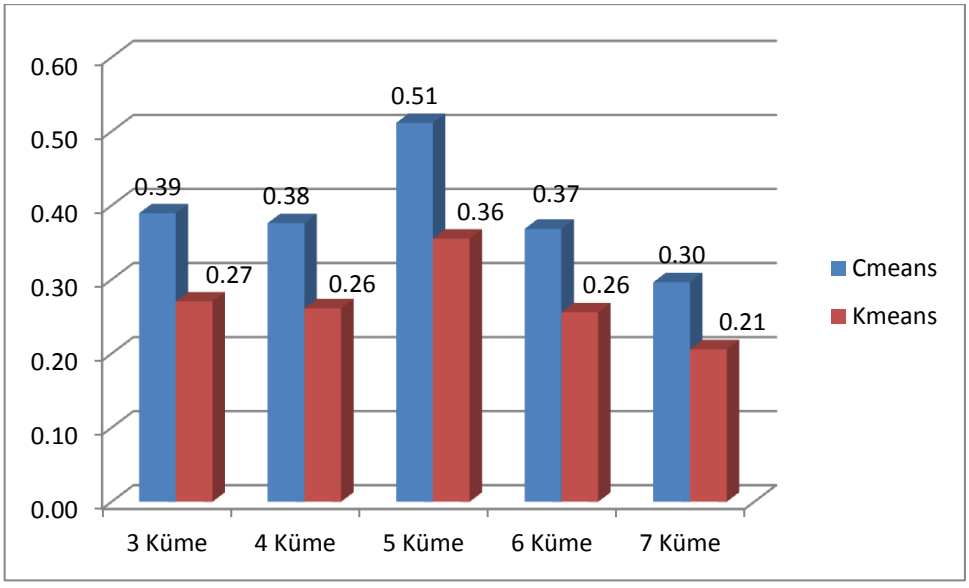
Şekil 4.62 Hasta3 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.62'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



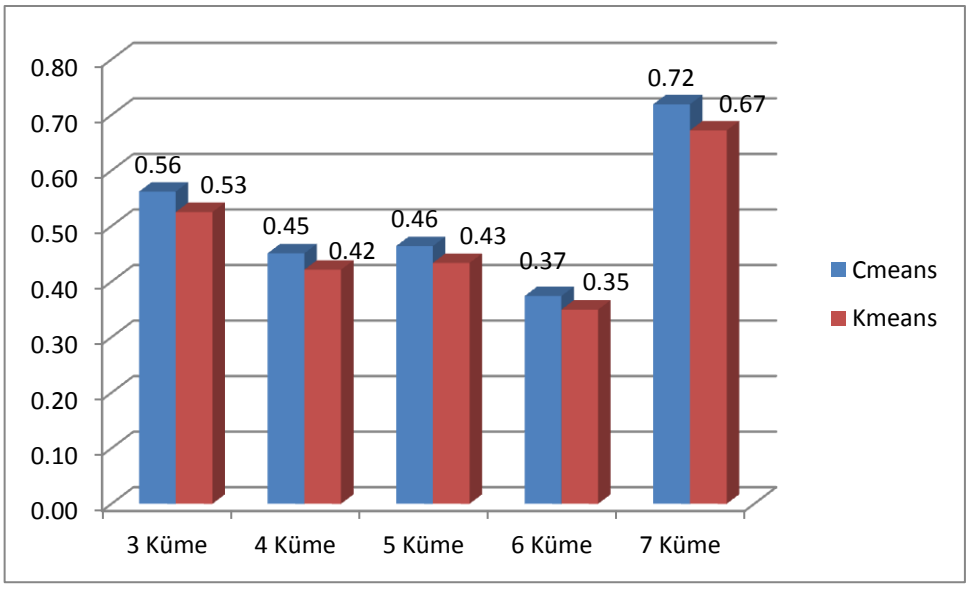
Şekil 4.63 Hasta4 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.63'te en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Diğer görüntülerden farklı olmak üzere 7 kümeli Cmeans ve Kmeans görüntülerinin diğer görüntülere oranla bu görüntüde lezyonlu bölgeyi daha iyi yakaladığı gözlemlenmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



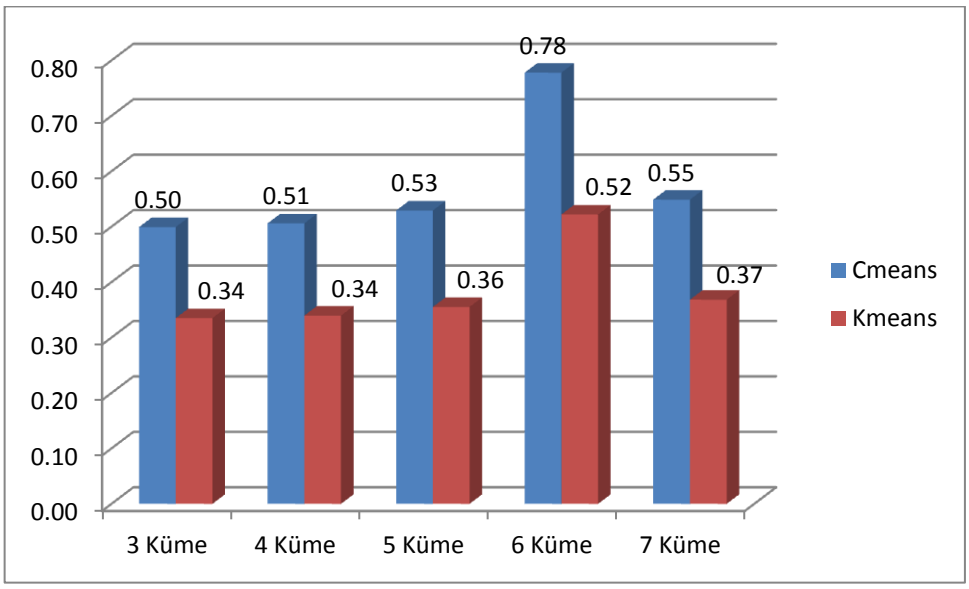
Şekil 4.64 Hasta5 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.64'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



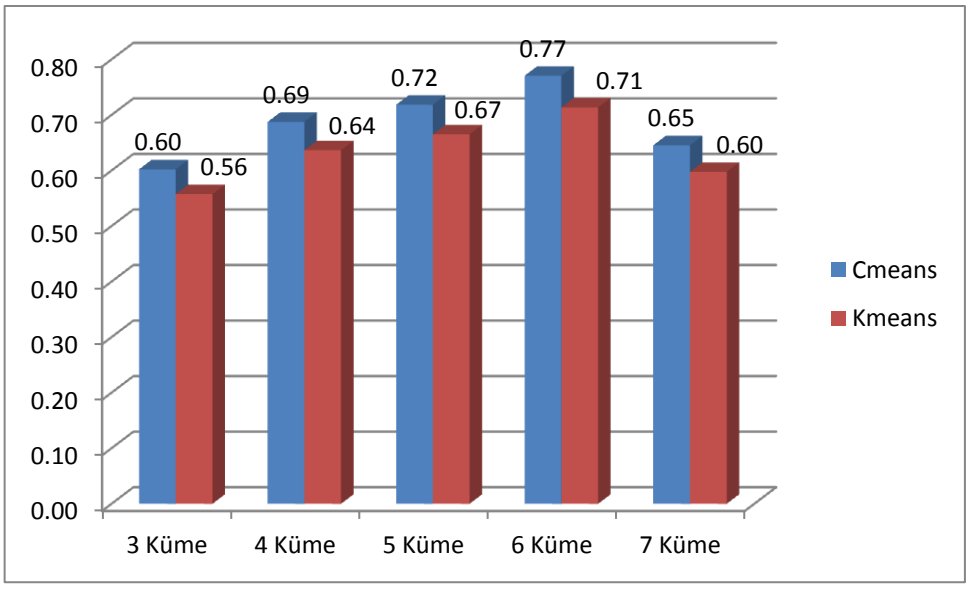
Şekil 4.65 Hasta6 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.65'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 7 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Ayrıca 3 kümeli Cmeans ve Kmeans sonuçlarının da beklenenden yüksek seviyede doğruluğa ulaştığı gözlemlenmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



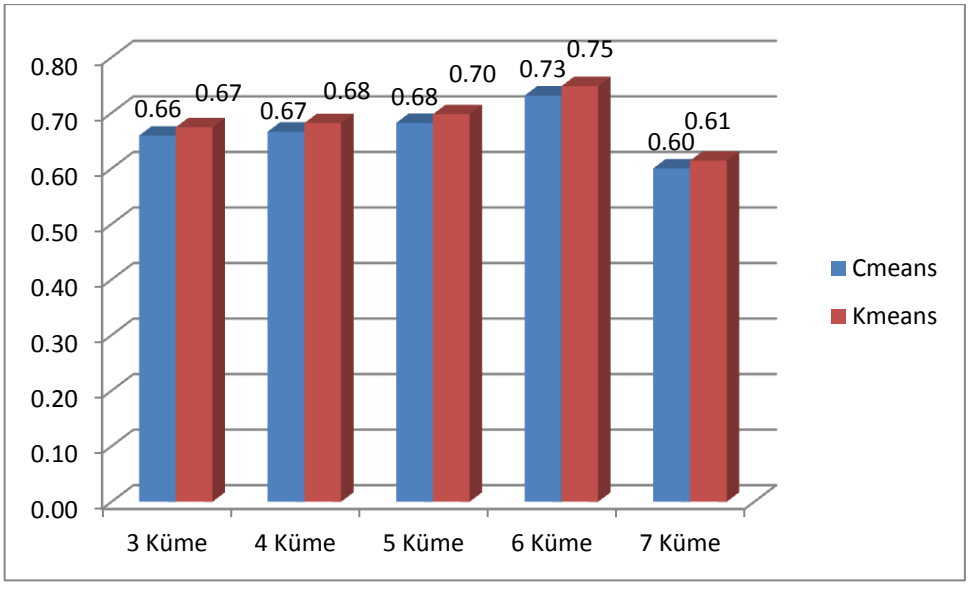
Şekil 4.66 Hasta7 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.66'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 6 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



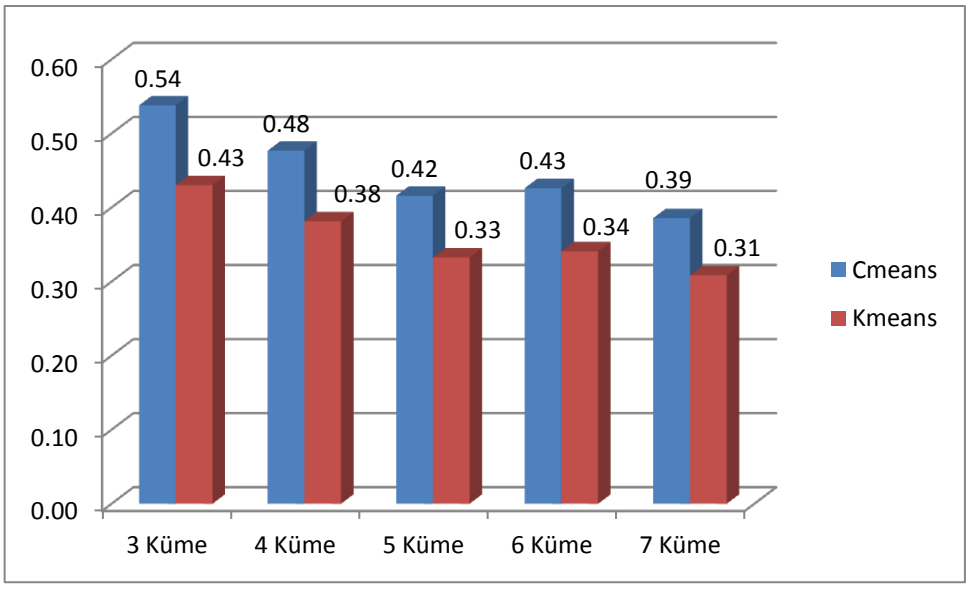
Şekil 4.67 Hasta8 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.67'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 6 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



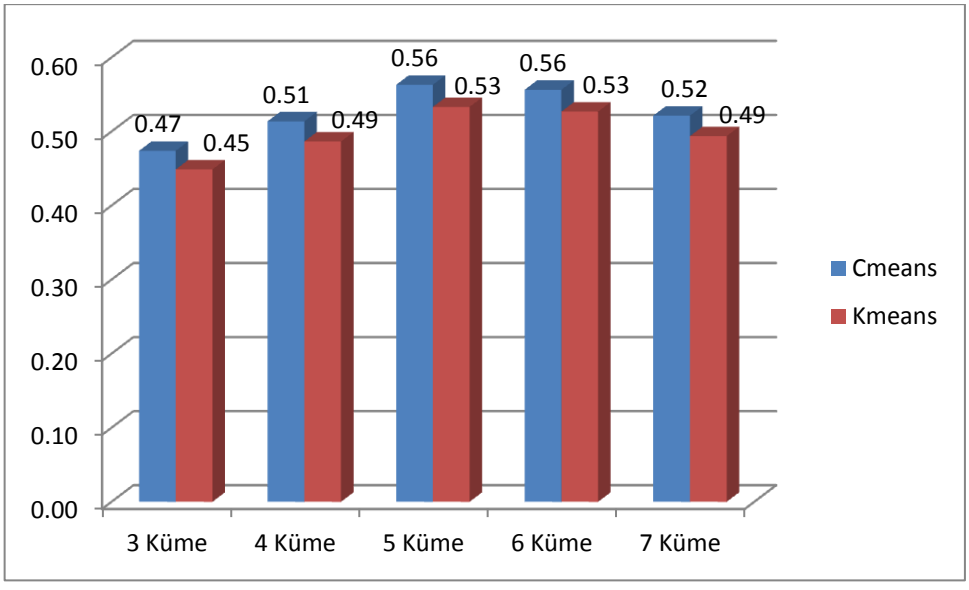
Şekil 4.68 Hasta9 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.68'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 6 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



Şekil 4.69 Hasta10 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

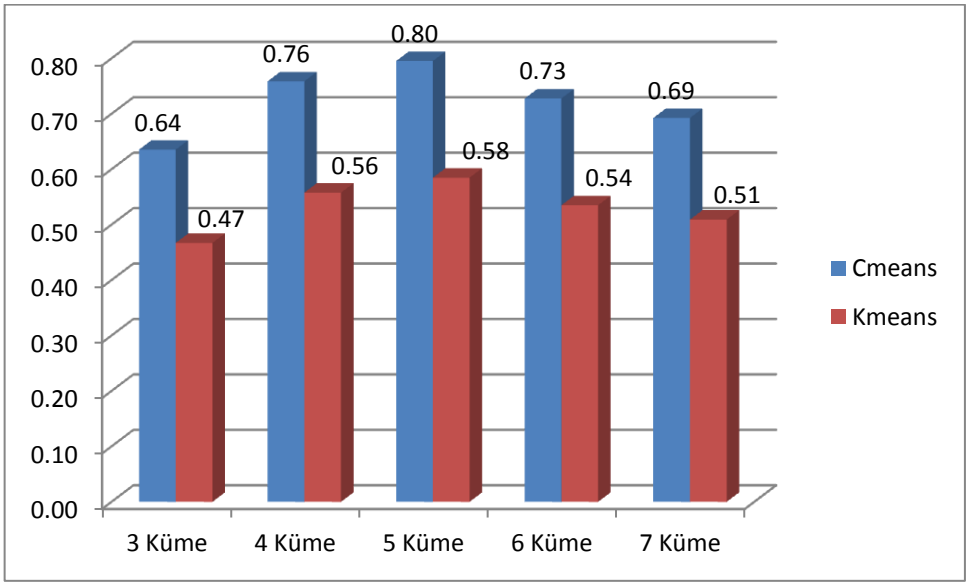
Şekil 4.69'da en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 3 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



Şekil 4.70 Hasta11 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

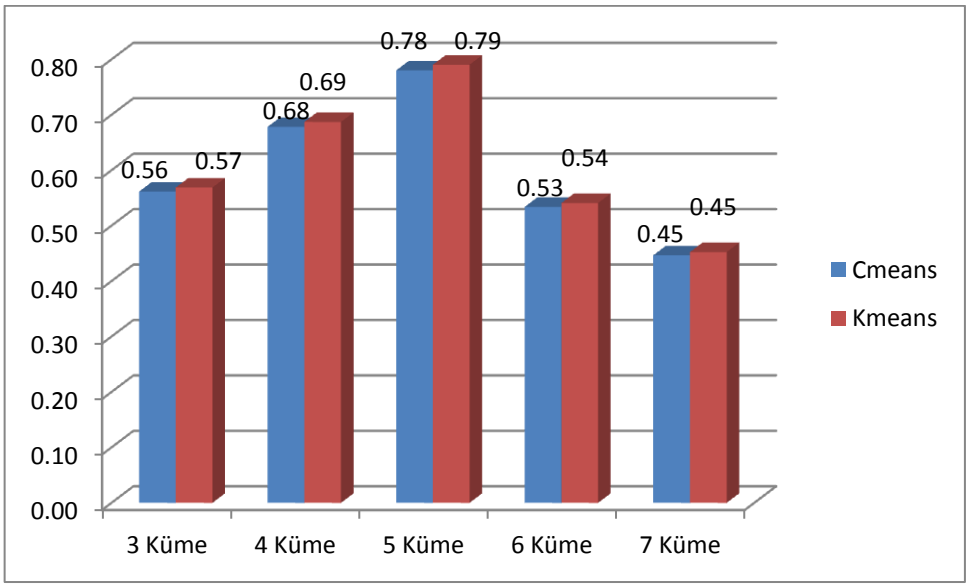
Şekil 4.70'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülse de 6 ve 7 kümeli sonuçlarının da çok yakın

değerlere eriştiği görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır. Ayrıca Kmeans sonuçlarının her kümede Cmeans sonuçlarına oldukça yakın değerlerde olduğu gözlemlenmektedir.



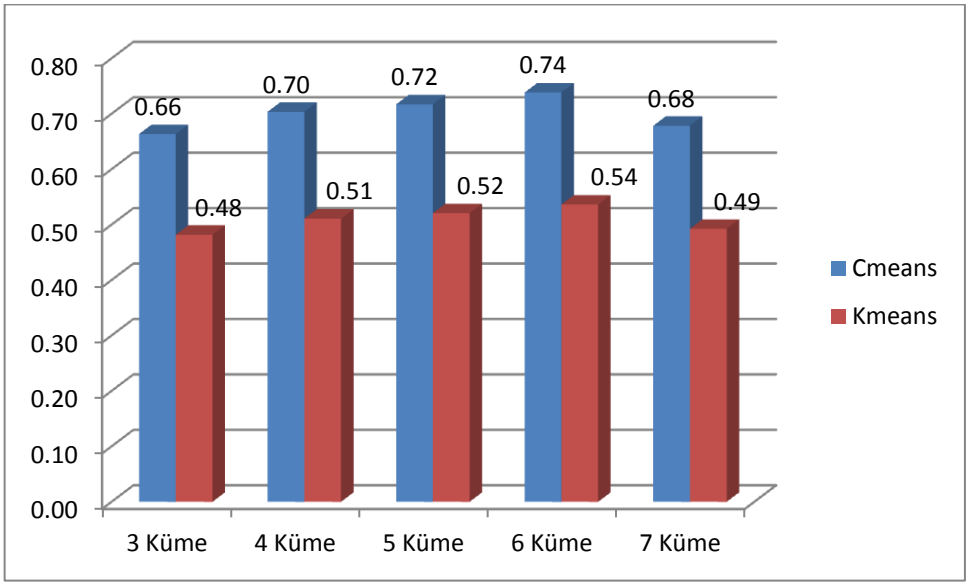
Şekil 4.71 Hasta12 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.71'da en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Cmeans algoritmasının, her küme sayısında da Kmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



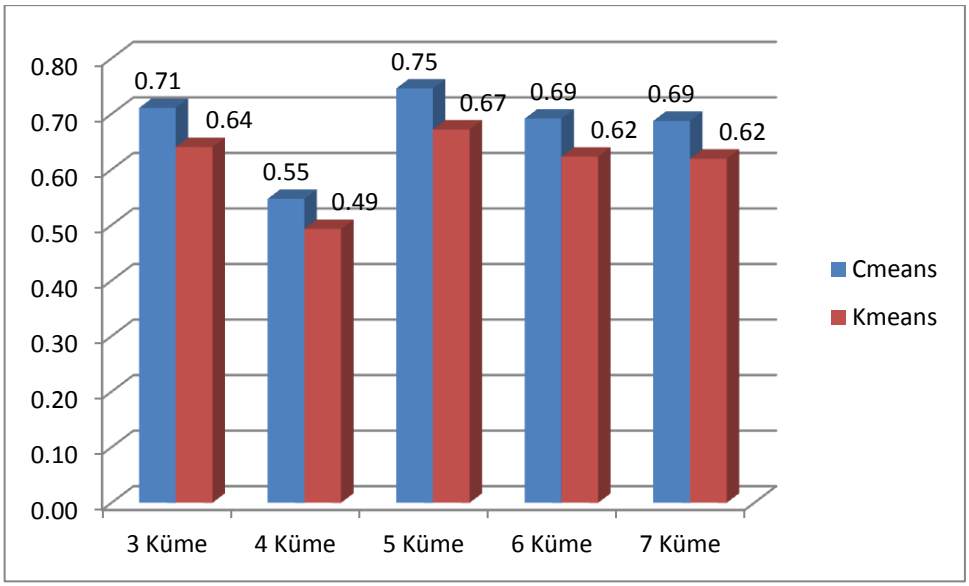
Şekil 4.72 Hasta13 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.72'de en yüksek doğruluk yüzdesine Kmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülmektedir. Diğer görüntülerden yine farklı olmak üzere, her kümde de Kmeans algoritmasının Cmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır. Yine de Cmeans ve Kmeans sonuçlarının bu görüntüde birbirine çok yakın olduğu gözardı edilmemelidir.



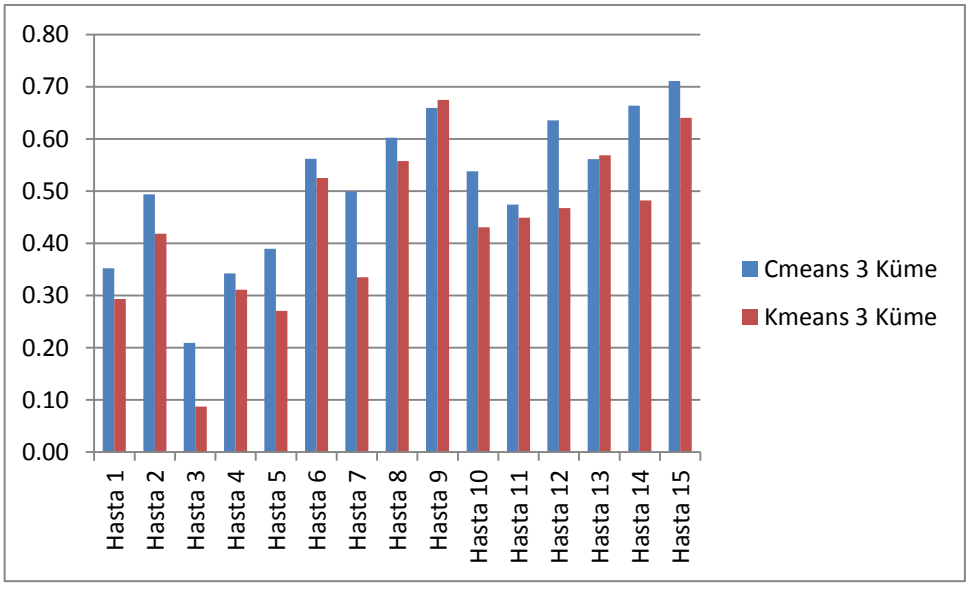
Şekil 4.73 Hasta14 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.73'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 6 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülse de her Cmeans sonucunun birbirine oldukça yakın olduğu gözlemlenmektedir.Ayrıca her küme sayısında da Cmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.



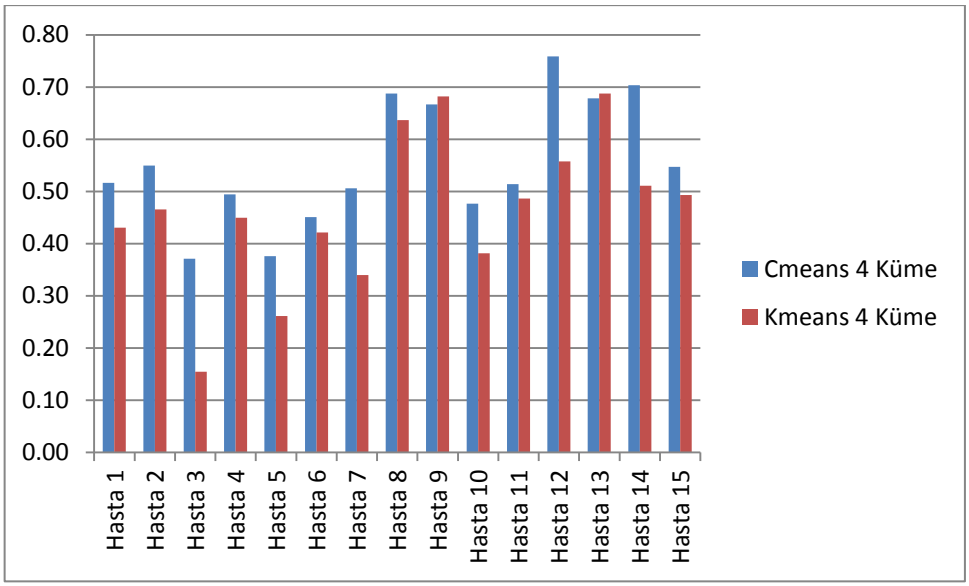
Şekil 4.74 Hasta15 için lezyonlu bölgenin doğru yakalanma yüzdesi

Şekil 4.74'de en yüksek doğruluk yüzdesine Cmeans algoritmasının 5 küme ile hazırlanan sonucunun ulaştığı görülse de her Cmeans sonucunun birbirine oldukça yakın olduğu gözlemlenmektedir. Ayrıca her küme sayısında da Cmeans algoritmasından daha başarılı sonuçlara ulaştığı anlaşılmaktadır.

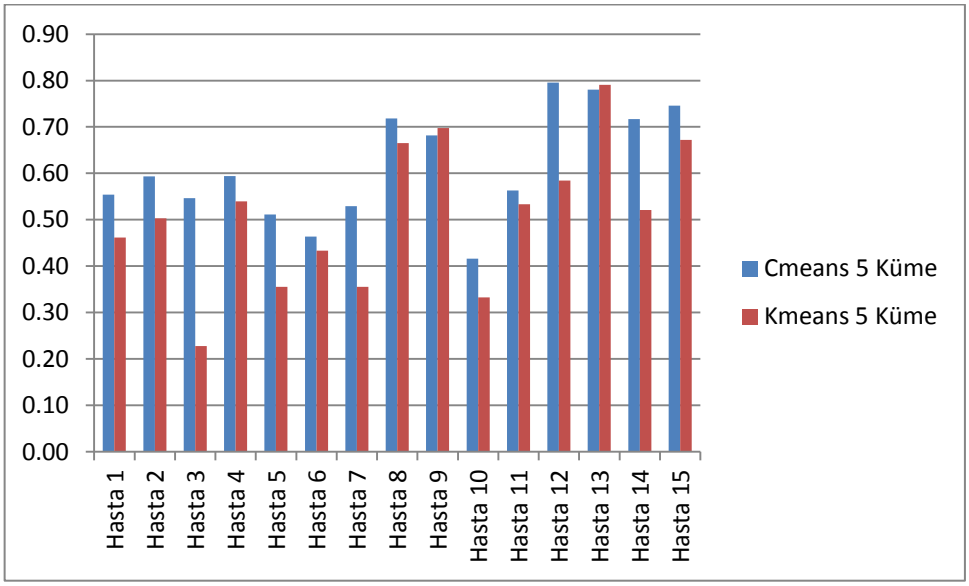


Şekil 4.75 3 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması

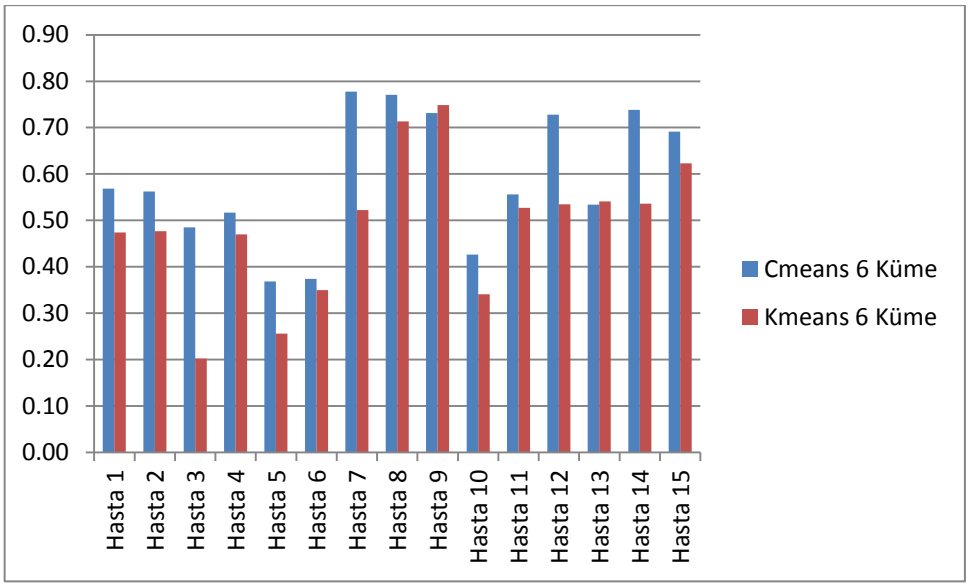
Şekil 4.75'de genel olarak Cmeans'in daha başarılı sonuçlar verdiği, Kmeans sonuçlarının yalnızca 2 örnekte daha yüksek değer aldığı görülmektedir.



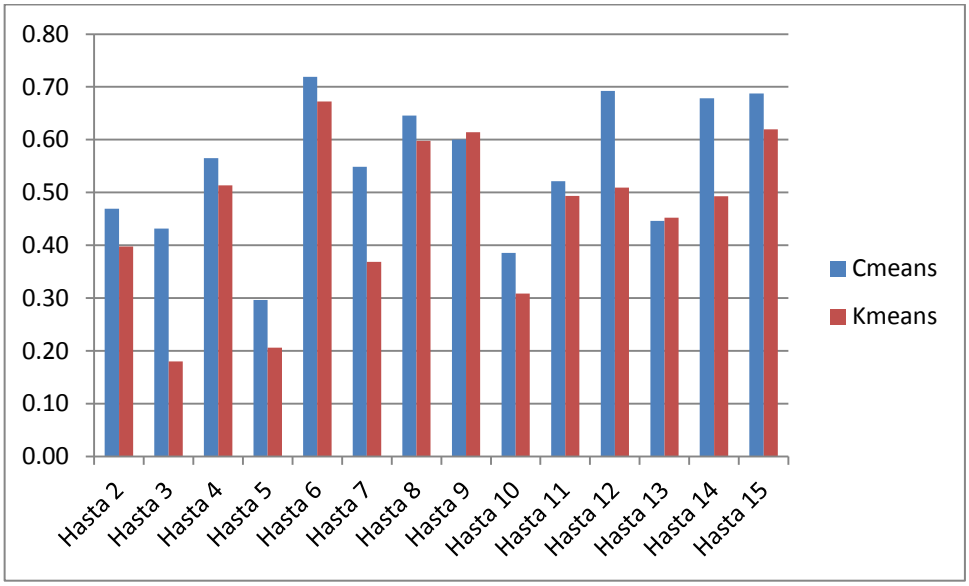
Şekil 4.76 4 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması



Şekil 4.77 5 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması



Şekil 4.78 6 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması



Şekil 4.79 7 kümede Cmeans ve Kmeans algoritmalarının karşılaştırılması

Şekil 4.75, Şekil 4.76, Şekil 4.77, Şekil 4.78 ve Şekil 4.79'de genel olarak Cmeans'in daha başarılı sonuçlar verdiği, Kmeans sonuçlarının yalnızca 2 örnekte daha yüksek değer aldığı görülmektedir.

Yapılan testler sonucunda;

- Kmeans algoritmasının, söz konusu görüntüler için sonuçları çok daha hızlı üretmesine rağmen bu algoritma ile lezyonlu bölgenin yakalanması hususunda yüksek verim elde edilememiştir.

- Cmeans algoritmasının doğru teşhise her defasında daha çok yaklaştığı, dolayısıyla daha başarılı olduğu söylenebilmektedir.
- Düşük verim alınan görüntülerde, uygulamanın diğer araçları ile önceden işlenmesi ve en uygun filtrenin kullanılması, bölütleme sonuçlarının başarı yüzdesini arttıracağı aşikardır.
- Arka plan temizleme modunun kullanılmasının, görüntüdeki sınıflandırma başarısını arttırdığı gözlemlenmiştir.
- En doğru küme sayısı tercihinin 5 küme olduğu, yine de farklı görüntülerde farklı tercihler uygulanabileceği sonucuna varılmıştır.

Her hasta için ulaşılan doğruluk yüzdeleri aşağıdaki tabloda sayısal olarak sunulmuştur.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1 Sonuç

Tüm dünyada çok sayıda ölüme yol açmakta olan rahim ağzı kanserinin tedavisini bulmak için birçok bilim adamı değişik yöntemler araştırmaktadır. Kanser hastalığının keşfinden bu yana kanser tedavisindeki en önemli başarının erken teşhis ile sağlandığı defalarca kanıtlanmıştır. Rahim ağzı kanseri de dünyada ve Türkiye'de çok yüksek oranlarda görülmektedir. Diğer kanser türlerinde olduğu gibi rahim ağzı kanseri de erken teşhis ile tedavi edilebilen bir hastalıktır.

Hekimlerin teşhis koymadaki en büyük yardımcılarından birisi kolposkopik görüntülerdir. Ancak kolposkopik görüntülerin yapısından dolayı hekimler birçok kanserli hastaya çok geç teşhis koyabilmekte veya koyamamaktadır.

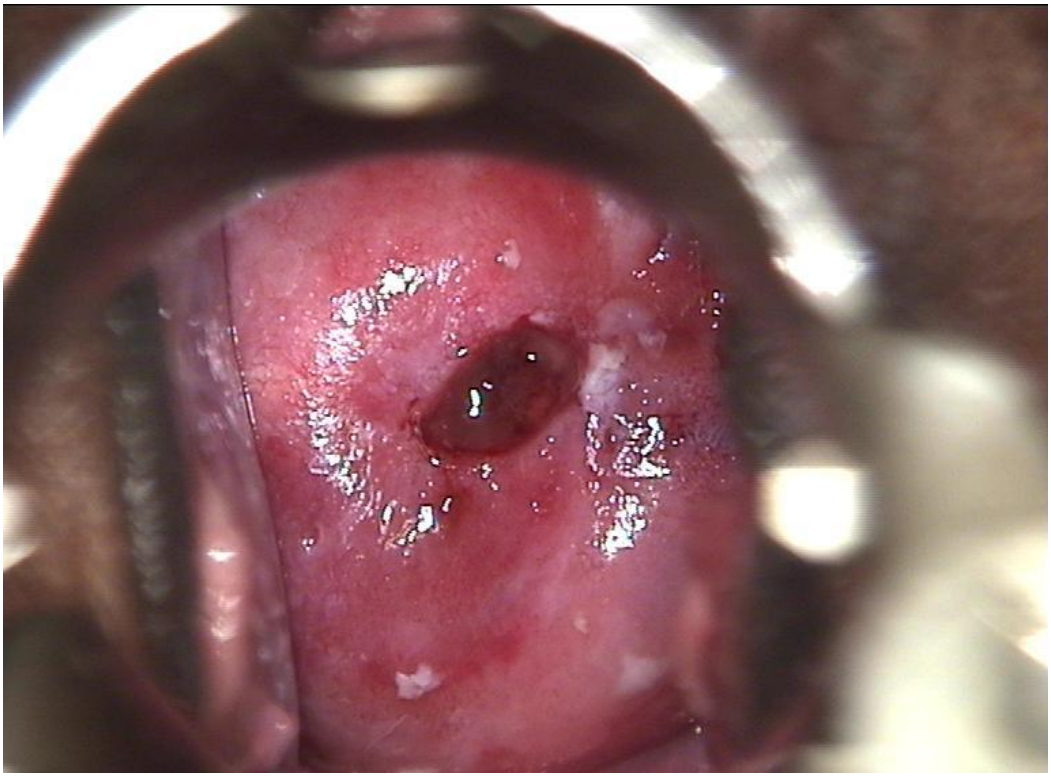
Çalışma ile bir dizi yöntem kullanılarak kolposkopik görüntülerde lezyonlu dokular tespit edilmiş, görüntünün diğer bölgelerine göre daha baskın bir şekle getirilmiş ve hekimlerin teşhisleriyle kıyaslanmıştır.

Çalışma dahilinde, kolposkopik görüntüler öncelikle histogram eşitleme, gaussian blur, keskinleştirme, gürültü temizleme, kenar yakalama ve wavelet dönüşüm filtreleriyle bölütleme öncesinde zenginleştirilmeye çalışılmıştır. Her görüntünün kendine özgü yapısı bulunduğundan, her biri için gerekli görülen filtrenin uygun olacağı görülmüş, bu yüzden uygulamada bahsi geçen tüm filtrelere yer verilmiştir.

Kolposkopik görüntüler üzerinden mesafe ölçümü ve alan ölçümü yapılabilmesi amacıyla, ölçme aracı geliştirilmiştir. Bu modul sayesinde ayrıca bölütleme ardından, kümelerin toplamda kapladığı alanı hesaplayan bir algoritma hazırlanmıştır.

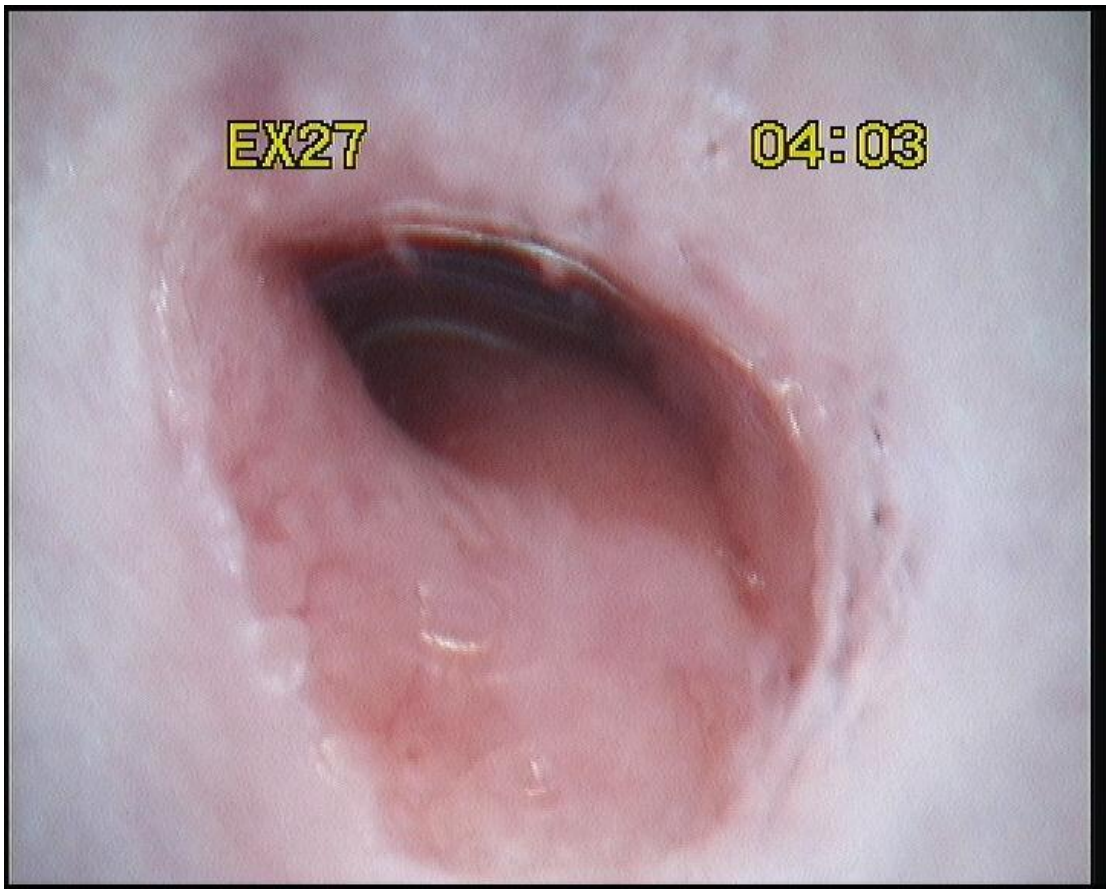
Bölütlemenin odaklanması gereken alanı daraltmak ve daha doğru sonuçlar almak amacıyla arka plan temizleme aracı geliştirilmiştir. Bu araç, RGB-HSV renk uzayı dönüşümü yaparak kolposkopik görüntülerin bazı bölütlemeye dahil edilmemesi gereken kısımları otomatik olarak elemine etmektedir.

Uygulamada kullanılan bazı kolposkopik görüntülerde arka plan olarak tanımlayabileceğimiz, ilgi alanı dışında kalan bir kısım olmaması nedeniyle kullanılmasına gerek olmayabilmektedir.



Şekil 5.1 Arka plan temizlemesi gereken bir kolposkopi görüntüsü

Şekil 5.1'de görüleceği gibi kolposkopik görüntü, lezyon olması mümkün olmayan, medikal cihazların da gözüktüğü kısımlar bulunmaktadır. Buna benzer durumlar, bölütleme aşamasında değerlendirmeye tabii tutulacak ve dolayısıyla çalışma doğruluğunu düşürecektir.



Şekil 5.2 Arka plan temizlemesi gerekmeyen bir kolposkoik görüntü

Şekil 5.2'de ise, kameranın lezyon aranan bölgeye odaklandığı, dolayısıyla arka plan olarak elemine edilmesi gereken bir kısmın olmadığı görülmektedir.

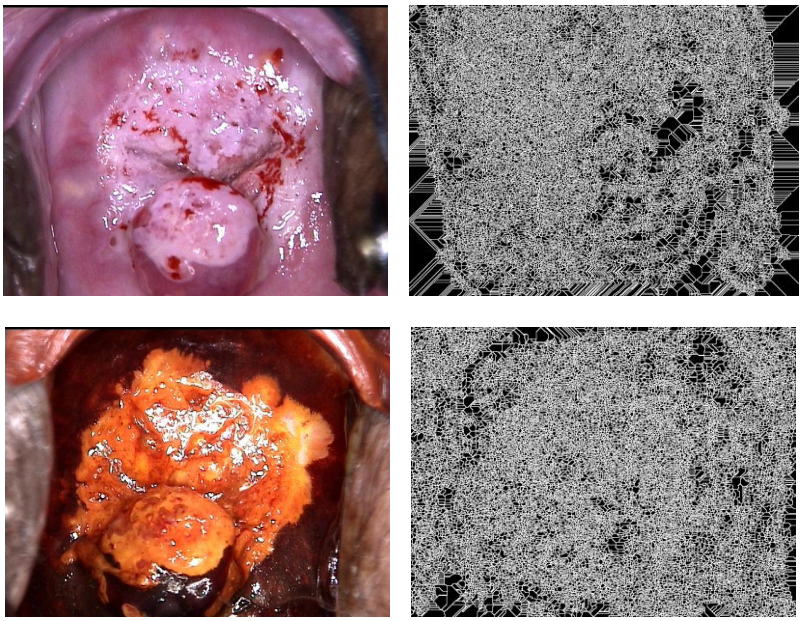
Çizelge 5.1 Arka planı temizlenmiş ve temizlenmemiş görüntülerin lezyon yakalama doğrulukları

Örnek Adı	Lezyon Doğruluğu (Arka Planı Temizlenmiş Görüntü)	Lezyon Doğruluğu (Arka Planı Temizlenmemiş Görüntü)
Şekil 4.31	% 47	%43
Şekil 4.32	% 72	%52
Şekil 4.33	% 30	%13

Arka plan temizleme aracının lezyonlu bölgenin yakalanma oranını arttırdığı göz önünde bulundurulduğunda, arka plan temizlemesi mümkün olan her kolposkopik

görüntüde uygulanması gerektiği düşünülmektedir. Böylelikle bölütleme sonuçların daha yüksek doğruluğa erişeceği sonucuna ulaşılmıştır.

Yapılan araştırmalar sırasında, C-means ve Kmeans bölütleme algoritmaları dışında Watershed bölütleme algoritması da test edilmiştir. Lezyonlu kolposkopik görüntüler üzerinde denemeler sonucunda; watershed algoritmasının MR görüntüleri gibi gri düzeyli görüntüler üzerinde daha başarılı olduğu, lezyonlu kolposkopik görüntülerin homojen görüntüler olmayışından dolayı algoritmanın görüntüyü istenilenden çok daha fazla bölüme ayırdığı tecrübe edilmiştir. Bu da sonuç görüntülerin beklenenden daha karmaşık hale gelmesine neden olmuş, lezyonlu bölgenin diğer dokulardan ayrıştırılmasını sağlamamıştır. Bu sonuçlar elde edildiğinden dolayı, watershed algoritması geliştirdiğimiz çalışmaya dahil edilmemiştir.



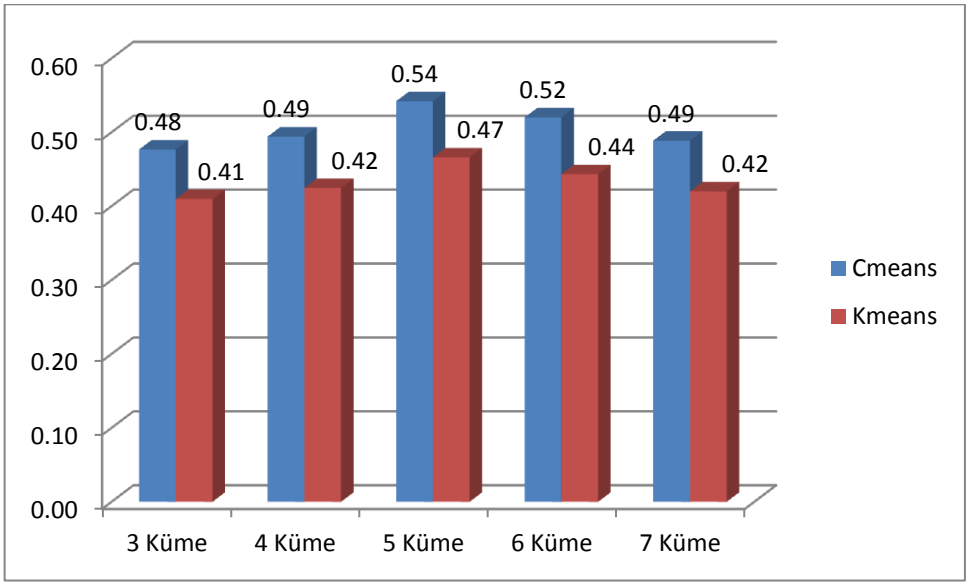
Şekil 5.3 Lezyonlu kolposkopik görüntülerde watershed algoritması sonuçları

Sınıflandırma sonrası düzenleme aracı ile aynı dokunun farklı kümelere dağıldığı durumlarda kümelerin birleştirilerek, gerçeğe daha yakın sonuç elde edilmesi sağlanmıştır. Aranan lezyonları tek kümede toplanması sayesinde çalışmanın doğruluğu arttırılmıştır.

Sunulan çalışmada bölütleme sistemi olarak C-means ve K-means bölütleme algoritmaları kullanılmıştır. Çalışmada geliştirilen yöntemlerin tamamı kullanılarak elde edilen doğruluk yüzdeleri aşağıdaki çizelgede paylaşılmıştır.

Çizelge 5.2 C-means ve K-means kümeleme algoritmalarıyla lezyon yakalama doğrulukları

	Cmeans Doğruluğu (%)					Kmeans Doğruluğu (%)				
Hasta No	3 Küme	4 Küme	5 Küme	6 Küme	7 Küme	3 Küme	4 Küme	5 Küme	6 Küme	7 Küme
1	35.18	51.65	55.43	56.89	45.59	29.32	43.04	46.19	47.40	37.99
2	49.37	54.94	59.35	56.25	46.94	41.84	46.56	50.29	47.67	39.78
3	20.92	37.10	54.63	48.49	43.18	8.71	15.46	22.76	20.20	17.99
4	34.24	49.44	59.39	51.71	56.50	31.12	44.95	53.99	47.01	51.36
5	38.95	37.62	51.16	36.86	29.65	27.05	26.13	35.53	25.59	20.59
6	56.20	45.09	46.40	37.41	71.93	52.53	42.14	43.36	34.96	67.22
7	49.93	50.60	52.92	77.79	54.88	33.51	33.96	35.52	52.21	36.83
8	60.22	68.75	71.85	77.07	64.55	55.76	63.66	66.53	71.36	59.76
9	65.92	66.64	68.20	73.15	60.02	67.44	68.17	69.77	74.83	61.40
10	53.80	47.67	41.59	42.62	38.57	43.04	38.14	33.27	34.09	30.86
11	47.39	51.38	56.30	55.64	52.14	44.88	48.65	53.32	52.69	49.37
12	63.54	75.86	79.53	72.77	69.25	46.72	55.78	58.48	53.51	50.92
13	56.15	67.83	78.01	53.39	44.65	56.89	68.72	79.04	54.10	45.24
14	66.35	70.37	71.71	73.85	67.84	48.18	51.10	52.08	53.63	49.27
15	71.08	54.72	74.59	69.16	68.75	64.04	49.29	67.20	62.31	61.94



Şekil 5.4 C-means ve K-means sonuçlarının ortalama doğrulukları

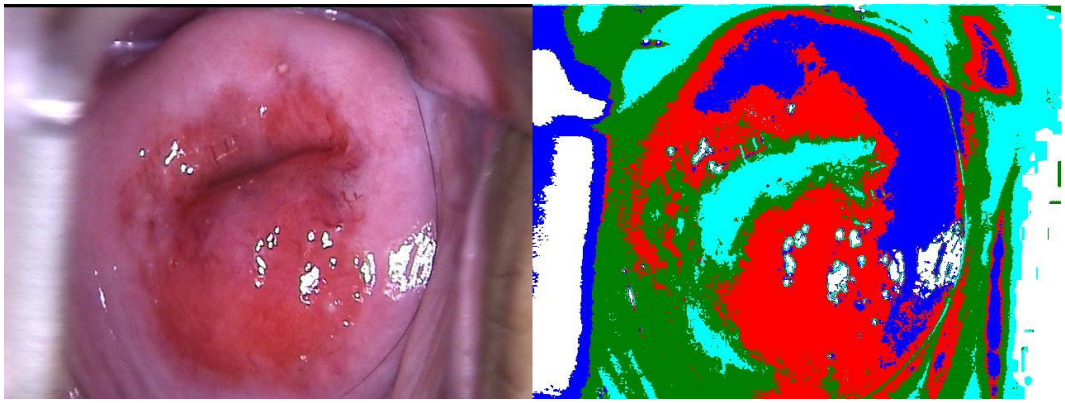
Doğruluk yüzdelerinin ortalaması dikkate alındığında, farklı küme sayıları ile de başarılı sonuçlar alınabilmesine rağmen, ortalaması en yüksek dolayısıyla en başarılı sonuçların C-means algoritması ile 5 küme seçildiğinde elde ediliği sonucuna varılmıştır. Bu uygulamada C-means algoritmasının K-means algoritmasına göre, kesinlikle daha

başarılı sonuçlar verdiği, 5 sınıflı sonuçlarda ortamala başarının %50'nin üzerinde olduğu görülmektedir. Bunun yanı sıra, görüntüde lezyonlu bölgeyi kapsayan kümelerin görülen lezyondan daha büyük bir alana yayılmış olması, bu kısımların hatalı olduğu anlamına gelmemektedir. İlgili algoritmalar, insan gözünün ayırt edemeyeceği küçük farklılıkları tespit edip, buna göre sınıflandırma işlemi yapmaktadır. Dolayısıyla, %60 başarılı ile lezyonu yakalayan bir sonuçta, lezyon olmadığı varsayılan %40'lık kısmına hekim tarafından bir kez daha göz atılması gerektiği düşünülmektedir.

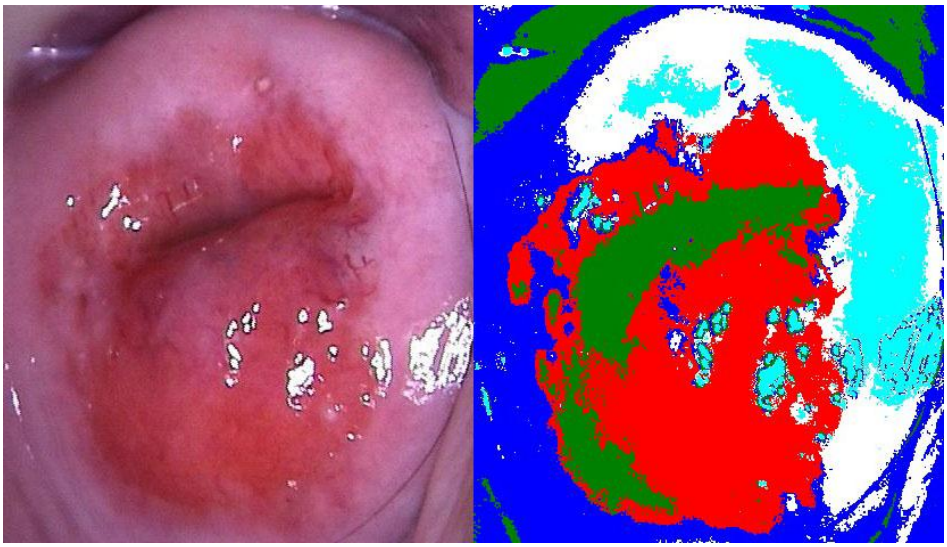
Bu çalışmanın doğruluğu, kolposkopik görüntülerin yalnızca görünür dalga boylarında alınmış görüntüler değil, kızılötesi görüntülerinin kullanılması doğruluğu arttıracaktır. Zira C-means ve K-means gibi kümeleme algoritmaları, aralarında ilişki kurulduğu takdirde sınırsız sayıda veri tipini birlikte değerlendirebilmektedir. Bu uygulamada görüntü üzerindeki kırmızı, yeşil ve mavi değerlerin okunmasına ve derlenmesine dayalı bir sistem geliştirilmiş olsa da, daha nitelikli bir veri karşısında o oranda başarılı bir sistem tasarlanabileceği ortadadır.

Sınıflandırma sonrası düzenleme aracı sayesinde Cmeans kümeleme sonuçlarında oluşan sınıfların, gerek görüldüğü takdirde, birleştirilmesi sağlanmıştır. Bu sayede tek doku tipinin iki farklı kümede gösterilmesi problemi ortadan kaldırılmış, çalışmanın doğruluğu arttırılmıştır.

Bu uygulamada, lezyon olması mümkün olmayan kısımlarının elemine edilmesi büyük önem taşımaktadır. Arka plan temizleme aracının yanı sıra, ilgi alanı dışında kalan kısımların elle görüntü dışına çıkartılması denenmiştir.



Şekil 5.5 Kolposkopik görüntü ve 5 kümeli Cmeans sonucu



Şekil 5.6 Düzenlenmiş kolposkopik görüntü ve 5 kümeli Cmeans sonucu

Şekil 5.6'da görüntünün istenmeyen kısımlarının görüntü işleme programlarıyla kesildiği ve bu görüntü üzerinden yapılmış Cmeans sonucu görülmektedir. Şekil 5.5'deki ve Şekil 5.6'daki sonuçların doğrulukları karşılaştırılacak olursa; görüntü kesilmeden elde edilen doğruluk %55, kesildikten sonra elde edilen doğruluk ise %59 çıkmıştır.

Kolposkopik görüntülerin bu şekilde kesilmesinin ve doğruluğu arttırmasının nedeni, ilgi alanının, dolayısıyla payda görevi gören referans alanın azalması olarak açıklanabilmektedir.

Uygulama dahilinde geliştirilmiş kolposkopik görüntü karşılaştırma aracı ve uygulama veritabanı sayesinde, bir hastanın periyodik olarak tetkikleri yapılabilir ve bir önceki görüntüye oranla hastalığın ne seviyede olduğu anlaşılır düzeye getirilmiştir. Bu sayede hekime, hastalığın ilerleyip ilerlemediğine, ilerliyor ise ne hızda ilerlediğine dair bilgiler sunulması sağlanmıştır.

Geliştirilmiş olan veritabanı, hazırlanmış olan yazılım için prototip olarak uyarlanmıştır. Altyapısı hazır olan bu veritabanının, halihazırdaki veritabanı mimarisi ve öznitelikleri kullanılabilir ya da ihtiyaç duyulacak sisteme göre farklı bir veritabanı sistemi ile de güçlendirilebilir.

Sunulan tez çalışması ile hekimlere kolposkopik görüntüler ile teşhis sürecine yardım edilmeye çalışılmıştır. Her yıl 530.000 yeni rahim ağzı kanseri vakası olduğu

düşünülünce bu algoritma ile %1'lik bir iyileştirilme bile yapıldığı takdirde ne kadar hasta kurtarılabileceği ortadadır.

Algoritma ile belirginleştirilmiş bölgeler tezin amacı doğrultusunda lezyonlu bölgelerin görüntünün diğer yerlerinden daha ayırtedilebilir yapıya sahip olduğu için her hekim tarafından tespit edilebilir hale gelmiştir.

Geliştirilen algoritma, tecrübeli olmayan, gün içerisinde çok sayıda hasta muayene eden, onlarca hasta bakan, işi dışındaki problemlerinden dolayı yoğunlaşma sorunu yaşayan hekimlerin lezyonlu koloskopik görüntüler üzerinde ilk bakışta seçilmesi güç olacak kadar küçük oluşumların belirginleştirilmesi ile detayların gözden kaçırılmasını engelleyecektir.

Çalışmanın daha da geliştirilmesi için vaka sayısının çoğaltılarak algoritmanın doğruluk düzeyinin daha detaylı araştırılması hedeflenmiştir.

KAYNAKLAR

[1] World Health Organization, www.who.int, 11 Mayıs 2011

[2] International Agency for Research on Cancer, www.iarc.fr, 11 Mayıs 2011

[3] Prof. Dr. M. Yavuz Salihoğlu, "Rahim kanserinde erken teşhis için hangi yöntemler kullanılır?", uzmantv.com, 15 Mayıs 2011

[4] Kolposkopi, www.kadinsagligi.com, 15 Mayıs 2011

[5] Kolposkopi, www.gata.edu.tr, 16 Mayıs 2011

[6] Marti, R., Zwiggelaar, R. ve Rubin C. (2001). Tracking Mammographic Structures Over Time, Proceedings of the 12th Britihsh Machine Vision Conference, Manchester 10-11:143-152

[7] Acar, U., (2006). Bulanık Görüntü İşleme Algoritmaları ile Mamogramlarda Mikrokalsifikasyonların Belirlenmesi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

[8] Canavan, TP. ve Doshi, NR., (2000). Cervical cancer. Am Fam Physician, 61(5):1369-76

[9] Ceyhan, M., (2007). İnsan papilloma virusu (HPV) aşısı uygulamasında ülkemizde mevcut problemler. Ankem Dergi, 21(Ek 2):102-104.

[10] Bilir, N., (2007). Serviks kanseri kontrolü çalışmaları ve HPV aşısı. Halk sağlığı uzmanları derneği teknik raporları no:03

[11] The International Agency for Research on Cancer, www-dep.iarc.fr, 15 Mayıs 2011

[12] Incidence in Izmir in 1993-1994 : first results from Izmir Cancer Registry, (2000). Eur. Journal of Cancer 37:83-92

[13] Ege Üniversitesi'nde kanser kayıt analizleri: 34134 Olgunun değerlendirmesi, (2007). Türk Onkoloji Dergisi 22: 22-28

[14] Akhan SE., (2007). Ülkemizde servikal kanser epidemiyolojisi ve HPV serotipleri, Ankem Dergi, 21(ek 2):96-98.

[15] Salman N., (2007). İnsan papilloma virus aşısı, Ankem Dergi, 21(Ek 2):99-101.

[16] Parkin DM., (2006). The global health burden of infection-associated cancers in the year 2002. Int J Cancer, 118(12):3030-44

[17] Cutts, FT., Franceschi, S., Goldie, S., Castellsague, X., de Sanjose, S., Garnett, G., Edmunds, WJ., Claeys, P., Goldenthal, KL., Harper, DM. ve Markowitz, L., (2007). Human papillomavirus and HPV vaccines: a review. Bull World Health Organ, 85(9):719-26

[18] Ault, KA., (2006). Epidemiology and natural history of human papillomavirus infections in the female genital tract, Infect Dis Obstet Gynecol.

[19] Hogewoning, CJ., Bleeker, MC., van den Brule, AJ., Voorhorst, FJ., Snijders, PJ., Berkhof, J., Westenend, PJ. ve Meijer, CJ., (2003). Condom use promotes regression of cervical intraepithelial neoplasia and clearance of human papillomavirus: a randomized clinical trial, Int J Cancer, 107(5):811-6

[20] Panagiotis, C., Efthimios, D., Konstantinos, P. ve George, C., (2008). Human papilloma virus: diagnostic, treatment and preventive issues, Akush Ginekol (Sofiia), 47(1):35-8

[21] Hatch, KD., (1989). Handbook of colposcopy. Diagnosis and treatment of Lower Genital Tract Neoplasia and HPV Infections, Boston:Litle, Brown and Co, 7-19

[22] Uyanıkoğlu, Hacer., (2006). Servikal kanser taramasında asetikasit sonrası inspeksiyonla (VIA), servikal smear'in karşılaştırılması, Uzmanlık tezi.

[23] Bilir, N., (2007). Serviks kanseri kontrolü çalışmaları ve HPV aşısı. Halk sağlığı uzmanları derneği teknik raporları no: 03

[24] Barut, A., (2000). Serviks Kanserinde Erken Tanı ve Tedavi, STED.

[25] Dağlı, AF. ve Özercan, MR., (2006). Servikal smear tarama programımızda sınırlılık/yetersizlik oranları ve nedenleri (1322 olgu), Fırat Tıp Dergisi, 11(3):166-169

[26] Akyüz, A., Güvenç, G., Yavan, T., Çetintürk, A. ve Kök, G., (2006). Kadınların Pap smear yaptırma durumları ile bunu etkileyen faktörlerin belirlenmesi, Gülhane Tıp Dergisi

[27] Çiçek, NM., Akyürek, C., Çelik, Ç. ve Haberal, A. (2006). Kadın hastalıkları ve Doğum Bilgisi. 2. baskı, 863.

[28] Davey, DD., Austin, RM., Birdsong, G., Buck, HW., Cox, JT., Darragh, TM., Elgert, PA., Hanson, V., Henry, MR. ve Waldman, J., (2002). ASCCP Patient Management Guidelines: Pap Test Specimen Adequacy and Quality Indicators, J Low Genit Tract Dis., 6(3):195-199

[29] Kurman, RJ., Henson, DE., Herbst, AL., Noller, KL. ve Schiffman, MH. (1994). Interim guidelines for management of abnormal cervical cytology, The 1992 National Cancer Institute Workshop, JAMA, 271(23):1866-9

[30] Solomon, D., Davey, D. ve Kurman, R. (2002). The 2001 Bethesda system: terminology for reporting results of cervical cytology, JAMA

[31] Fahey, MT., Irwig, L. ve Macaskill P. (1995). Meta-analysis of Pap test accuracy, Am J Epidemiol, 141(7):680-9

[32] McCrory, DC., Matchar, DB., Bastian, L., Datta, S., Hasselblad, V., Hickey, J., Myers, E. ve Nanda, K. (1999). Evaluation of cervical cytology, Evid Rep Technol Assess (Summ), 5:1-6

[33] Nanda, K., McCrory, DC., Myers, ER., Bastian, LA., Hasselblad, V., Hickey, JD. ve Matchar , DB. (2000). Accuracy of the Papanicolaou test in screening for and follow-up of cervical cytologic abnormalities: a systematic review, Ann Intern Med, 16;132(10):810

[34] Cronjé, HS., Cooreman, BF., Beyer, E., Bam, RH., Middlecote, BD. ve Divall, PD. (2001). Screening for cervical neoplasia in a developing country utilizing cytology, cervicography and the acetic acid test, Int J Gynaecol Obstet, 72(2):151-7

[35] Cronjé, HS., Parham, GP., Cooreman, BF., de Beer, A., Divall, P. ve Bam, RH. (2003). A comparison of four screening methods for cervical neoplasia in a developing country, Am J Obstet Gynecol, 188(2):395-400

[36] National Cancer Institute, http://visualsonline.cancer.gov, 25 Mayıs 2011

[37] Mitchell, H., Hocking, J. ve Saville, M. (2003). Improvement in protection against adenocarcinoma of the cervix resulting from participation in cervical screening, Cancer, 25;99(6):336-41

[38] Lee, KR., Ashfaq, R., Birdsong, GG., Corkill, ME., McIntosh, KM. ve Inhorn, SL. (1997). Comparison of conventional Papanicolaou smears and a fluid-based, thin-layer system for cervical cancer screening, Obstet Gynecol, 90(2):278-84

[39] Wright, TC Jr., Cox, JT., Massad, LS., Twiggs, LB. ve Wilkinson, EJ. (2001). ASCCP-Sponsored Consensus Conference. Consensus Guidelines for the management of women with cervical cytological abnormalities, JAMA.

[40] Cronjé, HS. (2004). Screening for cervical cancer in developing countries, Int J Gynaecol Obstet, 84(2):101-8

[41] Ottaviano, M. ve La Torre, P. (1982). Examination of the cervix with the naked eye using acetic acid test, Am J Obstet Gynecol, 143(2):139-42

[42] Stafl, A. (1981). Cervicography: a new method for cervical cancer detection, Am J Obstet Gynecol, 139(7):815-25

[43] Denny, L., Kuhn, L., Pollack, A. ve Wright, TC Jr. (2002). Direct visual inspection for cervical cancer screening: an analysis of factors influencing test performance, Cancer, 94(6):1699-707

[44] Rosenthal, AN., Panoskaltsis, T., Smith, T. ve Soutter, WP. (2001). The frequency of significant pathology in women attending a general gynaecological service for postcoital bleeding, BJOG, 108(1):103-6

[45] Wikipedia, Altın Standart, http://tr.wikipedia.org/wiki/Alt%C4%B1n_standart, 10 Mayıs 2011

[46] Sankaranarayanan, R., Ramani, S. ve Wesley, R. (2005). Servikal Neoplazilerde Gözle Tarama Pratik El Kitabı, 1. baskı

[47] National Cancer Institute, www.nci.nih.gov/sciencebehind/cancer/cancer01.htm, 26 Mayıs 2011

[48] Kızılkaya, A. (2008). Sayısal Görüntü İşleme, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Pamukkale Üniversitesi, 176-177

[49] Bayram, B. (1998). İstanbul Örneğinde Uydu Görüntülerinin Coğrafi Bilgi Sistem ile Bütünleştirilmesi, Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[50] Sayısal Görüntü İşleme, www.yildiz.edu.tr/~bayram, 28 Mayıs 2011

[51] Günal, Ü. (1997). Bulanık Mantık, Otomasyon dergisi, 55:50-55

[52] Taşkın, H. ve Gümüştaş, R. (1996). Trafik Akış Sistemlerinde Bulanık Denetim ve Bir Uygulama, Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı.

[53] Chi, Z., Yan, H. ve Pahm, T. (1996). Fuzzy Algorithms: With Applications to Image Processing Pattern Recognition.

[54] Grimed Sağlık Hizmetleri, http://www.grimed.com/griscope.html, 19 Mayıs 2011

[55] Gümüşay, Ü., Başkurt, M. ve Durmuş, C. (2011). Yapay Sinir Ağları Yardımıyla Plaka Tanıma Sisteminin Oluşturulması ve CBS ile Bütünleştirilmesi, TMMOB Harita ve Kadastro Mühendisleri Odası 13. Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik Kurultayı

[56] Görüntü Filtreleri, www.atasoyweb.net/blog/goruntu-isleme-k6s0/goruntu-filtreleri-y58.html, 10 Haziran 2011

[57] Image Sharpening with a Laplacian Kernel, www.idlcoyote.com, 19 Ekim 2011

[58] Lindeberg, T. (1998). Edge detection and ridge detection with automatic scale selection, International Journal of Computer Vision, 30:117-154

[59] Zhai, L., Dong, S., ve Ma, H. (2008). Recent Methods and Applications on Image Edge Detection, In Proceedings of the 2008 international Workshop on Education Technology and Training & 2008 international Workshop on Geoscience and Remote Sensing - Volume 01, ETTANDGRS. IEEE Computer Society, Washington, DC, 332-335

[60] Mehena, J., Medical Images Egde Detection Based On Mathematical Morphology, 48-49

[61] Avcı, A. (2006). Wavelet Dönüşümü ile Doku Öznitelikleri Çıkarılan Görüntülerin Rezonans Algoritması Kullanılarak Bölütlenmesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi

[62] Kender, J. (1976). Saturation, hue and normalized color, Carnegie Mellon University, Computer Science Dept, Pittsburgh, PA.

[63] Perez., F. ve Koch, C. (1994). Toward Color Image Segmentation in Analog VLSI: Algorithm and Hardware, International Journal of Computer Vision, 12(1): 1573–1405

[64] HSV Renk Uzayı, http://tr.wikipedia.org/wiki/HSV_renk_uzay%C4%B1, 30 Mayıs 2011

[65] Han, J., ve Kamber, M. (2006). Data Mining Concepts and Techniques, Morgan Kauffmann Publishers Inc.

[66] Xu, R., ve Wunsch, II. D. (2005). Survey of Clustering Algorithms, IEEE Transactions On Neural Networks, 16:3

[67] K-Ortalama Algoritması, www.bilgisayarkavramlari.com, 15 Ağustos 2011

[68] Clustering Algorithm, www.elet.polimi.it/upload/Clustering/tutorial/cmeans.htm, 28 Nisan 2011

[69] Jain, A.K., Murty, M.N. ve Flynn, P.J. (1999). Data Clustering: A Review, ACM Computing Surveys, Vol. 31, No. 3

[70] Moertini, V.S. (2002). Introduction To Five Clustering Algorithms, Integral, Vol. 7, No. 2

[71] An Introduction to Cluster Analysis for Data Mining, www-users.cs.umn.edu/~han/dmclass/cluster_survey_10_02_00.pdf, 29 Nisan 2011

[72] Azem, Z. (2003). A Comprehensive Cluster Validity Framework For Clustering Algorithms, MSc Thesis, The University of Guelph, Canada, 15-19

[73] Access Specifications, http://office.microsoft.com, 21 Ekim 2011

EK-A

ÇALIŞMANIN DOĞRULUK TABLOSU

Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Cmeans 3 Küme Alanı	%
Görüntü 1	794.87	2259.19	35.18
Görüntü 2	1340.97	2716.00	49.37
Görüntü 3	226.73	1084.00	20.92
Görüntü 4	1247.22	3643.00	34.24
Görüntü 5	459.65	1180.00	38.95
Görüntü 6	277.65	494.00	56.20
Görüntü 7	174.75	350.00	49.93
Görüntü 8	773.20	1284.00	60.22
Görüntü 9	384.31	583.00	65.92
Görüntü 10	700.95	1303.00	53.80
Görüntü 11	1169.66	2468.00	47.39
Görüntü 12	3285.71	5171.00	63.54
Görüntü 13	2518.77	4486.00	56.15
Görüntü 14	522.18	787.00	66.35
Görüntü 15	1243.24	1749.00	71.08
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Cmeans 4 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1530.84	2963.66	51.65
Görüntü 2	2218.00	4037.00	54.94
Görüntü 3	770.00	2075.33	37.10
Görüntü 4	2658.00	5376.00	49.44
Görüntü 5	730.00	1940.46	37.62
Görüntü 6	197.00	436.90	45.09
Görüntü 7	243.00	480.20	50.60
Görüntü 8	900.00	1309.00	68.75
Görüntü 9	523.00	784.83	66.64
Görüntü 10	1050.00	2202.50	47.67
Görüntü 11	1550.00	3017.00	51.38
Görüntü 12	2939.00	3874.00	75.86
Görüntü 13	2100.00	3096.00	67.83
Görüntü 14	685.00	973.43	70.37

Görüntü 15	1047.00	1913.50	54.72
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Cmeans 5 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1040.00	1876.25	55.43
Görüntü 2	2089.00	3520.00	59.35
Görüntü 3	546.00	999.45	54.63
Görüntü 4	2319.00	3905.00	59.39
Görüntü 5	480.00	938.23	51.16
Görüntü 6	210.00	452.60	46.40
Görüntü 7	223.00	421.40	52.92
Görüntü 8	683.00	950.60	71.85
Görüntü 9	210.00	307.90	68.20
Görüntü 10	960.00	2308.50	41.59
Görüntü 11	1340.00	2380.00	56.30
Görüntü 12	2745.00	3451.51	79.53
Görüntü 13	1845.00	2365.00	78.01
Görüntü 14	565.00	787.91	71.71
Görüntü 15	1320.00	1769.72	74.59
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Cmeans 6 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1010.00	1775.50	56.89
Görüntü 2	1597.00	2839.00	56.25
Görüntü 3	695.00	1433.29	48.49
Görüntü 4	1524.00	2947.00	51.71
Görüntü 5	776.00	2105.50	36.86
Görüntü 6	156.00	417.00	37.41
Görüntü 7	234.00	300.80	77.79
Görüntü 8	644.00	835.56	77.07
Görüntü 9	286.00	391.00	73.15
Görüntü 10	1140.00	2674.94	42.62
Görüntü 11	982.00	1765.00	55.64
Görüntü 12	870.00	1195.56	72.77
Görüntü 13	960.00	1798.00	53.39
Görüntü 14	555.00	751.50	73.85
Görüntü 15	1060.00	1532.67	69.16
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Cmeans 7 Küme Alanı	%
Görüntü 1	723.00	1586.00	45.59
Görüntü 2	1121.00	2388.00	46.94
Görüntü 3	696.00	1611.86	43.18
Görüntü 4	1943.00	3439.00	56.50
Görüntü 5	232.00	782.50	29.65
Görüntü 6	217.00	301.70	71.93
Görüntü 7	154.00	280.60	54.88
Görüntü 8	493.00	763.80	64.55
Görüntü 9	282.00	469.83	60.02
Görüntü 10	1050.00	2722.00	38.57

Görüntü 11	530.00	1016.52	52.14
Görüntü 12	1100.00	1588.50	69.25
Görüntü 13	505.00	1131.00	44.65
Görüntü 14	441.00	650.05	67.84
Görüntü 15	970.00	1410.85	68.75
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Kmeans 3 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1079.00	3680.08	29.32
Görüntü 2	2716.00	6491.18	41.84
Görüntü 3	370.00	4245.60	8.71
Görüntü 4	1795.00	5767.30	31.12
Görüntü 5	1012.00	3741.12	27.05
Görüntü 6	390.00	742.47	52.53
Görüntü 7	244.00	728.16	33.51
Görüntü 8	772.00	1384.56	55.76
Görüntü 9	490.00	726.62	67.44
Görüntü 10	1141.00	2651.25	43.04
Görüntü 11	1377.00	3068.21	44.88
Görüntü 12	4425.00	9471.04	46.72
Görüntü 13	3900.00	6855.70	56.89
Görüntü 14	665.00	1380.10	48.18
Görüntü 15	1352.00	2111.22	64.04
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Kmeans 4 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1530.84	3556.39	43.04
Görüntü 2	2218.00	4763.66	46.56
Görüntü 3	770.00	4980.80	15.46
Görüntü 4	2658.00	5913.60	44.95
Görüntü 5	730.00	2794.26	26.13
Görüntü 6	197.00	467.48	42.14
Görüntü 7	243.00	715.50	33.96
Görüntü 8	900.00	1413.72	63.66
Görüntü 9	523.00	767.19	68.17
Görüntü 10	1050.00	2753.13	38.14
Görüntü 11	1550.00	3185.95	48.65
Görüntü 12	2939.00	5268.64	55.78
Görüntü 13	2100.00	3055.75	68.72
Görüntü 14	685.00	1340.42	51.10
Görüntü 15	1047.00	2123.99	49.29
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Kmeans 5 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1040.00	2251.50	46.19
Görüntü 2	2089.00	4153.60	50.29
Görüntü 3	546.00	2398.68	22.76
Görüntü 4	2319.00	4295.50	53.99
Görüntü 5	480.00	1351.06	35.53
Görüntü 6	210.00	484.28	43.36

Görüntü 7	223.00	627.89	35.52
Görüntü 8	683.00	1026.65	66.53
Görüntü 9	210.00	300.97	69.77
Görüntü 10	960.00	2885.63	33.27
Görüntü 11	1340.00	2513.28	53.32
Görüntü 12	2745.00	4694.05	58.48
Görüntü 13	1845.00	2334.26	79.04
Görüntü 14	565.00	1084.95	52.08
Görüntü 15	1320.00	1964.38	67.20
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Kmeans 6 Küme Alanı	%
Görüntü 1	1010.00	2130.60	47.40
Görüntü 2	1597.00	3350.02	47.67
Görüntü 3	695.00	3439.88	20.20
Görüntü 4	1524.00	3241.70	47.01
Görüntü 5	776.00	3031.92	25.59
Görüntü 6	156.00	446.19	34.96
Görüntü 7	234.00	448.19	52.21
Görüntü 8	644.00	902.40	71.36
Görüntü 9	286.00	382.21	74.83
Görüntü 10	1140.00	3343.68	34.09
Görüntü 11	982.00	1863.84	52.69
Görüntü 12	870.00	1625.96	53.51
Görüntü 13	960.00	1774.63	54.10
Görüntü 14	555.00	1034.82	53.63
Görüntü 15	1060.00	1701.26	62.31
Görüntü Adı	Yakalanan Alan	Kmeans 7 Küme Alanı	%
Görüntü 1	723.00	1903.20	37.99
Görüntü 2	1121.00	2817.84	39.78
Görüntü 3	696.00	3868.46	17.99
Görüntü 4	1943.00	3782.90	51.36
Görüntü 5	232.00	1126.80	20.59
Görüntü 6	217.00	322.82	67.22
Görüntü 7	154.00	418.09	36.83
Görüntü 8	493.00	824.90	59.76
Görüntü 9	282.00	459.27	61.40
Görüntü 10	1050.00	3402.50	30.86
Görüntü 11	530.00	1073.45	49.37
Görüntü 12	1100.00	2160.36	50.92
Görüntü 13	505.00	1116.30	45.24
Görüntü 14	441.00	895.12	49.27
Görüntü 15	970.00	1566.04	61.94

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Kamil BÜYÜK

Doğum Tarihi ve Yeri : 1985, İstanbul

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : kamilbuyuk@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Harita Mühendisliği	Yıldız Teknik Üniversitesi	2008

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2010 -	Maliye Bakanlığı	Harita Mühendisi
2008-2009	Navia Navigasyon Sistemleri	CBS Mühendisi