

**T.C.
KASTAMONU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BULANIK KÜMELEME ORTALAMASINA DAYALI GÖRÜNTÜ
BÖLGESİ BÜYÜMESİYLE MELANOMA CİLT KANSERİ
SEGMENTASYONU**

Abdelhafid Ali I. MOHAMED

**Danışman
Jüri Üyesi
Jüri Üyesi
Jüri Üyesi
Jüri Üyesi**

**Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ
Dr. Öğr. Üyesi Can Doğan VURDU
Dr. Öğr. Üyesi Javad RAHEBİ
Doç. Dr. Göksal BİLGİCİ
Dr. Öğr. Üyesi Hakan Sezgin SAYINER**

**DOKTORA TEZİ
MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

KASTAMONU - 2018

TEZ ONAYI

Abdelhafid Ali I. MOHAMED tarafından hazırlanan “**Bulanık Kümeleme Ortalamasına Dayalı Görüntü Bölgesi Büyümesiyle Melanoma Cilt Kanseri Segmentasyonu**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde savunulmuş ve **oy birliği** ile Kastamonu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Ana Bilim Dalı**’nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ
Kastamonu Üniversitesi



Jüri Üyesi

Dr. Öğr Üyesi Can Doğan VURDU
Kastamonu Üniversitesi



Jüri Üyesi

Dr. Öğretim Üyesi Javad RAHEBİ
Türk Hava Kurumu Üniversitesi



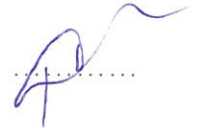
Jüri Üyesi

Doç. Dr. Göksal BİLGİCİ
Kastamonu Üniversitesi



Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hakan Sezgin SAYINER
Adıyaman Üniversitesi



05/10/2018

Enstitü Müdürü

Prof. Dr. Hasbi YAPRAK



TAHHÜTNAME

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildirir ve taahhüt ederim.

İmza
Abdelhafid Ali I. MOHAMED



ÖZET

DOKTORA TEZİ

BULANIK KÜMELEME ORTALAMASINA DAYALI GÖRÜNTÜ BÖLGESİ BÜYÜMESİYLE MELANOMA CİLT KANSERİ SEGMENTASYON

Abdelhafid Ali I. MOHAMED

Kastamonu Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ

Melanom hastalığı, dünya çapında deri kanserine bağlı ölümlerin önde gelen nedenlerin başında gelir. Diğer taraftan, erken bir aşamada bulunursa, daha yüksek bir tedavi olasılığı vardır. Bu nedenle, çeşitli görüntüleme teknikleri incelenmiştir. Dermoskopi deri lezyonlarının dermatoskop ile incelenmesidir. Dermoskopi kullanımı, özellikle melanomun tanısında deri lezyonlarının teşhisi ve ayırt edilmesinde değerli bir yardımcıdır. Dermoskopi ile tanının doğruluğu çok önemlidir ve dermatologların deneyimine bağlıdır. Görsel inceleme zaman kaybıdır, bu nedenle dermatologların klinik değerlendirmesine yardımcı olmak için bilgisayar destekli tanı sistemlerinin geliştirilmesine büyük ilgi gösterilmiştir. Görüntü Bölütlemesi, dijital görüntü işleme ve tespit çalışmasında çok önemlidir, özellikle cilt kanseri gibi kronik hastalıklar ile ilgili birçok zor problemin çözümünde önemli bir rol oynar. Otomatik dermoskopi görüntülerinin analizi genellikle üç aşamadan oluşur: a) özellik seçimi ve çıkarımı, b) görüntü bölütleme ve c) özellik sınıflandırması. Bu tez çalışmasında MatLab simülasyon programlarını kullanarak, cilt görüntülerinde melanoma kanseri segmentasyon için klasik yöntemlerden farklı olarak, görüntü büyütme tekniği ile kanser bölgesinin daha net yerini belirlemek ve teşhis, tedavinin doğruluk yüzdesini belirlemek için yeni bir algoritma geliştirildi. Bu tezde bulanık bölge kümeleme yöntemini görüntü bölgesi büyütme yöntemiyle birleştirilmiştir. Bu yöntemlerin performansı, 200'den fazla görüntü için doğruluk ve duyarlılığa göre test edilmiştir. Sonuç olarak, önerilen yöntem melanom deri kanserlerinin sınırlarını bulmakta güçlüdür. Simülasyon sonuçları, Portekiz'de bulunan Pedro hastanesinin veri tabanından elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmada temel olarak 5 küme test edilerek en iyi sonuca ulaşılmıştır. Ayrıca çalışmada, bulanıklığa dayalı görüntü bölgesi büyütme yönteminin karşılaştırdığımız diğer yöntemlerden daha yüksek performansa sahip olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, doğruluk, hassasiyet ve duyarlılık için en iyi performans sırasıyla 0.9685, 0.9542 ve 0.9829 değerleri arasında değişmiştir.

Anahtar Kelimeler: Melanom deri kanseri, görüntü alanını artırma, bulanık c-ortalaması.

2018, 73 Sayfa
Bilim Kodu: 91

ABSTRACT

PhD. Thesis

MELANOMA SKIN CANCER SEGMENTATION WITH IMAGE REGION GROWING BASED ON FUZZY CLUSTERING MEAN

Abdelhafid Ali I. MOHAMED

Kastamonu University
Institute of Science
Department of Material Science and Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ

Melanoma is the leading cause of skin-cancer-related death worldwide. On the other hand, if found in an early stage, there is a higher likelihood of cure. For that reason, various types of imaging techniques have been investigated. Dermoscopy is the examination of skin lesions with a dermatoscope. Use of dermoscopy provides a valuable aid in diagnosing and distinguishing skin lesions, especially in the diagnosis of melanoma. The accuracy of diagnosis using dermoscopy is very important and depends on the experience of dermatologists. Visual examination is a waste of time, so there is currently wide attention paid to the development of computer-aided diagnostic systems to aid the clinical evaluation of dermatologists. Image Segmentation is very important in digital-image processing and self-discovery, with an important role to play in solving many difficult problems, particularly those related to chronic diseases, such as skin cancer. Analysis of automatic dermoscopy images usually has three stages: a) feature selection and extraction, b) image segmentation, and c) feature classification. In this thesis, using the MatLab simulation program, we developed a new algorithm to determine more accurate location of cancer area and to determine the correctness of treatment by different image methods. This thesis we combined the fuzzy clustering method with image region growing method. The performance of these methods are tested based on the accuracy, specificity and sensitivity for greater than 200 images. As results the proposed method is strong to finding the boundary of the melanoma skin cancers. We tested our method on Pedro hospital Portugal. We tested many clusters and finally 5 cluster are chosen to results. Also image region growing method based on the fuzzy had high performance than the other methods which we compared in this study. Also the best performance for accuracy, sensitivity and specificity was respectively 0.9685, 0.9542 and 0.9829.

Key Words: Melanoma skin cancer, image region growing, fuzzy C-mean.

2018, 73 Pages

Science Code: 91

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca her türlü desteği ve imkânı sağlayarak değerli bilgilerinden yararlandığım, danışman hocam Prof. Dr. Fatma Kandemirli'ye ve Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümünde bulunan öğretim üyelerine, en derin duygularıyla teşekkür ederim. Bu tez için beni destekleyen eşim ve çocuklarıma, anneme babama çok çok saygılar sunarım. Ayrıca Türkiye'de bulunduğum süre içinde eğitim ve araştırma faaliyetleri süresince maddi ve manevi desteğini esirgemeyen Libya hükümeti'ne şükranlarımı sunarım. Özellikle, bu çalışmayı benim için hayati önem arz eden aileme ithaf ediyorum.

Abdelhafid Ali I. MOHAMED
Kastamonu, Ekim, 2018

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLOLAR DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Arka Plan.....	1
1.2. Güneş Işınımı	2
1.3. Deri ve Güneş Işınımı.....	4
1.4. Düz Hücre Karsinomu (IHC)	4
1.5. Problem Tanımı ve Çözümü.....	7
1.6. Tez Önerisi Çalışması	8
1.7. Amaç	8
1.8. Gereksinimler	8
2. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI	9
2.1. Ön İşleme	9
2.1.1. Renk Uzayı Dönüşümü.....	9
2.1.2. Kontrast Geliştirme.....	9
2.1.3. Yaklaşık Lezyon Lokalizasyonu.....	10
2.1.4. Artefakt Kaldırma	11
2.2. Bölütleme	11
2.2.1. Histogram Eşiği	12
2.2.2. Kümelenme.....	12
2.2.3. Kenar Tabanlı	12
2.2.4. Bölge Tabanlı.....	12
2.2.5. Morfolojik.....	12
2.2.6. Etkin Konturlar	12

2.2.7. Bulanık Mantık	12
2.2.8. Denetimli Öğrenme	13
2.2.9. Otomatik vs Yarı Otomatik	13
2.3. İşlem Sonrası	13
2.3.1. Bölge Birleştirme.....	13
2.3.2. Sınır Genişlemesi.....	14
2.4. Değerlendirme	14
2.5. Pedro Hispano Hastanesi (HPH) Veri Tabanı	15
2.6. Ön İşlem Aşaması	17
2.6.1. Sınır Algılama.....	17
2.6.2. Bölütleme için Renk ve Kontrast Geliştirme.....	18
2.6.3. Lezyon Lokalizasyonu.....	21
2.6.4. Artefakt Faktörlerinin Yok Edilmesi	21
2.7. Bölütleme Yöntemi	23
2.7.1. Özelliklerin Çıkarılması	31
2.7.2. Özelliklerin Sınıflandırılması	34
3. MALZEME VE YÖNTEMLER	36
3.1. Bulanık Kümeleme Ortalaması	36
3.2. Resim Bölgesi Büyümesi	37
3.3. Önerilen Melanom Cilt Kanseri Segmentasyonunun Özeti	39
3.4. Algoritma Değerlendirme Parametreleri	39
4. SİMÜLASYON VE DENEYSEL SONUÇLARI.....	42
4.1. Matlab Simülasyon Sonuçları	42
4.2. Deneysel Sonuçlar	48
4.2.1. Gerçek Veri Bankası.....	48
4.3. Grafikselsel Kullanıcı Arayüzü Tasarımı	51
5. SONUÇ VE TARTIŞMA	56
KAYNAKLAR	58
EKLER.....	64
EK 1. GÖRÜNTÜ BÖLGE BÜYÜME YÖNTEMİ İLE BULANIK KÜMELENMESİ İÇİN MATLAB GUI KODU	65
ÖZGEÇMİŞ	72

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACC	Accuracy (doğruluk)
FCM	Fuzzy Clustering Mean (Bulanık Kümelenme Ortalaması)
FN	False negative (Yanlış negatif)
FP	False positive (Yanlış pozitif)
PPV	Positive predictive value (Pozitif prediktif değeri)
ROC	Receiver operating characteristic (Alıcısı işletim karakteristiği)
SN	Sensitivity (Hassasiyet)
SP	Specificity (Özellik)
TN	True negative (Gerçek negatif)
TP	True positive (Gerçek pozitif)
JSEG	J measure based SEGmentation (J ölçüt tabanlı SEGmentasyon)
SRM	Statistical Region Merging (İstatistiksel Bölge Birleştirme)

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Deri görüntüleme cihaz örnekleri	1
Şekil 1.2. Güneşin saldığı ultravile radyasyonun dalgaboyu	2
Şekil 1.3. Dalga boyuna bağlı olarak UV'nin farklı derinliklere etkisi.....	3
Şekil 1.4. Lezyon algılama akış şeması	7
Şekil 2.1. Melanom kanseri görüntüsü PH2 veri kümesi görüntülerinden IMD002, a) Orijinal RGB görüntüsü, b)gerçek referans değeri olarak bilinen melanomun manuel Bölütlemesi	15
Şekil 2.2. (a) Düşük kontrast. (b) Düzensiz sınır. (c) Bulanık sınır. (d) Siyah çerçeve. (e) Kan damarları. (f) Kabarcıklar. (g) Kıllar. (h) Çok renkli lezyon, (i) Çoklu lezyon	18
Şekil 2.3. Tepe kısmının ilk görüntüsü, orijinal lezyon görüntüsüdür Üst sıradaki orijinal lezyon görüntüsü sırasıyla kırmızı, yeşil, mavi kanalda gri tonlama görüntüler olarak gösterilir. Alt satırda, aynı orijinal görüntü ACE sonrası gösterilmiştir.....	20
Şekil 2.4. Orijinal giriş görüntüsü ve filtrelenmiş görüntü	22
Şekil 2.5. Histogram eşleme ile kümelenmeye dayalı bölütleme yöntemi	25
Şekil 2.6. (a) Orijinal dermoskopi görüntüsü. (b) filtrelenmiş görüntü. (c) Kartezyen koordinat kullanılarak filtrelenen görüntü. (d)-(k) Genel bölütleme sonuçları.....	26
Şekil 2.7. Bölütleme için sinir ağı kenar tespiti	28
Şekil 2.8. Bazı farklı eşikleme yöntemlerinin karşılaştırılması, (a) Original görüntü, (b) Mavi kanal, (c) Huang ve Wang yöntemi sonucu, (d) Kapurun yöntemi, (e) Kitlerin yöntemi, (f) Otsunun yöntemi.....	29
Şekil 2.9. Melanom için bölütleme yöntemleri.....	31
Şekil 2.10. İlk sırada, dermoskopi görüntüleri çoklu renkler ve dokular, İkinci sırada, bölütleme k ortalama, JSEG, DTEA, SRM, FSM algoritmalarını kullanarak elde edilen görüntüler.....	33
Şekil 2.11. Tümör alanı ekstraksiyon örnekleri	34
Şekil 3.1. K-Ortalama Kümeleme, (a) Adım 1: Küme merkezlerinin rastgele seçimi, (b) 2. Adım: Nesneleri bir küme merkezine atama, (c) Adım 3: Küme merkezlerinin yeniden hesaplanması, (d) Adım 4: Bir küme merkezi nesneleri yeniden atama.....	36
Şekil 3.2. Melanomayı bölümlere ayırma adımlarının özeti.....	40
Şekil 3.3. TP, TN, FP ve FN Pikselerin gösterim	41
Şekil 4.1. FCM metodu için pikselerin durumu	43
Şekil 4.2. Merkez ve adım arasındaki ilişkinin U_{mn} matris elemanına bağlığı	44

Şekil 4.3. Merkez ve adım arasındaki son U_{mn} matris elemanlarının oluşumu	45
Şekil 4.4. a) Bir bölgeyi büyütme başlangıcı b) Birkaç iterasyondan sonraki süreç	47
Şekil 4.5. Örnek melanoma görüntü sonuçları	49
Şekil 4.6. PH2 veri kümesinin Segmentasyon sonuçları, En iyi doğruluk	49
Şekil 4.7. PH2 veri kümesi için bölümlendirme sonuçları, En kötü doğruluk, Orijinal görüntü, Manuel bölümlendirme, Segmentasyon sonucu ...	49
Şekil 4.8. Resim 1, 57, 97, 104 için bölümlendirme sonuçları, a) Orijinal görüntü, b) Manuel bölümlendirme c) Önerilen çalışmadan sonra elde edilen bölümlendirme sonucu	50
Şekil 4.9. Grafikselleştirme kullanıcı arayüzü	51
Şekil 4.10. Görüntünün Yükleme	51
Şekil 4.11. Programı çalıştırma butonundan sonra elde edilen görüntü	52
Şekil 4.12. Başlangıç noktasını seçtikten sonraki görüntüler	52
Şekil 4.13. Melanom cilt kanserinde bölümlenen bölge	53
Şekil 4.14. “Alanı hesaplama” ve “Doğruluğu hesaplama” düğmesi.	53
Şekil 4.15. Hata matrisi sonucu	54
Şekil 4.16. Grafikselleştirme	55

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Doğru / yanlış pozitif / negatif tanımları	14
Tablo 2.2. PH2 veritabanının bazı görüntüleri	16
Tablo 3.1. Karışıklık matrisinin negatif ve pozitif durumlarının arşılaştırılması.....	41
Tablo 4.1. U_{mn} matris elamınına bağlı olarak küme 1 ve küme 2 arasındaki ilişki	44
Tablo 4.2. Grup için sonuç tekrarlamadan sonra kümelerin karşılaştırılması.....	46
Tablo 4.3. 8X8 lik piksel elamanı	48
Tablo 4.4. Önerilen yöntem ve diğer yöntemler arasındaki karşılaştırma	55

1. GİRİŞ

1.1. Arka Plan

Teknolojik gelişmeye ek olarak, medikal uygulamalarda kullanılan bilgisayar tekniklerinde önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Otomatik görüntü işleme ve analizleri, tıbbi teşhis ve tedavi alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle tıbbi görüntü işleme alanındaki son gelişmeler, cilt görüntüleme ile çeşitli özelliklerin, değişikliklerin, hastalıkların ve dejeneratif problemlerin otomatik olarak tespit edilmesini mümkün kılmaktadır. Cilt görüntü analizleri görüntü işleme tekniklerini kullanır ve cildin yapısındaki değişikliklerle hastalıkların belirlenmesi ve izlenmesi amaçlanmaktadır. Cilt kanserinin teşhisinde kullanılan bazı özel cihazlar Şekil 1.1'de gösterilmiştir (<http://www.who.int/uv/intersunprogramme/en/>).



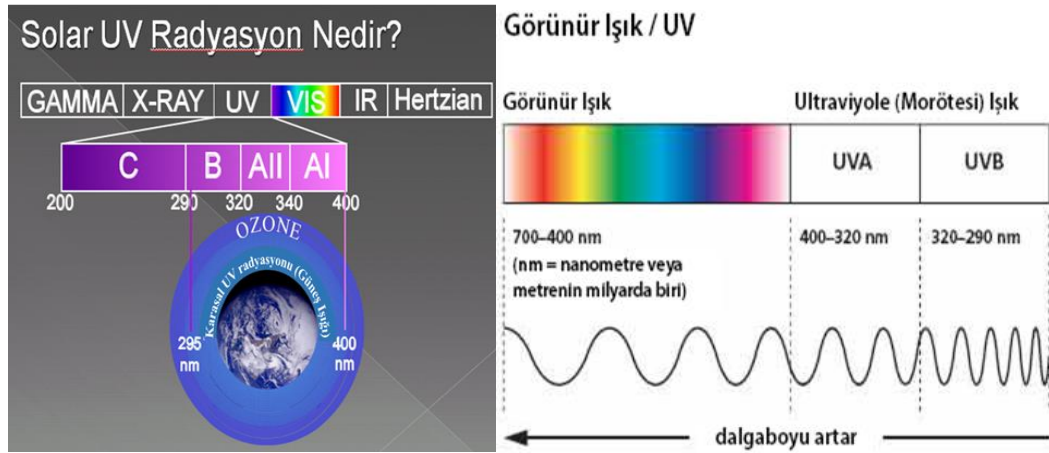
Şekil 1.1. Deri görüntüleme cihaz örnekleri

Güneşin zararlı etkileri hususunda insanları ikna etmek zordur. Aslında, güneş enerjisi, dünyadaki yaşamın temel öğelerinden birisidir. Gerçekten canlıların enerji ve yaşam kaynağı olurken, enerji bakımından zengin bitkilerin fotosentezi sayesinde karbonhidratlar elde etmesine yardımcı olur.

Fakat şimdi biliyoruz ki bu hayat veren nesnenin yararı kadar önemli ölçüde zararlı etkileri de var. Günümüzde, güneş enerjisindeki ışıının zararının insanın cildinde çok tehlikeli problemler oluşturabilir.

1.2. Güneş Işınımı

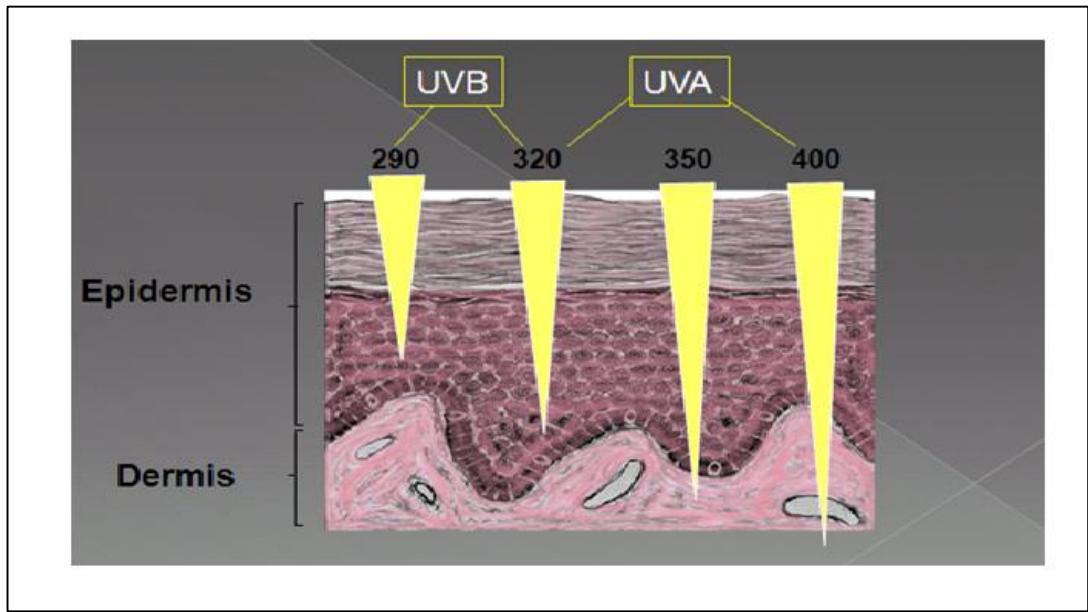
Güneş ışığı, geniş bir elektromanyetik enerji spektrumuna sahip olup, küçükten büyüğe değişen dalga enerjisine sahip Gama ışınları, X-ışınları, ultraviyole, görünür ışık, kızılötesi gibi ışınlara canlılar maruz kalmaktadır. Fakat şu anda rain ışınları ile birlikte bizi ilgilendiren, özellikle ultraviyole (UV) ve kızılötesi (IR) ışınların dünyadaki yaşam için daha tehlikeli ve zararlı oluşudur (<http://www.who.int/uv/>). Çünkü bu spektrum cilt üzerindeki etkiden sorumlu değildir. Şekil 1.2 de güneşin saldıdığı UV spekturumu verilmiştir.



Şekil 1.2. Güneşin saldıdığı ultraviyole radyasyonun dalgalı boyu

Ultraviyole (UV) ışınları, kısa dalgalı boyu UVC (200-285 nm), orta dalgalı boyu (280-315 nm) ve uzun dalgalı boyu (315-400 nm) olarak incelenmiştir. UVC atmosferin içindeki ozon tabakası tarafından tamamen emildiği için, şu anda bununla

ilgilanmıyoruz. Ancak ozon tabakasının bütünlüğüne yönelik artan tehditlerin varlığı, yakın gelecekte insanoğlunun biyolojik tehlikelerinin önemli bir işaretini vermektedir. Güneş yanıklığı için UVB, deri döküntüsünün ışınlar dediğimiz anlamda gelişim gösteren bir gruptur. Güneş hasarı, bu dalga boyunda kronik radyasyonun gelişmesinden sorumludur. UVA ışınlarının biyolojik etkileri düşüktür, ancak güneşin belirli ilaçlara ve hastalıklara duyarlılığından sorumludurlar. Şekil 1.3 de ultraviyole ışının daha derin dokulara olan grime etkileri gösterilmiştir (Black ve Rhodes, 2006).



Şekil 1.3. Dalgı boyuna bağılı olarak UV'nin farklı derinliklere etkisi

Güneş spektrumunun görünür ışığın görünen kısmının zararlı etkileri göz ardı edilir. Bununla birlikte, lazer sistemleri dahil edildiğinde, dezavantajlı etkilere sahip olabilirler. Bazı hastalıkların (Actinic Reticuloid gibi) gelişiminde de rol oynayabilir. Kızılötesi ışınlar 700 nm dalga boyuna ve güçlü bir ısı etkisine sahiptir. Son zamanlarda, kronik güneş hasarı gelişimine katkıda bulunan boyut kanıtlanmıştır.

Yukarıda sıralanan zararlı doğal enerji kaynaklarına ek olarak, aynı etkiye sahip yapay kaynakların varlığı unutulmamalıdır. Bunların en önemlisi, son yıllarda bilinçsizce ve kontrol edilemez olarak kullanılan yapay olarak elde edilen solaryumdur. Ülkemizde bu UVA yayıcı üniteleri üzerinde istatistiksel bir çalışma olmaması çok talihsiz bir durumdur. İngiltere'de yapılan çalışmalarda, yaklaşık 40.000 solaryum salonunun 80.000 ünite ve genel popülasyonun % 10'unun 16-30

yaş arasında olduğunu ve bu salonları ziyaret ettiği rapor edilmiştir. (<http://www.sunbedassociation.org.uk/didyouknow.php>). PUVA işlemi ile floresan lambaların UV ışınları kaynak için kullanılabilir ve laboratuvarlarda mikrop öldürücü lambalar kullanılarak yapay ışığa maruz kalma sağlanabilir.

1.3. Deri ve Güneş Işınımı

Güneş ışınları güneş yanığı, akut, güneş hasarı (dışsal yaşlanma) ve cilt kanserleri şeklinde kronik değişikliklere neden olur (http://exp-studies.tor.ec.gc.ca/e/ozone/Curr_allmap_g.htm). Kronik değişiklikler zaman içinde güneş ışığının kümülatif etkilerinden kaynaklanır. Kronik güneş tahribatı, yüzeysel ve dermis yüzeysel epidermisin derin katmanlarında farklı değişiklikler ile tanımlanır.

Güneşte dermisin klinik olarak soluk ve mat-sarı renk değişikliği yanaklar ve / veya telanjiektazi, çizgiler ve kırışıklıklar üzerinde görülür. Epidermiste atrofi (klinik olarak incelme), pigmentasyon değişiklikleri, deskuamasyon, kuruluk ve saçlarda azalma görülür. Kronik güneş hasarının boyutu (CTD), cilt yüzey konturlarının replika görüntüsü analizi, deri USG'si, mesane ile elastikiyet ölçümü, TEWL'nin hidrometre ile belirlenmesi ve cilt biyopsisi gibi yöntemlerle objektif olarak belirlenebilir.

CTD'nin yanı sıra, kronik güneş radyasyonunun potansiyel kanserojen etkisi, cilt kanserleri ile karşılaştığımızda kaçınılmaz olabilir. İnsanlarda, cilt kanserleri en sık görülen neoplazmlardır. ABD'de yılda sadece 1.000.000 yeni kanser vakası tespit edilir; bunların yarısı (500.000) cilt kanserleridir. Deri kanserlerinin % 90'ı cildin güneşe maruz kalan bölgelerinde gelişir.

1.4. Düz Hücre Karsinomu (IHC)

Cilt kanserine, güneş ışınlarının neden olduğu kanıtlanmıştır. Epidermiste düz hücrelerden kaynaklanır. Kronik güneş hasarı genellikle zeminde gelişir. Bununla birlikte, ısı, X-ışınları, HPV, inflamatuvar hastalıklar ve immün baskılamada da gelişebilir.

Klinik olarak kayıt altına alınmamış LCC, papüller, plaklar veya nodüller olarak görülür. Güneşe en çok maruz kalan vücut bölgelerinde gelişirler. poligonal, oval, yuvarlak veya koronal yapıları gösterirler. Preauriküler bölgede yanaklar, burun, dudaklar, kulak kenarları, kafa derisi (el başları), el sırtları, önkollar, gövde ve kadınlarda görülür. Kronik güneş hasarının deri değişiklikleri, klinik bulgulara doğal olarak eklenebilir. Tanı deri biyopsisi ile patolojik olarak doğrulanır.

Tedavi, cerrahi çıkarma veya radyoterapi ile sağlanır. Tedavi sonrası iyileşme oranı % 90'dır. Güneş ışınlarına bağlı IHC'nin agresifliği tartışmalıdır ve mortalite düşüktür.

Görüntü işleme, bir görüntünün dijital form haline getirip ve bazı işlemlerin gerçekleştirilmesi için görüntülerin gerçek hayatta işlenip yeni bir görüntünün oluşturulmasıdır. Dijital teknolojilerin hızla gelişmesiyle görüntü işlemenin önemi artmaktadır. Görüntü işleme teknikleri, tasarım ve imalat uygulamaları, hava ve uydu görüntülerinden hava durumu tahmini, tarımsal ürünlerin tahmini ve tıbbi kanser hücrelerinin saptanması gibi uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır.

Son yıllarda, cilt kanseri tüm dünyada yayılmaktadır. Deri kanserinde invaziv malign melanom, kadınlarda yedinci, erkeklerde ise altıncı sırada en önemli malignite tipidir (Wighton, Lee,v.d,2011). Kanserli hücreler lezyon olarak tanımlanır. Malign melanom en ölümcül kanserdir. Erken evrede tanı konulduğunda etkin bir şekilde tedavi edilebilir. Malign melanom ölümcül olsa da, aynı zamanda en sık tedavi edilen cilt kanseridir. Melanom insidansı 0.75 milimetreden az veya eşit ise, hastaların 5 yıllık sağkalım oranı % 93'ün üzerindedir (Meyskens Jr v.d, 1998). Melanom tanısı geç kalırsa, melanom derinin derinliğine yayılır. Melanom vücudun bir yerinde başlayabilir ve diğer bölgelere hızlıca yayılabilir, bu nedenle erken teşhis en iyi korumadır.

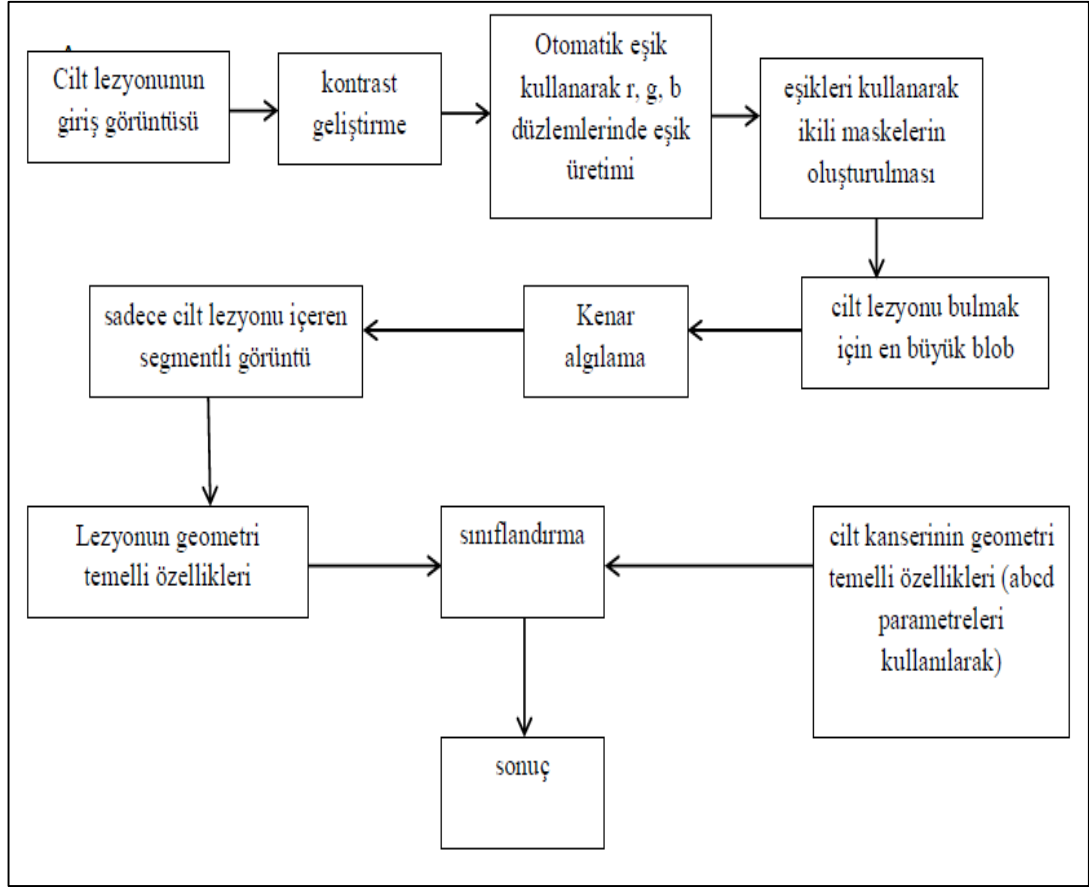
Dermatoskop veya Epilüminesans mikroskopi cilt pigmentlerini görüntileyen bir tanı yöntemidir. Dermoskopide deri pigmentlerinin detaylarını incelemek için polarize ışık ve yağ teknikleri kullanılır. Böylece atipik pigment ağları, noktalar, globüller, mavi ve beyaz alanlar dermoskopi ile tespit edilir. Deri pigmenti kanserli deri olsun

veya olmasın dermatoskop ile cilt kanseri tanısı belirlenebilir. Dermatologların klinik tanısında dermoskopinin hassasiyeti, kanser tanısının doğruluğunu arttırmada önemlidir. Bu tezde dermoskopik resimler incelenerek en yüksek doğruluğa ulaşılması planlanmıştır.

Tanının doğruluğu dermatologların kişisel görüşlerine ve mesleki deneyimlerine bağlı olarak değişir. Dermatologların tanısı, bilgisayar tarafından yapılan teşhisten daha az doğrudur. Otomatik cilt kanseri tanı tekniği ile tanı doğruluğu artırıldı. Son çalışmalarda en popüler olan görüntü işleme ile bilgisayarlı otomatik cilt kanseri teşhisi geliştirilmiştir. Bu çalışma MATLAB görüntü işleme ile elde edilmiştir. MATLAB matris tabanlı matematiğin kullanımı için geliştirilmiş interaktif bir paket programlama dilidir.

ABCD kuralı olan melanomun asimetri, sınır düzensizliği, rengi, boyut özellikleri dermatologların klinik tanısında kritik parametrelerdir. Otomatik algılamada, ABCD kuralı tanı için daha doğrudur.

Bu tez çalışması dört aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşama, analog ortamdan dijital ortama çekilen görüntülerin geliştirilmesini içeren ön işlem aşamasıdır. İkinci aşamada, kanser pigmenti OTSU segmentasyon yöntemi kullanılarak arka plan görüntüsünden çıkarılmıştır. Üçüncü aşamada, bölütlenmiş görüntünün karakteristik özellikleri belirlenip ilgili sınıflara ayrılmıştır. Son aşamada, hücrenin kanserli olup olmadığı belirlenmiştir. Tasarlanan sistemin algoritması akış şeması Şekil 1.4'de ayrıntılı olarak gösterilmiştir (Jain ve Pise, 2015).



Şekil 1.4. Lezyon algılama akış şeması

1.5. Problem Tanımı ve Çözümü

Melanom görüntülerinin çoğu, kanser alanının ve arka planın sınırında problemlere sahiptir. Son yıllarda yazarlar bu görüntüler için en iyi sınırı bulma üzerinde çalışmaktadırlar. Bu problem çalışmaların çoğunda mevcuttur. Bu tezde lezyon sınırının yüksek doğruluğunu bulmaya odaklanılmıştır. Bulanık kümeleme, görüntüler üzerindeki lezyon sınırı hakkında iyi bilgi verir.

İlk aşamada, sınır bölgesini bulmak için bulanık kümeleme yöntemi kullanılmış ve daha sonra görüntü bölgesi büyütme tekniği ile kanser bölümünün en iyi alanı bulunmuştur. Ayrıca yersel veri sonucuda araştırılmıştır. Bu çalışmalardan sonra elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Bu sorunun çözümü, tez kapsamında önerilen metotla çözülmüştür. Literatürde bulanık ve görüntü bölgesi büyümesi, görüntülerin sınırı hakkında önemli bilgi

vermektedir. Ayrıca melanom görüntülerinde kanser kısmı ve arka planın renk yoğunluğu hakkında önemli bir fark vardır.

1.6. Tez Önerisi Çalışması

Bu tez çalışmasında, deri melanomu kanseri segmentasyonu için yeni bir yöntem sunarak, segmentlenmiş alanın doğruluğunu analiz etmek için bazı otomatik algoritmalar geliştirilmiştir. Bu tezde, bazı klasik geleneksel yöntemler uygulayarak, daha sonra bulanık ve görüntü bölgesi büyütme tekniği ile kanser bölgesi segmentlerine ayrılmıştır. Ayrıca literatürdeki diğer gelişmiş yöntemlerle, bu tez kapsamında elde edilen veriler karşılaştırılıp daha üstün bir görüntü işleme modeli elde edilmiştir. Bu model bulanık mantığı kullanarak görüntü alan büyütme sistemiyle geliştirilmiştir.

1.7. Amaç

Tez çalışmasında, cilt görüntülerinde melanom kanseri bölütlemenin yüksek doğruluğunu belirlemek için MatLab simülasyon programı kullanılarak, geliştirilen yeni bir model yardımıyla elde edilen sonuçlar diğer geleneksel klasik yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Bu simülasyonda Pedro Hispano (HPH) hastanesinden elde edilen 200 hastanın veritabanı kullanılmıştır.

1.8. Gereksinimler

Donanım için gelişmiş bilgisayar ve MatLab simülasyon programlaması kullanılmıştır.

2. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

2.1. Ön İşleme

Sınır algılama prosedürünü kolaylaştıran ön işleme aşamaları, yani renk alanı dönüşümü, kontrast geliştirme, yaklaşık lezyon lokalizasyonu ve artefaktın çıkarılması incelenmiştir (Schaefer, Rajab, v.d., 2011).

2.1.1. Renk Uzayı Dönüşümü

Dermoskopi görüntüleri dijital kameraya eklenen dermoskop kullanılarak elde edilir (Celebi, Iyatomi, v.d., 2009; Madooei, Drew, v.d., 2012). Skaler (tek kanallı) işlemenin hesaplamalı sadeliği ve rahatlığı nedeniyle, ortaya çıkan RGB (Kırmızı-Yeşil-Mavi) renkli görüntü, kanalın en yüksek entropi ile korunması [Silveira v.d.,2009], uyarlamalı bir parlaklık dönüşümü uygulanması [Celebi, Iyatomi, v.d., 2009; Madooei, Drew, v.d., 2012]] yöntemlerinden biri kullanılarak bir skaler görüntüye dönüştürülür:

Vektör (çok kanallı) işlemenin istendiği uygulamalarda, RGB görüntüsü doğrudan kullanılabilir veya aşağıdakiler dahil olmak üzere çeşitli nedenlerle farklı bir renk uzayına dönüştürülebilir; (i) kanal sayısını azaltma, (ii) parlaklık ve renklilik bilgisinin ayrıştırılması (iii) (yaklaşık) algısal tekdüzeliğin sağlanması ve (iv) izleme yönü, aydınlatma şiddeti gibi çeşitli görüntüleme koşullarına karşı değişmezlik sağlanması.

2.1.2. Kontrast Geliştirme

Dermoskopi görüntülerinde sınırları tespit etmeyi zorlaştıran faktörlerden biri yetersiz kontrasttır. Bu sorunu çözmek için iki ana yaklaşım vardır: Donanım tabanlı teknikler (Møllersen, Kirchesch, v.d, 2010) ve yazılım tabanlı teknikler (Gómez, Butakoff, v.d.,2008). Bağımsız histogram takibine dayalı bir kontrast geliştirme yöntemi önermişlerdir. Bu algoritma, giriş RGB görüntüsünü, lezyonun ve arkaplan

derisinin maksimum olarak ayrıldığı, bir dekorlu renk uzayına doğrusal olarak dönüştürür.

Bir giriş RGB görüntüsü verildiğinde, (Celebi v.d., 2009)'nin yöntemi, gri tonlamaya dönüştürmek için histogram iki modlu ölçümünü maksimize ederek en uygun ağırlıkları belirler. Yazarlar, uyarlamalı optimizasyon şemasının, lezyon ile arka plan cildi arasındaki kontrastı arttırdığını ve Otsu'nun eşikleme yöntemini kullanarak iki bölgenin daha doğru bir şekilde ayrılmasını sağladığını göstermiştir (Otsu,1975; Madooei, 2012). İnce ve kısa kılların yanı sıra gölgelemeyi de azaltan fizik tabanlı, renkli-gri tonlamalı bir dönüşüm metodu önermişlerdir (Celebi,v.d., 2009). Sonuçta ortaya çıkan gri tonlamalı görüntünün daha doğru bir bölütlemeye izin verdiğini göstermiştir. HSV (Ton-Doygunluk Değeri) renk uzayına dayalı bir renk düzeltme yöntemi önermişlerdir (Iyatomi, Celebi, v.d., 2011). İlk olarak, H, S ve V kanallarının her biri için çoklu doğrusal regresyon modeli, bir eğitim görüntü setinden çıkarılan çeşitli düşük seviyeli özellikler kullanılarak oluşturulur. Bu regresyon modellerini kullanarak yöntem daha önce görülmemiş bir görüntünün tonunu ve doygunluğunu otomatik olarak ayarlar. Abbas ve diğ. (Abbas, Celebi, v.d., 2011; Abbas, Fondón,v.d 2011) ve (Norton ,v.d., 2012) sırasıyla, homomorfik filtreleme ve kontrast sınırlı adaptif histogram eşitlemesinin kullanımını önermişlerdir. Renk normalizasyonu işleminde çeşitli renk sabitleme algoritmalarının performansını karşılaştırmışlardır (Barata, Celebi v.d, 2015).

2.1.3. Yaklaşık Lezyon Lokalizasyonu

Dermoskopi görüntüleri oldukça büyük olmasına rağmen, lezyonlar genellikle nispeten küçük bir alanı kaplar. Doğru bir sınırlayıcı kutu (lezyonu çevreleyen en küçük eksen hizalanmış dikdörtgen kutu) çeşitli nedenlerden dolayı yararlı olabilir: (i) lezyon büyüklüğünün bir tahminini sağlar (bölge büyütme ve morfolojiksel gibi bazı görüntü bölütleme yöntemleri) (Wang v.d., 2010; Wang v.d., 2011) bu bilgiyi sonlandırma kriterlerinin bir parçası olarak kullanabilirler (ii) yapılan işlem lezyonu içermesi garantilenmiş bir bölgeye odaklandığından, sınır tespitinin doğruluğunu artırabilir (aktif kontura dayalı bölütleme yöntemleri bu bölgenin içinde / dışında başlatılabilir) (Abbas, v.d. 2012; Erkol,v.d. 2005), (iii) prosedür, genellikle

görüntünün tamamından daha küçük olan bir bölgede gerçekleştirildiğinden, sınır tespitini hızlandırır (Abbas, v.d., 2012), (iv) sınır tespiti sırasında keşfedilen sahte bölgelerin ortadan kaldırılması ve çizgiler ve mavi-beyaz alanlar gibi dermoskopik özelliklerin çıkarılması dahil olmak üzere çeşitli işlemler için yararlı olur (Celebi,v.d., 2008). Birçok bilim adamı Dermoskopi görüntülemeye lezyonları lokalize etmek için histogram eşikleme yöntemlerini kullanmıştır (Abbas, v.d., 2012; Erkol v.d., 2005). Parlaklık görüntüsünün yatay ve dikey çıkıntılarının her birine en küçük kareler ikinci dereceden polinomu uyarlıyarak sınırlayıcı kutuyu belirlemişlerdir (Wang v.d., 2010; Wang v.d., 2011).

2.1.4. Artefakt Kaldırma

Dermoskopi görüntüleri, cilt çizgileri, kan damarları ve kıllar gibi sınır tespitini etkileyebilecek genellikle siyah çerçeveler, mürekkep işaretleri, cetveller, hava kabarcıkları ve içsel kutanöz özellikler gibi artefaktlar içerir. Bu artefaktlar sınır tespit prosedürünü karmaşıktırır, bu da hesaplama zamanındaki artışın yanı sıra doğruluk kaybına yol açar. Bu artefaktları çıkarmanın en kolay yolu, görüntüyü Gaussian (GF), ortalama (MF), medyan (eMF) veya anizotropik difüzyon filtreleri (ADF) gibi genel amaçlı bir filtre kullanılmasıdır. Bu filtreleri kullanırken birkaç sorun dikkate alınmalıdır. Yumuşatma miktarı maske boyutuyla orantılıdır. Bu nedenle, aşırı büyük maskeler kenarların bulanıklaşmasına neden olur, bu da sınır tespitinin doğruluğunu azaltabilir. Maske boyutunun görüntü boyutuyla orantılı olarak ayarlanması makul bir strateji gibi görünmektedir (Celebi v.d., 2009; Schmid, 1999a,b).

2.2. Bölütleme

Bölütleme, bir görüntünün, parlaklık, renk ve doku gibi seçilen bir özellik açısından homojen olan ayırık bölgelere ayrılmasını ifade eder. Bölütleme yöntemleri kabaca aşağıdaki kategorilerde sınıflandırılabilir.

2.2.1. Histogram Eşığı

Bu yöntemler, nesneleri arka plandan ayıran bir veya daha fazla histogram eşik değerinin belirlenmesini içerir (Abbas, v.b.,2013; Emre ,v.d., 2013;Peruch,v.d 2014).

2.2.2. Kümelenme

Bu yöntem, denetimsiz küme algoritmaları kullanılarak bir renk (özellik) boşluğunun homojen bölgelere ayrılmasını içerir (Castillejos,v.d., 2012; Khakabi,v.d., 2012).

2.2.3. Kenar Tabanlı

Bu yöntem, kenar operatörleri kullanan bölgeler arasındaki kenarların algılanmasını içerir (Abbas, v.d., 2012; Abbas, v.d., 2011).

2.2.4. Bölge Tabanlı

Bu yöntem, piksellerin bölge birleştirme, bölge bölünmesi veya ikisinin bir kombinasyonu kullanılarak homojen bölgelere gruplandırılmasını içerir.

2.2.5. Morfolojik

Bu yöntem, su havzası dönüşümünü kullanarak önceden belirlenmiş başlangıç noktalarından nesne konturlarının saptanmasını içerir (Schmid, v.d.,1999;Wang v.d., 2011).

2.2.6. Etkin Konturlar

Bu yöntemr, eğri evrim teknikleri kullanarak nesne konturlarının saptanmasını içerir (Abbas, v.d.,2012; Abbas, v.d., 2011).

2.2.7. Bulanık Mantık

Bu yöntem, bulanık kurallar kullanarak piksellerin sınıflandırılmasını içerir (Silveira v.d., 2009).

2.2.8. Denetimli Öğrenme

Bu yöntem, karar ağaçları, yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri gibi eğitim sınıflandırıcıları tarafından elde edilen modellerin uygulanmasını içerir (Sadri ,v.d., 2013; Xie ve Bovik, 2013). Bölütleme yöntemini seçerken birkaç konu dikkate alınmalıdır:

2.2.9. Otomatik ve Yarı Otomatik

Literatürde sadece birkaç yarı otomatik yöntem önerildiği için, bu bölümde otomatik metotlara odaklanılmıştır (Silveir ,v.d.,2009).

2.3. İşlem Sonrası

Bölütleme prosedürünün sonucu tipik olarak bir etiket görüntüsü veya bir ikili kenar haritasıdır. Lezyon sınırını elde etmek için bölütleme çıktısı post işlemden geçirilmelidir. İşlem sonrası işlemlerin kesin sırası bölütleme yönteminin özel seçimine bağlıdır. Bununla birlikte, bazı işlemler genellikle yararlı görünmektedir. Bunlar şunları içerir:

2.3.1. Bölge Birleştirme

Bölütleme prosedürü ideal olarak, lezyon ve arka plan cildi olmak üzere iki bölge üretmelidir. Bununla birlikte, bu bölgeler nadiren homojen olduğundan, bölütleme yöntemleri çoğu zaman bunları birden fazla alt bölgeye ayırmaktadır. Tek bir lezyon nesnesinin elde edilmesi için, lezyonun parçası olan alt bölgelerin öncelikle tanımlanması ve daha sonra birleştirilmesi gerekir. Bu çeşitli yollarla gerçekleştirilebilir. Görüntünün siyah çerçevesi kaldırılmışsa, arka plan ten rengi, görüntünün köşesinden tahmin edilebilir ve arka plandaki cilde benzer renkteki alt bölgeler ortadan kaldırılabilir ve yalnızca lezyonun parçası olan alt bölgeler ayrılabilir (Celebi,v.d.,2009).

2.3.2. Sınır Genişlemesi

Bazı çalışmalarda, bilgisayar tarafından tespit edilen sınırların çoğunlukla dermatolog tarafından belirlenen sınırlar içinde yer aldığı görülmüştür. Bunun nedeni, Otomatik bölütleme yöntemlerinin keskin pigment değişikliği bulmaya eğilimi olmasıdır, oysaki dermatologlar en fazla saptanabilir pigmenti seçerler. İki sınır arasındaki farklılık, morfolojik filtreleme (Celebi v.d, 2009;Norton v.d., 2012) Öklid mesafe dönüşümü veya iteratif bölge büyümesi (Garnavi, v.d 2011) kullanılarak bilgisayar tarafından tespit edilen sınırın genişletilmesiyle azaltılabilir.

2.4. Değerlendirme

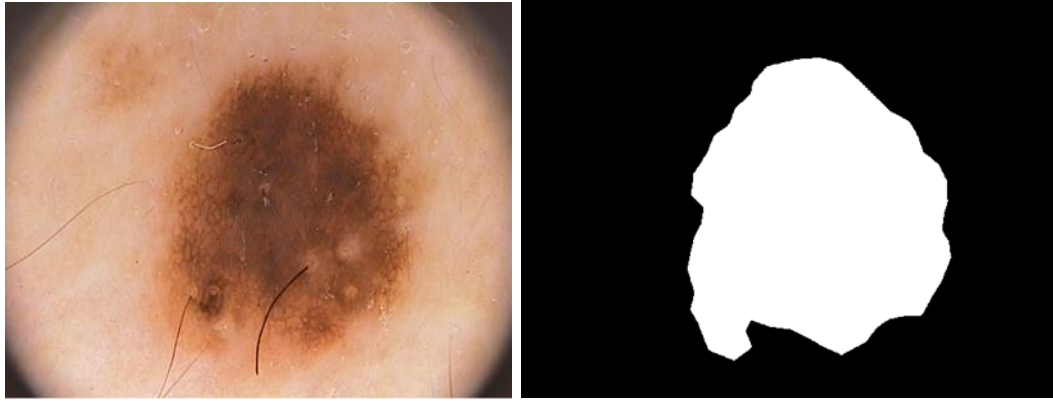
Sonuçların değerlendirilmesinde, sınır tespiti en az çalışılan konulardan biri gibi görünmektedir. Daha genel görüntü bölütleme probleminde olduğu gibi, iki ana değerlendirme yöntemi vardır: öznel ve nesnel. Birincisi, sınır tespiti sonuçlarının bir veya daha fazla dermatolog tarafından görsel olarak değerlendirilmesini içerir. İlgili kalitenin objektif bir ölçümü olmadığından, bu teknik, otomatik sınır algılama yöntemleri arasında parametre ayarlama veya karşılaştırmaya izin vermez. Genelde dermoskopik görüntülerde manual olarak kanser bölgesi elden tespit edilir ama bu tezde bu bölütleme yöntemi otomatik olarak oluşturulmuştur. Nicel değerlendirme önlemlerinin çoğu, Tablo 2.1'de verilen doğru / yanlış pozitif / negatif kavramlarına dayanır (burada gerçek ve algılanan pikseller, gerçek referans görüntüsündeki bir piksele ve sırasıyla sınır saptama çıktısındaki karşılık gelen piksele karşılık gelir.

Tablo 2.1. *Doğru / yanlış pozitif / negatif tanımları*

Bulunan piksel			
Durum		Lezyon	Arka plan
Gerçek	Lezyon	Doğru pozitif (TP)	Yanlış negatif (FN)
Piksel	Arka plan	Yanlış pozitif (FP)	Doğru negatif (TN)

2.5. Pedro Hispano Hastanesi (HPH) Veri Tabanı

Önerilen yöntemde Portekizde bulunan Pedro Hispano (HPH) veri tabanı kullanılmıştır. Hastanenin klinik veri tabanının, *Tuebinger Mole Analyzer* sistemi ile aynı koşullar altında elde edilen çeşitli lezyon tiplerine ait dermoskopik görüntüleri olan 4000'den fazla vakası vardır. Çalışmada Klinik teşhis ile birlikte 35 melanositik nevüs (düzenli), 25 displazik nevüs ve 30 melanoma olmak üzere toplam 100 adet dermoskopik görüntü veri tabanından rastgele seçilmiştir. Görüntüler, 768x560 pikseli 24 bit RGB rengindedir. Bu veri tabanı için Melanom kanserine ait görüntülerin bazı örnekleri Şekil 2.1 de Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

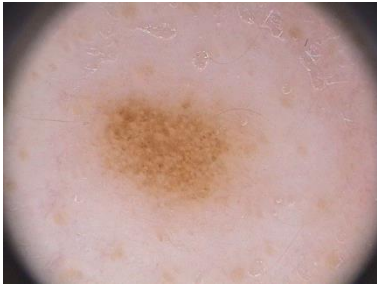
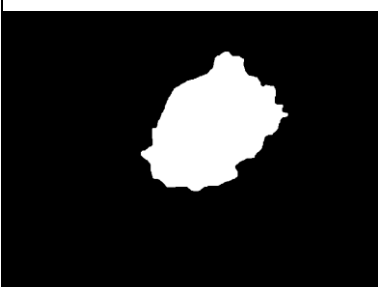


(a)

(b)

Şekil 2.1. Melanom kanseri görüntüsü PH2 veri kümesi görüntülerinden IMD002, a) Orijinal RGB görüntüsü, b)gerçek referans değeri olarak bilinen melanomun manuel Bölütlemesi.

Tablo 2.2. *PH2* veritabanının bazı görüntüleri

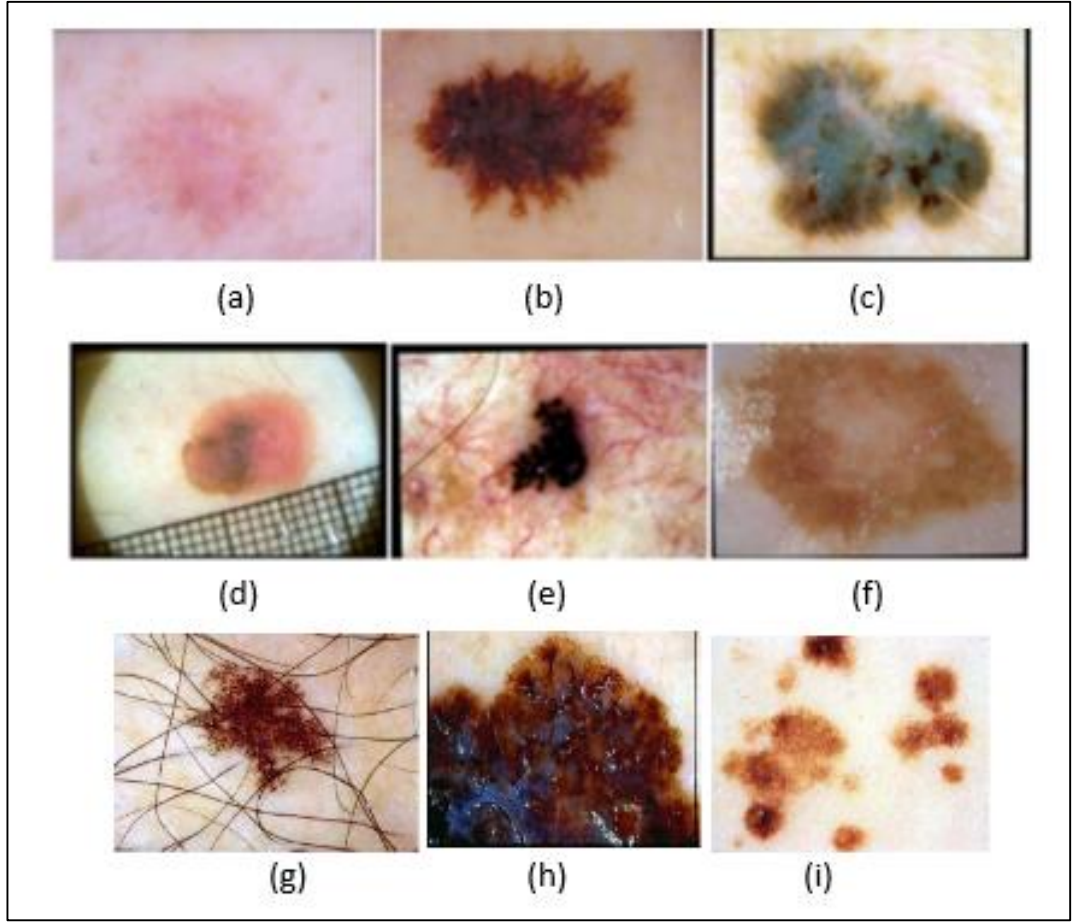
Resmin adı	Gerçek görüntü	Yer gerçeği resmi
IMD002		
IMD045		
IMD090		
IMD140		
IMD430		

2.6. Ön İşlem Aşaması

Bu, sistem akış şemasının ilk aşamasıdır. Sayısal biçime dönüştürülen görüntüdeki tanı zorluklarını ortadan kaldırarak sistemin daha doğru sonuç alabilmesi için gerekli görüntü kalitesini elde etmek amaçlanmıştır. Aynı zamanda, görüntüde kullanılmayan teşhisin etkisi azaltılmaya çalışılmıştır. Kanseri hücrelerin görüntüleri korunurken, arka plan gürültüsünün temizlenmesi yaygın olarak kullanılan bir görüntü geliştirme yöntemidir. Düzeltme işlemiyle ilgili sorunlardan biri, görüntünün kenarlarının, görüntü düzeltildiğinde de zarar görmesidir.

2.6.1. Sınır Algılama

Sınır tespiti, cilt kanserinin otomatik olarak saptanması için ilk aşamadır. Sınır tespiti, sınır yapısından bazı klinik özelliklerin türetilmesinde ve tipik pigment ağı, globüller, mavi-beyaz alanlar gibi özelliklerin doğruluğunu belirlemede önemlidir. Sınır yapısı sınır asimetrisi, sınır düzensizliği, sınır kesmeden oluşmaktadır. Bazı nedenler kanserli bölgenin teşhis edilmesini zorlaştırır. Şekil 2.2 de gösterildiği gibi, bunlar cilt ve kanser hücreleri arasındaki düşük kontrast, düzensiz ve bulanık lezyon sınırları, kanser hücrelerindeki renk değişkenliği, lezyondan daha fazlası, kan damarları, deri çizgileri, hava kabarcıkları, kıllar, cilt hatları, hava kabarcıkları, saç olabilir (Abbas ve Garcia, 2012).



Şekil 2.2. (a) Düşük kontrast. (b) Düzensiz sınır. (c) Bulanık sınır. (d) Siyah çerçeve. (e) Kan damarları. (f) Kabarcıklar. (g) Kıllar. (h) Çok renkli lezyon, (i) Çoklu lezyon

Bu nedenleri ortadan kaldırmak için iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan biri, ortalama kuramın yakınlaştırılması ve bir diğeri de Gao tarafından difüzyon teorisinin stabilizasyonudur. Kümeleme, yoğunluk, dermatolojik gibi tümör algoritması ve bölütleme algoritması incelenmiştir (Abbas, v.d.,2011).

2.6.2. Bölütleme için Renk ve Kontrast Geliştirme

Dermoskopi görüntüleri genellikle dermatologlar tarafından kamera ile çekilir ışık faktörü düşünülür. Işık ile ilgili renk ve kontrast ayarları dermatologlar tarafından alınan dermoskopi görüntülerinde bazı özelliklerdir. Bu homojen olmayan aydınlatma koşulları, kontrastın düşük olmasına neden olur. Işık lezyona düştüğünde, kontrast azalır. Bu özellikler otomatik cilt kanseri tespiti tarafından geliştirilmiştir. Renk ve kontrast sınır tespiti için önemli bir role sahiptir.

Görüntüler piksellerden oluşur. Çeşitli görüntü türleri mevcuttur. İkili görüntü sadece siyah beyaz görüntüden oluşur. Gri tonlamalı görüntü, yalnızca görüntünün tonlarından oluşur. Renkli görüntü RGB renk modeli, HSV, YUV, CIELAB uzay düzlemlerinden oluşur. Görüntü işlemede dermoskopi görüntüleri renkli görüntü veya gri tonlamalı görüntü elde edilebilir. Piksel başına bit sayısı görüntü türüne bağlı olarak değişir. RGB (kırmızı, yeşil, mavi) renk alanı kırmızı, yeşil, mavi kanallardan oluşur. Işığı temel alındığında, doğada bulunan tüm renklerin kodları bu üç renge referans verilerek oluşturulur. Renk alanı dönüşümü, renkli görüntünün skaler görüntüye veya renkli görüntüye dönüştürüldüğü anlamına gelir. Tek kanalda RGB renk alanı skaler görüntüye dönüştürülür, çoklu kanallarda, RGB renk alanı HSV, YUV, CIELAB gibi renk uzayına dönüştürülür. Renk uzay dönüşümü ile dermoskopi görüntülerinde ışık parlaklığı ve yoğunluğunun etkisi azalır. Lezyonlar genel olarak mavi kanala yerleştirilmiş olsa da, kırmızı kanaldaki sınır tespitinin doğruluğu mavi veya yeşil kanaldan daha iyidir. Bu görüntülerde mavi kanal seçilir ve görüntüyü geriye çevirmek için 0.299 değeri ile çarpılır. Bu ifade aşağıda gösterilmiştir. $\text{Renk} = 0.299 * \text{Mavi} + 0.587 * \text{kırmızı} + 0.114 * \text{yeşil}$. Daha sonra Karhunen-Loève (KL) transformasyonu uygulanır, kanal, yüksek varyans ile elde edilir (Dalila, v.d., 2017). Bu nedenle mavi kanal en yüksek varyansa sahiptir.

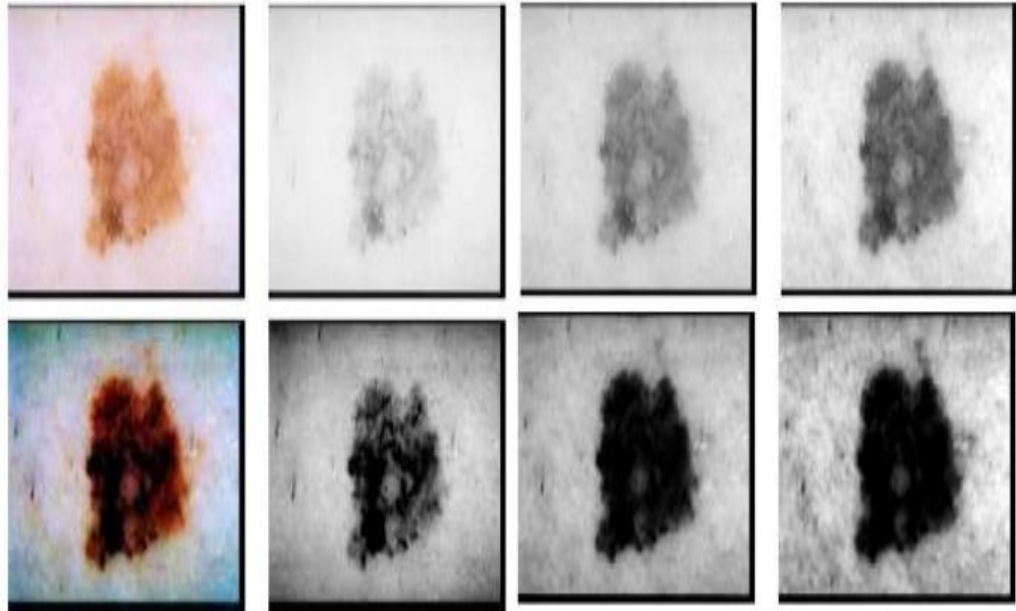
Dermoskopi görüntülerinde düşük kontrast vardır. Aynı görüntüde düşük kontrast ve çoklu renkleri bölmek zordur. Bu problemi çözmek için, Delgado, renk uzayı dönüşümü elde etmek için histogram şemasına dayalı kümeleme algoritması ile kontrast iyileştirme yöntemini incelemiştir (Dalila, v.d., 2017). Otomatik deri lezyonu tespitinde ışığı temel aldığımızda, doğada bulunan tüm renklerin kodları bu üç renge referans verilerek oluşturulur gelişmiş bölütleme tekniği için yüksek kontrast gereklidir.

Küresel sınır algılama yöntemi yüksek doğruluğa sahiptir ve renk-uzay analizi üzerinde çalışılmıştır (Pennisi v.d., 2016a). Histogram diyagramlarına dayanarak, Gomez çok kanallı renk uzay dönüşümü ile kontrast geliştirme yöntemini çalışmıştır (Sciolla, v.d., 2017). Madooei, ince ve kısa kılları, rengin gri tonlamalı transformasyon yöntemine göre azaltmaya çalışmıştır (Jain ve Pise, 2015). Çok renkli lezyonun zorluklarını azaltmak ve dermoskopik görüntülerin kontrastını

arttırmak için Otomatik Renk Eşitleme (ACE) tekniği kullanılmıştır (Lu ve Mandal, 2015). Normalize teknikle (ACE), geliştirilmiş dermoskopi görüntüsü, çizilen dermatologlardan çizdiği sınır tespiti doğruluğuna çok daha yakındır.

Diğer bilim adamlarının çalışmaları da mevcuttur. Küresel sınır algılama yöntemi (Global border detection method) yüksek doğruluğa sahiptir ve renk-uzay analizi üzerinde çalışılmıştır (Xu,v.d., 2018). Histogram diyagramlarına dayanarak, Gomez çok kanallı renk uzay dönüşümü ile kontrast geliştirme yöntemini çalışmıştır (Oliveira v.d., 2016). Madooei, ince ve kısa kılları, rengin gri tonlamalı transformasyon yöntemine göre azaltmaya çalışmıştır (Jain ve Pise, 2015). Çok renkli lezyonun zorluklarını azaltmak ve dermoskopik görüntülerin kontrastını arttırmak için Otomatik Renk Eşitleme (ACE) tekniği kullanılmıştır (Xu, v.d., 2018). Normalize teknikle (ACE), geliştirilmiş dermoskopi görüntüsü, dermatologlardan belirlediğinden daha fazla sınır tespiti doğruluğuna çok daha yakındır.

Şekil 2.3 de özgün lezyon görüntü üst üste sırasıyla kırmızı, yeşil, mavi kanal (RGB) gri-görüntü olarak gösterilmiştir ve alt satırda, aynı orijinal görüntü ACE sonrası gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Tepe kısmının ilk görüntüsü, orijinal lezyon görüntüsüdür Üst sıradaki orijinal lezyon görüntüsü sırasıyla kırmızı, yeşil, mavi kanalda gri tonlama görüntüler olarak gösterilir. Alt satırda, aynı orijinal görüntü ACE sonrası gösterilmiştir.

2.6.3. Lezyon Lokalizasyonu

Lezyonlar büyük dermoskopik görüntüler içinde çok küçük bir bölgede bulunur. Lezyon lokalizasyonu, cilt kanseri teşhisinde doğru tanı koymak için doğrudan lezyon üzerinde yoğunlaşır. Lezyon lokalizasyonunu amacı yüz kanseri hücrelerini en azından nicel olarak saptamak ve teşhis için harcanan zamanı azaltmaktır. Lezyon lokalizasyonunun avantajı lezyonlara kolayca ulaşılmasıdır. Aynı zamanda, bölütleme yönteminde lezyon büyüklüğünün kullanılabileceği tahmin edilebilir. Lezyonu lokalize etmek için bazı yöntemler geliştirilmiştir.

2.6.4. Artefakt Faktörlerinin Yok Edilmesi

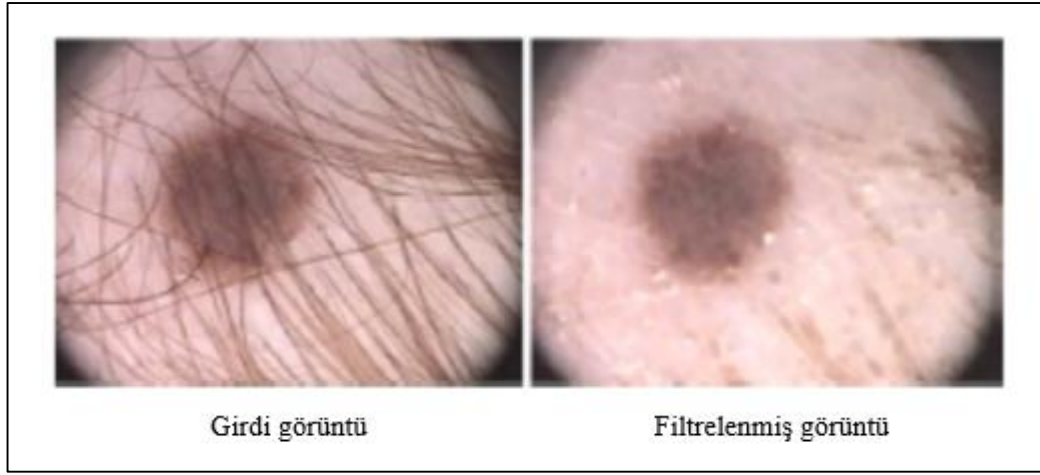
Artefaktlar siyah çerçeve, kan damarları, hava kabarcıkları, kıllardan oluşur. Bu yapılar, sınır yapısının belirlenmesinde ve tanı doğruluğunda önemli faktörlerdir. Artefaktın yok edilmesi çoğunlukla saç faktörünün etkisini azaltmak için yapılır.

Saçla kaplı lezyon ve saç segmentleri cilt lezyonu segmentlerinden daha koyudur. Saçın bu özellikleri nedeniyle tanının doğruluğu azalır. Artefaktları önlemek için, bazı düzeltme yöntemleri kullanılır. Her artefakt için özelleştirilmiş yöntemler vardır. Siyah çerçeveler, parlaklık, çizgiler, saçlar, hava kabarcıkları ile ilgilenen çalışmalar vardır.

Yinelemeli bölütlemeye, kılların ve deri çizgilerinin etkilerini azaltmak için basit gürültü bastırma yöntemi kullanmışlardır (Flores ve Scharcanski, 2016). RGB renk alanı CIELUV uzayına dönüştürüldükten sonra, Schmid, eşikleme yaparak morfolojik yöntemler kullanarak tüyleri tespit etmeye dayanarak çalışmışlardır.

Dermoskopi görüntülerinde gürültüyü azaltmak veya geliştirmek için çeşitli görüntü filtreleme yöntemleri kullanılır. Filtreleme işlemleri, değişen piksel değerlerinden kaynaklanan yeni değerlerin değerlendirilmesinden kaynaklanır. Yeni piksel değerlerine göre filtreleme, bulanıklaştırma, keskinleştirme, parlaklık artırma, renk seviyesi anlamında gürültü seviyesini iyileştirmeyi amaçlamaktadır.

Morfolojik filtre lezyon sınırının doğruluğu için dermatologlara yardımcı olur. Şekil 2.4 de orjinal giriş görüntüsü ve filtrelenmiş görüntü gösterilmiştir (Flores ve Scharcanski, 2016). Gaussian (GF), Mean (MF), Medyan veya Anisotropic Difüzyon Filtreleri (ADF) yöntemleri, artefaktların etkisini azaltmak için bir filtre olarak kullanılmıştır (Sciolla v.d., 2017). Bu filtreler, vektör görüntüleri yerine skaler görüntüler için kullanılır. Görüntü boyutu nedeniyle maske boyutu önemlidir. Kenarlık algılama için büyük maske boyutu yeterli değildir. Maske büyüklüğü nedeniyle sabit zaman önemlidir. Morfolojik bir filtre kullanarak Schmid, artefaktları (Tan, Zhang,v.d.,2018) çıkarmaya çalışmıştır.



Şekil 2.4. Orjinal giriş görüntüsü ve filtrelenmiş görüntü.

Celebi ve arkadaşları (Celebi v.d, 2009;Norton v.d., 2012), HSL renk uzayının açıklık özelliğine dayalı yinelemeli bir yöntem üzerinde çalışmıştır. İstatistiksel bölge birleştirme algoritması, birleşme ve büyümeye dayalı renkli görüntü bölütleme olarak tanımlanmaktadır. İstatistiksel bölge birleştirme algoritmasının ön işleminde, görüntülerin siyah çerçevesi kaldırılmalı çünkü arka plan, sınır saptamasında karışıklığa neden olur. İstatistiksel bölge birleştirme algoritmasında, görüntünün parlaklık sayısı belirlenir. Değeri yirmiden azsa, piksel karanlık olur. Görüntü bu amaçla görüntünün üstünden pikselden piksele karşılaştırılır. Bir satır yüzde altmış ise siyah çerçeve olacaktır. Medyan filtre, görüntüyü düzeltmek için kullanılır, bu da saçın, deri çizgilerinin azaltılması anlamına gelir. Görüntü işleme, ikili görüntüler üzerinde yapılır. İkili görüntü için (a x b resmi), bu görüntünün uygun maske boyutu hesaplanmalıdır, böylece maske boyutu görüntü boyutuyla orantılıdır. Bölümlenmiş

görüntü, arka plan resminin bir parçasıdır ve amaç ortalama renk olarak bu kesişme bölümünü kaldırmaktır. Bu ortalama, renk arka plandan yüzde altmıştan daha az bir mesafeye sahip olduğu anlamına gelirse, ortalama renk görüntüsü çıkarılır. İlk sınır tespiti, bölgelerin kaldırılması ve birleştirilmesiyle elde edilir. En keskin sınır cilt kanserinin otomatik tespiti ile belirlenir. Otomatik algılama, üç yöntemle dermatoloğa benzer: arka plan filtresi, morfolojik genişleme, Öklid mesafe dönüşümü. Otomatik saptama, arka plan filtresi, morfolojik genişleme, Öklid mesafe dönüşümü metodu ile dermatologların çizdiğine benzerdir. Amacımız hatayı bulup manuel ve otomatik algılama arasındaki farkı birçok teknikle karşılaştırmaktır. Morfolojik genişleme arka plan filtresinden daha iyidir. İstatistiksel bölge birleşmesi, OSFCM, DTEA, JSEG, Ortalama Kaydırma kümelenme olan diğer dört otomatik yöntemle karşılaştırılmıştır. İstatistiksel bölge birleşmesi cilt çizgileri, kıllar ile iyi bir performansa sahiptir (Sumithra, ve Guru, 2015).

2.7. Bölütleme Yöntemi

Lezyonun sınır yapısını elde etmek için bölütleme yöntemi de gereklidir. Bölütleme içerisinde, ön işleme aşaması şu anda yürütülmektedir. Bölütleme, sistem şemasının ikinci adımında daha ayrıntılı olarak açıklanmaktadır. Bölütleme yöntemi, arka plandan lezyon çıkarılması için sistem diyagramının ikinci adımıdır. bölütleme yöntemi genellikle mavi renkteki lezyon pigmentlerini renk, doku, şekil, boyut, düzensiz sınırlar gibi bazı özelliklerden dolayı homojen bölgelere ayırmak için kullanılır. Görüntü bölütleme yöntemlerinin en önemlisi, sadece görüntünün parlaklık bilgisini dikkate alarak görüntü bölütleme işleminin gerçekleştirildiği eşikleme işlemidir.

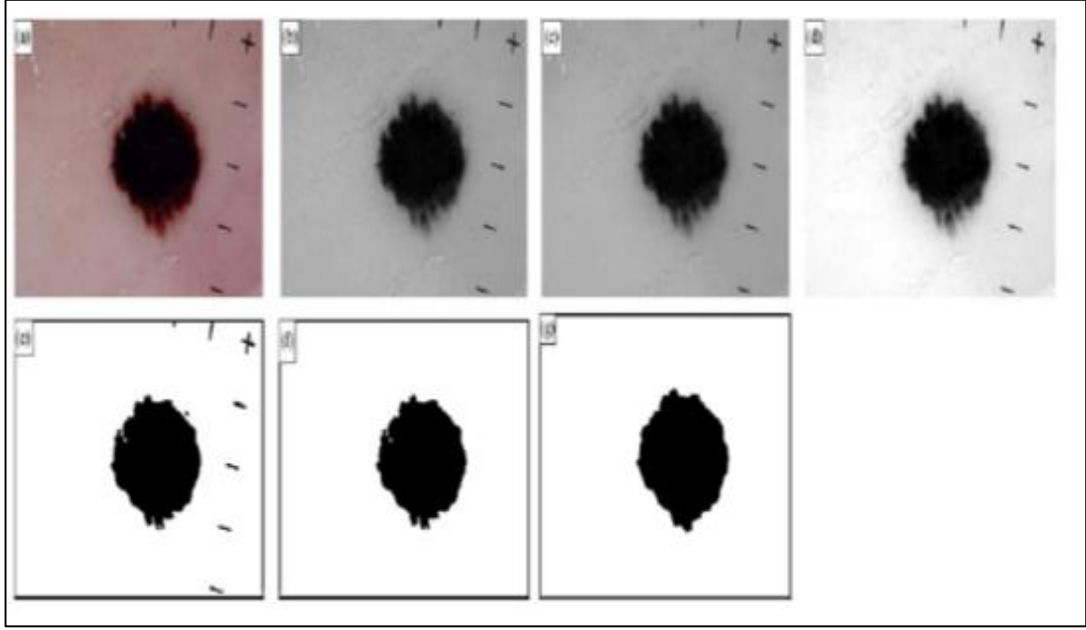
Otsu Bölütleme yöntemi, bir gri tonlamalı görüntünün siyah beyaz (ikili) bir görüntüye dönüştürülmesini sağlayan işlem veya eşiklemedir. Siyah-beyaz görüntüler, görüntüdeki renklerin önemli olmadığı, genellikle uygulamalardaki işlem yükünü azaltmak ve görüntü üzerinde mantıksal (0-1) işlemleri gerçekleştirmek için kullanılan resimlerdir. Gri bir görüntüde 0-255 arasından seçilen bir eşik değerine (T) göre siyah beyaz bir görüntü oluşturulur. T değerinin seçilmesi, teşhisin doğruluğu açısından önemli olduğundan Otsu'nun yöntemi, bir T değeri bulan

otomatik yöntem olarak geliştirilmiştir. Otsu'nun yöntemi, köşeleri kaldırmak için kullanılır (Goulden, ve Grimwade, 2006).

Çeşitli çalışmalarda cilt kanseri için bölütleme algoritmaları geliştirilmiş ve bu algoritmalar ile görüntü işleme sonucunda lezyonlar tespit edilmiştir. Seçilen bölütleme yöntemi için küçük izole bölgelerin uzaklaştırılması, sınır genişmesi ve düzgünleştirilmesi, yararlı operasyonlar olan bölge birleşmesi gerekmektedir. Bölge birleşme, arka plan görüntüsü ve lezyon bölgesi olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. Arka plan görüntüsü, aynı renk pigmentlerini ortadan kaldırmak için sınır ile karşılaştırılır.

Bölütleme işlemi için seçilecek yöntem, ister otomatik olsun ister olmasın, skaler veya vektör işleme olsun, parametre sayısı ile belirlenir. Histogram eşikleme, kümeleme, kenar tabanlı, bölgeye dayalı, morfolojik, model tabanlı, aktif konturlar, bulanık mantık, denetimli öğrenme, esnek hesaplama bölütleme yönteminin parçalarıdır ve en son teknoloji yöntemleri olarak adlandırılır. Bunların çoğu skaler görüntüler için kullanılır. Aktif kontür ve morfolojik bölütleme yöntemi tamamen otomatiktir. Bazıları yarı otomatiktir (Mehta ve Shah, 2016).

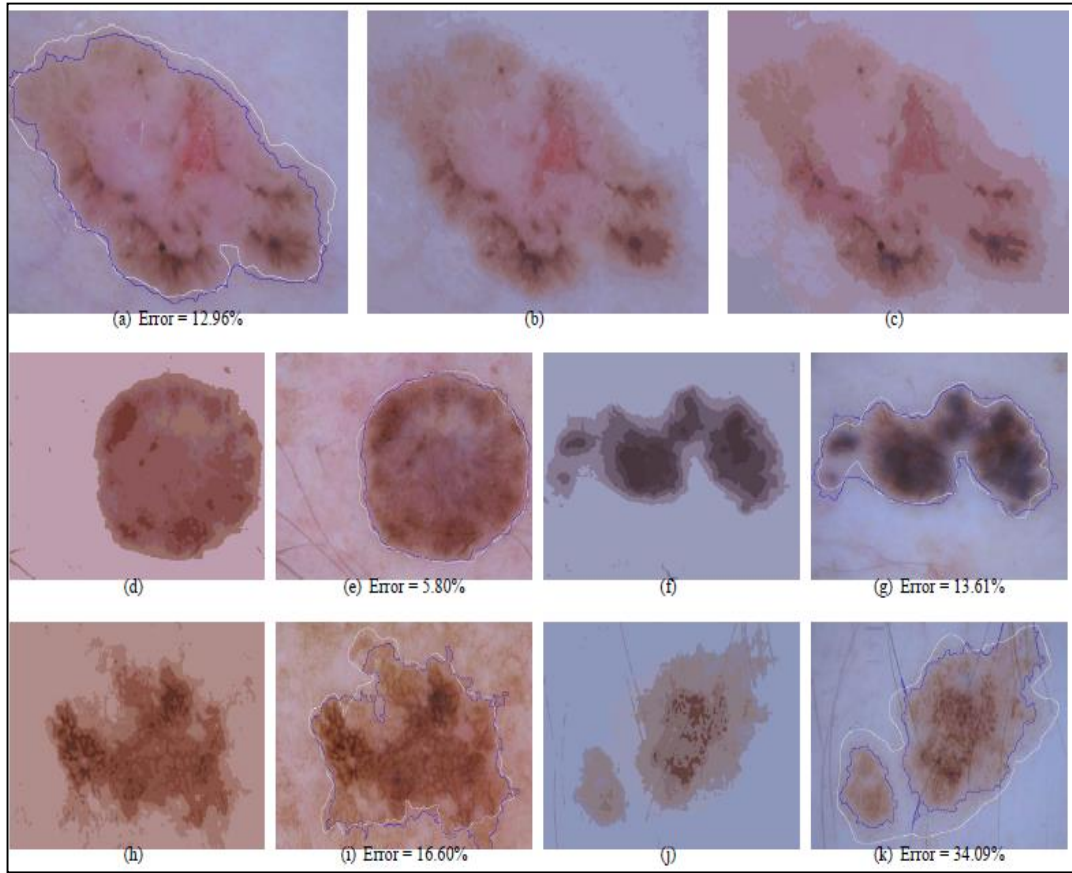
Histogram eşiği, çoklu histogram eşik değerlerini belirlemek için kullanılır. Kümeleme, renk alanını, kümelenme algoritması ile renk ilişkili özelliğin bulunduğu homojen bölgeye dahil eder. Şekil 2.5 de histogram eşleştirmesi ile kümelenmeye dayalı bölütleme yöntemi gösterilmiştir (Yuan,v.d., 2008).



Şekil 2.5. Histogram eşleme ile kümelenmeye dayalı bölütleme yöntemi

Spatial kısıtlamaların bölütlemeye önemli bir rolü vardır. Piksel grupları renk, doku, şekil, boyut gibi özelliklere göre seçilir ve süper bölgeler olarak birleştirilirler. En uygun cilt sınırı, süper bölge sınırları ile seçilir. Otomatik bölütleme için spatial kısıtlı bölütleme geliştirilmiştir (Dalila v.d., 2017). Renk ve doku özelliklerini bütünleştirerek optimum sınır bulunur. Büyüme modelleri dikey ve radyal olarak oluşur. Plaklar olarak görülebilir. Dikey büyümede melanom, dermis derinliği boyunca büyür. Işık emildiğinde, melanom koyu kahverengi olarak görünür ve dermis derinliğine bağlıdır. Ayrıca lezyonlar epidermis üzerinde desen olarak görünmektedir. Lezyon radyal doğrultuda ve lezyonun arasındaki fark olarak ortaya çıkar. Bu karşılaştırma, RGB ile kümelenme uygulanarak elde edilir. Bölütleme yöntemlerinde iki aşamalı kümelenmelerden biri, gürültünün etkinliğini azaltmayı ve homojenlik için özellikleri sınıflandırmayı amaçlamıştır. Piksel konumunun hataları, kümelenmenin ilk aşaması olan düzleştirme aşamasıyla kaldırılır. Kümelenmede, kartezyen koordinat ve polar yarıçap arasında bir fark ortaya çıkar. RGB, $(L \times a \times b)$ değerlerine dönüştürülür. Polar yarıçapı normalleştirmek için, bu polar yarıçap, sabit olarak tanımlanan RGB ile orantılıdır. K ortalama algoritması, doğruluk ve hızın iyileştirilmesi için rasgele tohumlama tekniği ile iyileştirilmesi için kullanılır. K-kümeleme yönteminde k'nin uygun değerini seçmek için, cildin içindeki değişimler önemlidir ve büyük k değeri ile önlenir. Bu amaçla Dermin 216 görüntüsü ve 300

BSD görüntüsü olmak üzere iki very tabanı kullanılmıştır. İki very tabanının sonucuna göre polar ile elde edilen değer kartezyen koordinattan daha küçüktür. Kompaktlar, her pikselin renk ve doku değerlerini bölgenin ortalama değerleri ile değiştirerek daha iyi verilir. Kümelenmede, Kartezyen koordinattan daha çok polar yarıçapla iyi sonuçlar elde edilir. Bu spatial kısıtlı bölütleme 67 görüntüye uygulandı ve dermatologların çizimi ile mukayese edildi. Şekil 2.6'da, kartezyen koordinat ve bölütleme sonuçlarını kullanarak elde edilen filtrelenmiş görüntü gösterilmiştir.



Şekil 2.6. (a) Orijinal dermoskopi görüntüsü. (b) filtrelenmiş görüntü. (c) Kartezyen koordinat kullanılarak filtrelenen görüntü. (d)-(k) Genel bölütleme sonuçları.

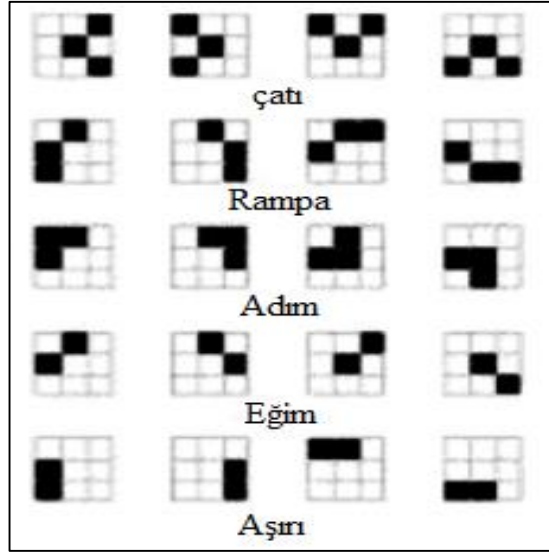
Kenar çıkarma (belirleme) yöntemi, bölgeler arasındaki kenarı tespit etmek için kullanılır. Kenar çıkarma yöntemleri farklı yüzeylerin ve bölgelerin bir yerde olması ile oluşur.

Kenar tabanlı, bölgeler arasındaki kenarı tespit etmek için kullanılır. Kenar çıkarma yöntemleri bölgelerin farklı yüzeylerin ve bölgelerin bir yerde olmasını oluşturur. Bölgede homojen bölgeler için bölge birleştirme, ayırma kullanılır. Model taban

rasgele modelleme için kullanılır. Rastgele modellemede, parametrelerin belirlenmesi için optimizasyon kullanılır (Dalila v.d., 2017). Optimal değerleri belirlemek için bazı parametrelere ihtiyaç vardır. Bulanık mantık pikselleri sınıflandırmak için kullanılır.

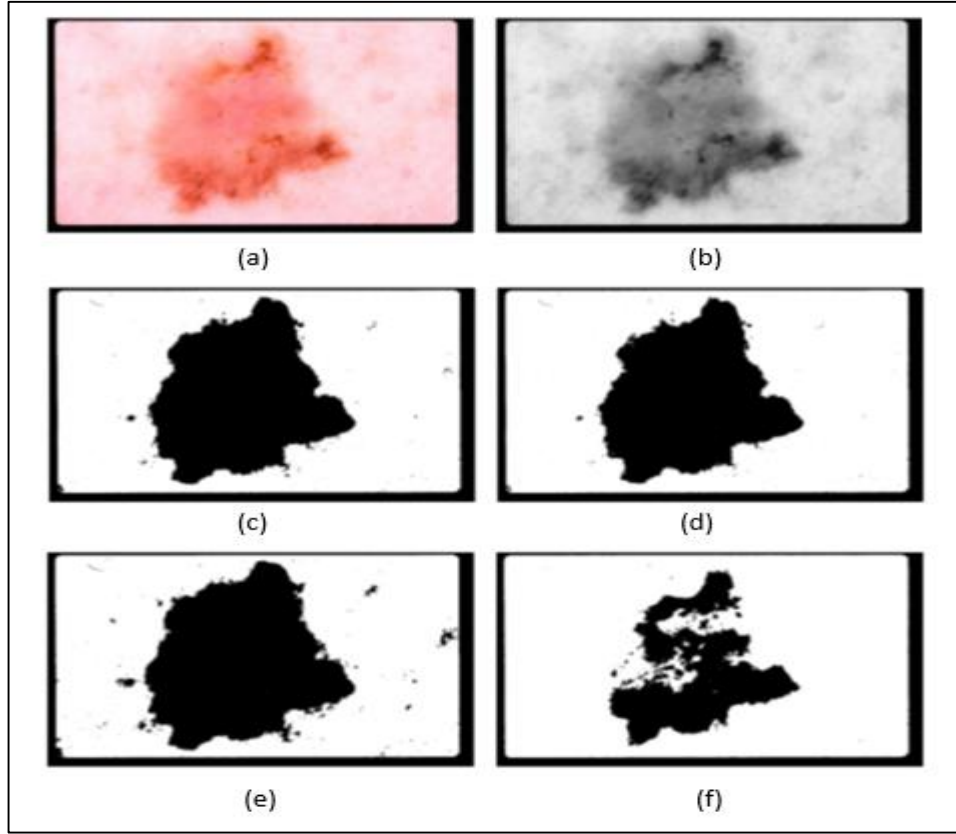
Su havzası dönüşümü ile nesne konturlarını tespit etmek için morfoloji kullanılır. Morfolojiğe ek olarak, eğri evrim teknikleri ile nesne konturlarını tespit etmek için aktif kontur kullanılır. Denetimli öğrenme, yapay sinir ağı (YSA) gibi eğitim parçalarını öğrenmek için kullanılır. Esnek hesaplama, pikselleri esnek hesaplama tekniği ile sınıflandırmak için kullanılır.

Lezyon bölütlemesi, iteratif bölütleme ve kooperatif sinir ağları kenar tespiti üzerinde çalışılmaktadır (Sciolla v.d., 2017). Bu iki teknik, farklı renkli görüntüler (RGB) ve gri tonlu görüntüler için uygundur. Görüntüyü N bölgelerine ayırmak için iteratif yöntem uygulanmıştır ve optimal eşik değeri elde edilmiştir. Pikseller bu eşik değere göre bölgelere ayrılır. 3X3 pikselde, bölgelere kooperatif sinir ağları kenar tespiti uygulanmış ve bölütleme için dermoskopi görüntülerinin istenmeyen artefaktları çıkarılmıştır. Şekil 2.7'de bölütleme için 3x3 pikselde kooperatif sinir ağları kenar tespitine örnek olarak beş kenar modeli gösterilmiştir. Sonuç olarak, üç dermatolog elleriyle bölütlemeyi çizmiştir. Hata bulmak istenildiğinde, otomatik algılama sistemi ile dermatologların çizdiğini karşılaştırarak hesaplamalarda XOR işlemi kullanılır. İlk olarak bu iki bölütleme yöntemini kullanmışlardır ve iteratif bölütleme kooperatif sinir ağları kenar saptaması RGB renk kanallarından geçirilir. Ortalama hata, doğru teşhis için birbirini ayırarak ve bu iki metodu orijinal görüntü ile karşılaştırarak gösterilir. RGB görüntüdeki iteratif bölütleme ve kooperatif sinir ağları, yüz (100) dermoskopi görüntülerinde bölütlemede orijinal görüntüden daha iyidir.



Şekil 2.7. Bölütleme için sinir ağı kenar tespiti

Orijinal dermoskopi görüntüsü için farklı eşik yöntemleri uygulanır ve farklı doğruluk elde edilir (Şekil 2.8). Bu problemi çözmek için eşikleme yöntemlerinin toplulukları kullanılır. Eşikleme yöntemlerinin toplulukları metodu (Fan, v.d.,2017) ile 9 yöntemden daha yüksek doğruluk elde edilmiştir. Füzyon eşliğinde, Huang ve Wang'ın bulanık benzerlik yöntemi, Kapur maksimum entropi yöntemi, Kittler ve Illingworth'ün minimum hata eşikleme yöntemi, Otsu'nun kümeleme tabanlı yöntemi olmak üzere 4 farklı eşik yöntemi kullanılmıştır. Buradaki amaç, bu eşikleme yöntemlerinin Otsu'nun yöntemi gibi en iyi eşikleme yönteminden daha iyi performans göstermek zorunda olmaması, ancak bunların doğruluğu için iyi bir performans göstermesi gerekir. Bu amaçla eşik füzyon yöntemi sunulmuştur. Füzyon için enerji fonksiyonları tanımlanmıştır. Bu eşik yöntemleri kullanarak, eşik seti elde edilir ve spatial enerji terimi burada 0,1'dir. Bir γ parametresi, füzyon eşliği yöntemindeki her bir piksel için enerji fonksiyonu ile başlatılır. Son füzyon sınır bölgesi mavi kanal geçirerek, çıktıyı doldurarak, daha büyük parçayı kaldırarak elde edilir. Eşikleme yöntemleri topluluğu 90 görüntüde uygulanmış ve elde edilen sonuçları üç dermatolog tarafından mukayese edilmiştir. Bununla birlikte, eşikleme yöntemlerinin topluluklarının bir dezavantajı vardır, eşikleme yöntemlerinin toplulukları saçların, deri çizgilerinin varlığında iyi bir performans göstermeyebilir.



Şekil 2.8. Bazı farklı eşikleme yöntemlerinin karşılaştırılması, (a) Original görüntü, (b) Mavi kanal, (c) Huang ve Wang yöntemi sonucu, (d) Kapurun yöntemi, (e) Kitlerin yöntemi, (f) Otsunun yöntemi

Melanom in situ (MIS) bir tür melanomdur. Bu melanomun doğru teşhisi dijital görüntü işleme ile sağlanabilir. Görüntüdeki çeşitli doku tiplerinin piksel değerleri birbirine yakın olabilir. Bu tanı anında, çeşitli zorluklara neden olur.

Gri alanların görüntü işleme yöntemiyle bile ayırt edilmesi zor olduğundan, bu alanların belirlenmesi bu melanomanın doğru teşhisinde çok zordur. Uyarlamalı eşikleme yöntemi, gri alanları saptamak için kullanılır ve çarpıklık düzeltmesi, çoklu renk uzaylarında uyarlamalı eşikleme yöntemi kullanılarak histogram analizine dayanarak geliştirilmiştir. Bölütleme sabit eşik aralığı ile elde edilir. Sol ve sağ çarpık eğriler, Gauss dağılımları ile histogramın farklı yollarına sahiptir. Simetrik dağılımın çarpıklığı aşağıdaki istatistiksel bağıntıyla bulunur.

$$S_k = (M - \text{mode}) / S \quad (2.1)$$

S değeri herhangi bir değer olduğunda mod, alt sınır ile aralığın üst sınırı arasında orta dereceli olan AVGM'ye eşittir ve bu durumda Sk sıfırdır, M bir histogram dağılımının ortalamasıdır (Iyatomi v.d.,2011). Bağlı çarpıklık;

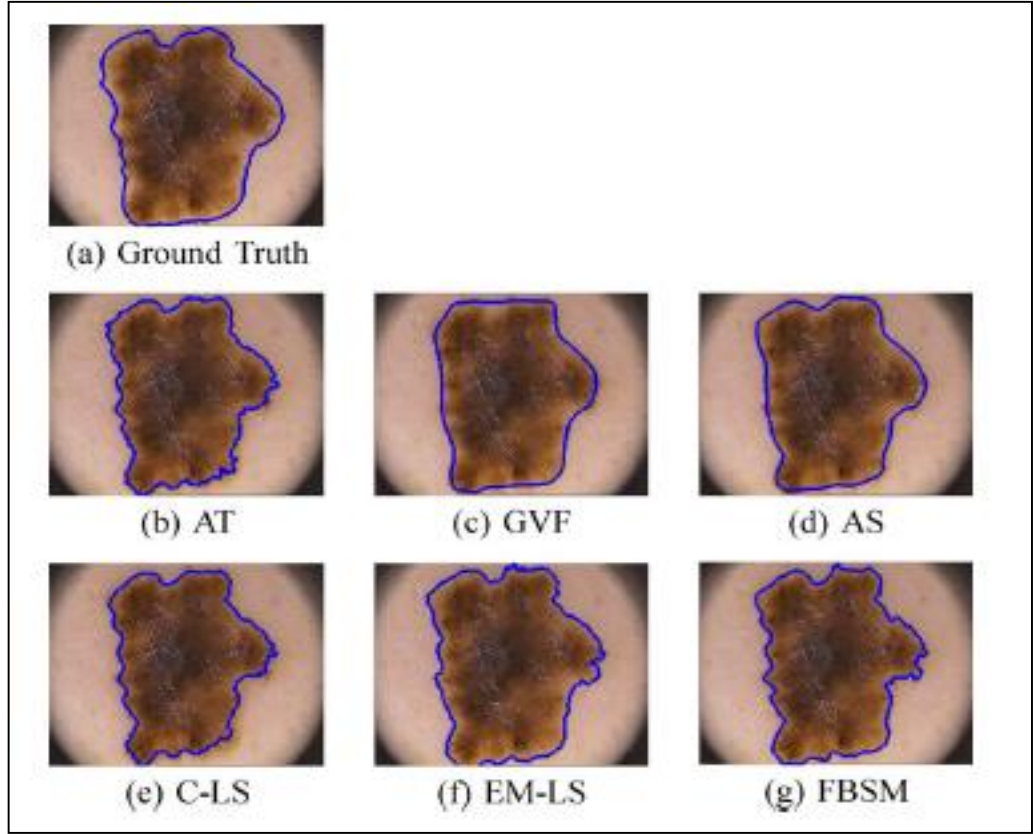
$$Sk_{rel} = S_k - S_{kAVGm} \quad (2.2)$$

$$S_{kAVGm} = (mode - AVGm) / S \quad (2.3)$$

$$M - AVGm = sk(S) + (mode - AVGm) \quad (2.4)$$

bağıntılarıyla verilir. Denklem 2.4, AVGM'nin histogram dağılımının gerçek ortalamasını bulmak için kayma değerini hesaplar (Iyatomi v.d.,2011). Son olarak, gri alan dağılımının ortalaması, gri alanların yerini bulmak için iyi bir parametre olabilir ve elde edilen aralık MIS'de eşikleme için elde edilir.

Altı farklı segmentasyon yöntemi, yüzdeki dermoskopi görüntülerini uygulamak için deri lezyonlarının segmentasyonu için eşik, kenar tabanlı ve bölgeye dayalı dört farklı metrik ile karşılaştırılmıştır (Goulden v.d., 2006). Bu yöntemler Uyarlanabilir Eşikleme (AT), Gradyan Vektör Akışı (GVF), Adaptif Yılan (AS), Chan Seviye Set Metodu (C-LS), Beklenti - Maksimizasyon Seviyesi Seti (EM-LS), Bulanık Tabanlı Ayırma- ve -Birleştirme Algoritması (FBSM). AT, piksellerin histogram renk bileşenini bir eşik değeri ile karşılaştırarak elde edilir. AS metodu, kenar bağlama işlemi ile radyal analiz ile kenar çalışmasını bulmak için kullanılır. GVF yönteminde, bir dairenin merkezi, uyarlamalı eşikleme yönteminde bulunan bir eşik değeri ile belirlenir ve bir yarıçap dairesi elde edilir. Chan Seviye Set Metodu, lezyon renklerini belirlemek için lezyon üzerinde dikdörtgen bir şema kullanır. Ek olarak Beklenti Seviye Set Yöntemi - Maksimizasyon Seviyesi Seti Yöntemi lezyonu bölütlemek için farklı yoğunluk ve renk faktörlerini birlikte kullanır. Bulanık Tabanlı Ayırma - ve - Birleştirme Algoritması, orijinal dermoskopinin görüntüsündeki renk ve istatistiksel geometrik özelliği algılar. Melanom teşhisi için AS (% 95.47) ve EM-LS (% 95.20) en iyi doğruluk sonucunu verir. En iyi tam otomatik yöntem FBSM'dir. EM için güçlü bir yöntem kullanılır. Şekil 2.9 da segmentasyon yöntemlerinin karşılaştırılması gösterilmiştir (Schaefer v.d., 2011). Genel segmentasyon yöntemlerinin bir sonucu olarak, arka plan görüntüsü dermoskopi görüntülerinden elimine edilir ve lezyon elde edilir



Şekil 2.9. Melanom için bölütleme yöntemleri

2.7.1. Özelliklerin Çıkarılması

Ön işlem ve segmentasyon aşamaları yapıldıktan sonra, özellik çıkarma üçüncü adım olarak gerçekleştirilir. Bazı özellik çıkarımları bölütleme kısmında bahsedilmiştir. Bazı özellikler ABCD kuralıyla melanoma bölgesinden çıkarılmaktadır. Dermoskopi görüntüsünün yapıları asimetri, sınır düzensizliği, renk ve çaptır.

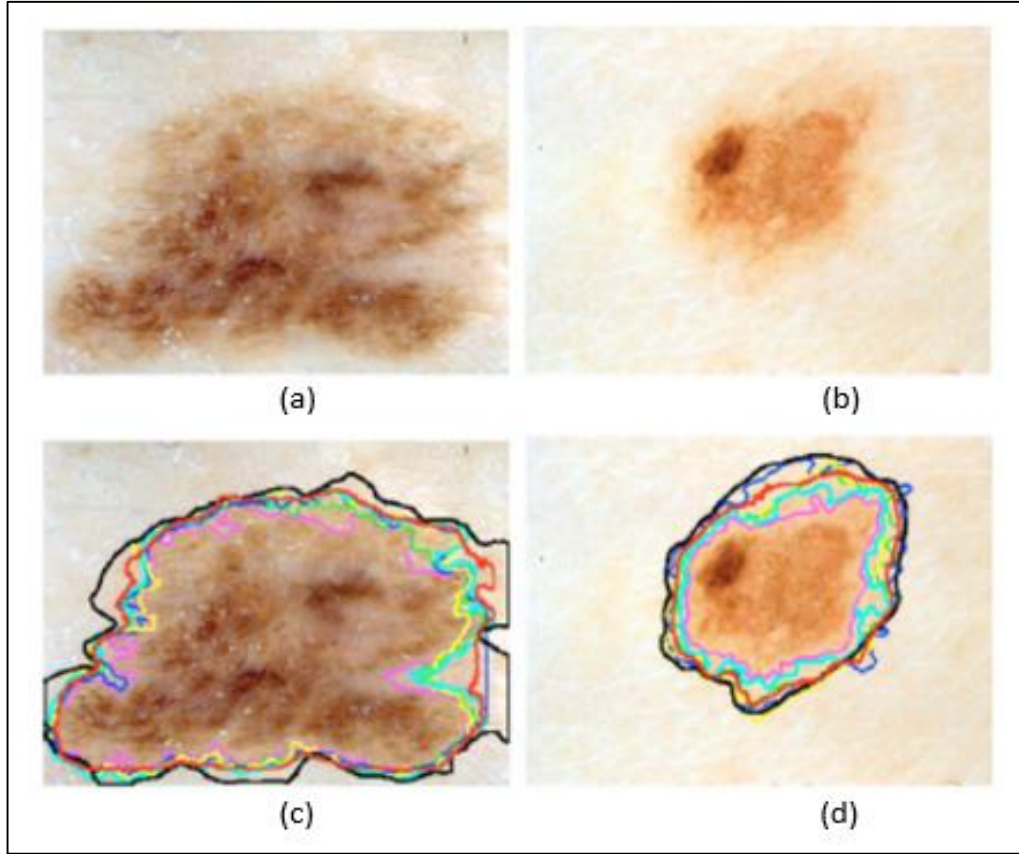
Çoğu durumda, özelliklerin çıkarılması için minimum standart sapma, maksimum standart sapma, ortalama standart sapma, çarpıklık, enerji, entropi, moment, yoğunluk korelasyonu hesaplanmıştır. Entropi ve enerji hesaplamaları yapay zeka nöral algoritması olarak bilinir. Yoğunluk, enerji, moment, entropi korelasyonlar doku özelliklerine dayanır.

Öklid mesafe dönüşümü, renk ve doku özelliklerinin çıkarılmasında kullanılır, Düzensizlik ve asimetri özellikleri için simetrik mesafe ve dairesellik kullanılır. Cilt kanserinin temel özellikleri geometrik özelliklerdir. Geometrik özellikler olarak alan,

evre, en büyük çap, en kısa çap, dairesellik indeksi, düzensizlik indeksi kullanılmıştır. Normal cilt lezyonu belirlemek için eşikleme değeri ile özellik parametreleri karşılaştırılmıştır.

Gaussian filtre seti (ortalama set), histogram eşik seti gibi özellik kümeleri elde edilir. Örneğin, CIE L * a * b'de L yoğunluk bilgisi, a ve b renk kanallarından ayrılır, böylece özellik piksele dayalı olarak çıkarılır (Dalila v.d., 2017). Pigment ağı özellikleri çıkarmak anlamına gelir. Pigment ağı iki nedenden dolayı elde edilir. Birincisi, atipik pigment ağı malign melanoma ile orantılıdır. İkincisi, pigment ağının uygulanması, melanositik ve melanositik olmayan lezyon arasındaki farkları saptamak içindir. Bazı araştırmacılar, melanomun saptanması ve spesifik özelliklerinin çıkarılması için bazı yöntemler uygulamıştır.

Bu araştırma sonucunda 82\94 %, 90, 91 % doğruluk elde edilmiştir. Karar ağaçları ve doğrusal diskriminant analizi sonuçların bulunmasına yardımcı olmuştur. K ortalama ve JPEG bölütleme metodu renk çıkarma için bazı araştırmacılar tarafından kullanılır. K ortalama (yeşil), JSEG (mavi), DTEA (mor), SRM (sarı), FSN (camgöbeği) algoritmaları şekil 2.10 da verilmiştir (Dalila v.d., 2017). Gri tonlamalı morfolojik operasyon koyu sa tespiti için sunulmuştur. Bu işlem için 0, 45 ve 90 derece kullanılır. Orijinal görüntü ile ortaya çıkan görüntüler arasında ayırım yapılarak bir maske oluşturulur. Her RGB için maske elde edilir ve bu maskelerden sa maskesi oluşturulur.

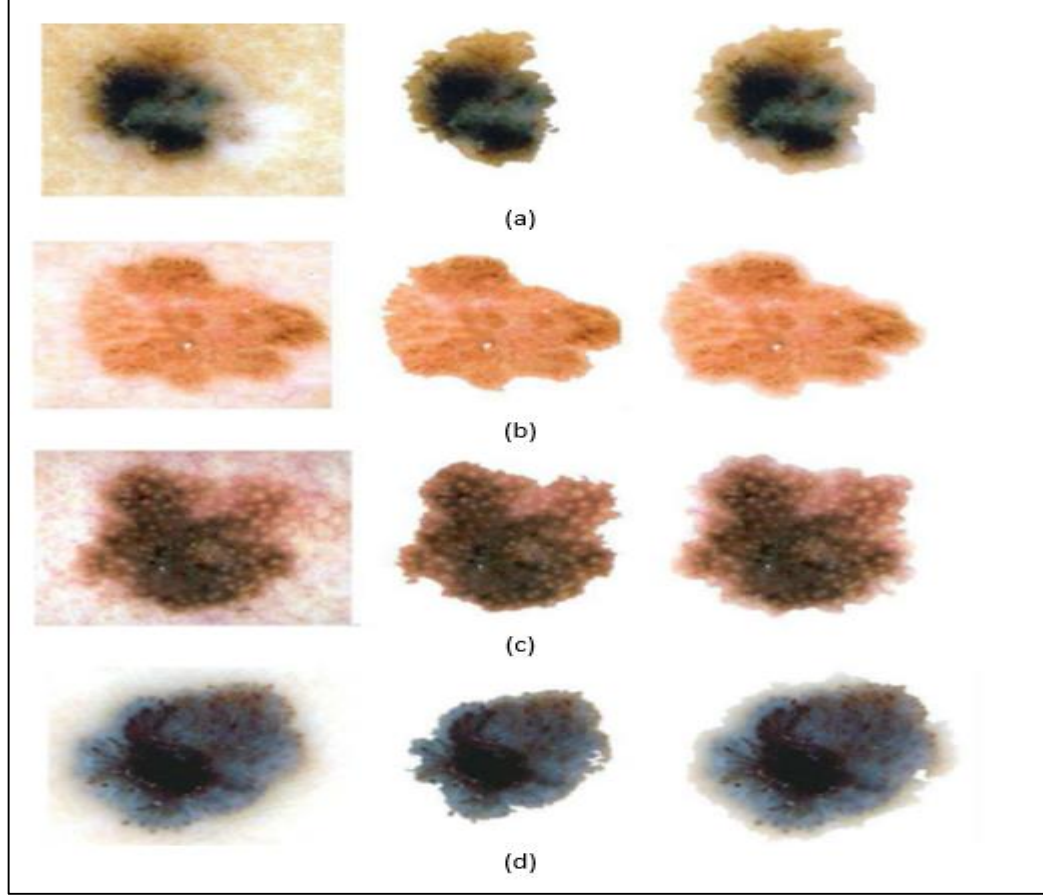


Şekil 2.10. İlk sırada, dermoskopi görüntüleri çoklu renkler ve dokular, İkinci sırada, bölütleme k ortalama, JSEG, DTEA, SRM, FSM algoritmalarını kullanarak elde edilen görüntüler.

Dermatolog benzeri tümör alan çıkarma algoritması, internet tabanlı sistemle olan piksel tabanlı ve bölge tabanlı algoritmaları birleştirerek kullanılmıştır (Şekil 2.11') (Hoshyar, 2014). Dermatolog benzeri tümör alan çıkarma algoritması, başlangıç tümör bölgesi kararı, bölgeselleşme, tümör bölgesi seçimi, bölge büyüme evresinden oluşur. Tümör alanı çıkarma algoritması için, gerçek referans tümör alanları gereklidir. Tümör alanı tanısı için daha gerçek referans tümör alanları daha iyidir.

İlk tümör alanı kararında, piksele dayalı eşik değerini belirlemek için Gaussian ve Laplace filtresi kullanılır. Bölgeselleştirmede, küçük izole bölgeler birleştirilir ve tümör alanı seçiminde istenmeyen gölge bölgeleri ortadan kaldırılır. Özellikle dermatolog tarafından çizilen kadar büyük olacak şekilde elde etmek için bölge büyütme algoritması kullanılır. Amaç malign-benign'i belirlemek ve tahmini malign yüzdesini bulmaktır. Eğer ANN çıkışı tanı eşikğine eşitse, tümör alanı maligndir. Her bir ANN için, en iyi eşikği elde etmek için SE ve SP'nin çarpımı maksimum olmalıdır. Bu sistemle, SE (malign) ve SP (benign) değerleri, her bir ANN sınıflandırıcı için en

iyi tanıdır (% 87, % 93.1). Enerji, moment, entropi korelasyon hesaplamaları 0,45, 90, 135 derece yönlerde elde edilir. Konvansiyonel algoritma dermatolog benzeri tümör alanı çıkarma algoritması ile karşılaştırılır. Sonuç karşılaştırılırsa, SE ve SP değerleri bu algoritma için daha iyidir.



Şekil 2.11. Tümör alanı ekstraksiyon örnekleri

2.7.2. Özelliklerin Sınıflandırılması

Özellikler hesaplandıktan sonra renk, simetri, sınır (atipik ağ) ve doku olarak sınıflandırılır. Sınıflandırma yöntemi iki veya bir kaç datayı ayırt etmek için kullanılır. Sınıflandırma, bir özellik değerini diğer özellikleri kullanarak belirleme sürecidir. Wilks'in lambdası, her bir özelliğin sınıfını aşamalı olarak kademeli bir yöntemle seçme konusunda doğrusal model kullanarak çalışılmıştır. Bu doğrusal model, maksimum korelasyon katsayısı ile elde edilir.

ABCD kuralı, 7 nokta kontrol listesi, desen analizi, lezyonun melanom olup olmadığını sınıflandırmak için kullanılır (Barcelos ve Pires, 2009). Ayrıca, bu üç yöntem duyarlılık, özgüllük ve tanısal doğruluğa göre karşılaştırılmaktadır.

$$\text{Hassasiyet} = \text{Doğru Pozitif} / (\text{Doğru Pozitif} + \text{Yanlış Pozitif}) \quad (2.5)$$

$$\text{Özgüllük} = \text{Doğru Negatif} / (\text{Doğru Negatif} + \text{Yanlış Pozitif}) \quad (2.6)$$

$$\text{T.D} = \text{Doğru Pozitif} / (\text{Doğru Pozitif} + \text{Yanlış Pozitif} + \text{Yanlış Negatif}) \quad (2.7)$$

Burada, T.D;Teşhis doğruluğudur. Doğruluk kriteri olan her ELM (Epilüminesans Mikroskobu) genel frekansı hesaplanır ve ELM kriter özelliklerinin istatistiksel analizi Şekil 2.12'de gösterilmiştir (Barcelos ve Pires, 2009). 7 nokta kontrol listesi yöntemi ABCD kuralı ve desen analizinden daha fazla yanlış negatif sonuçlara sahiptir.

Nachbar, ABCD kuralının % 92.8 duyarlılığa ve % 91.2 özgüllüğe sahip olduğunu göstermiştir (Bernart, Flores, ve Scharcanski, 2014). Argenziano genel bir duyarlılık hesaplamış ve bu değerleri sırasıyla % 95 ve % 75 olarak bulmuştur. 7 nokta kontrol listesini kullanarak sonuçlarını diğer sonuçlarla karşılaştırdığında özgüllüğü %91 ve duyarlılığı % 90 olarak bulmuştur (Argenziano v.d., 2006).

İnce melanomlar için en hassas ve özgül epilüminesans mikroskopi özellikleri homojen alanlarda ve açık kahverengi yapısız bölgelerde görülür (Yuan ,v.d., 2009).

İyi sınıflandırma sonuçları, özgüllük ve duyarlılığa dayanmaktadır. Konveks alan, dolgulu alan, sağlamlık ve üç renk histogramı gibi geometrik özellikler bilgisayar destekli tanı sisteminde sınıflandırmak için kullanılmaktadır (Bernart v.d.,2014).

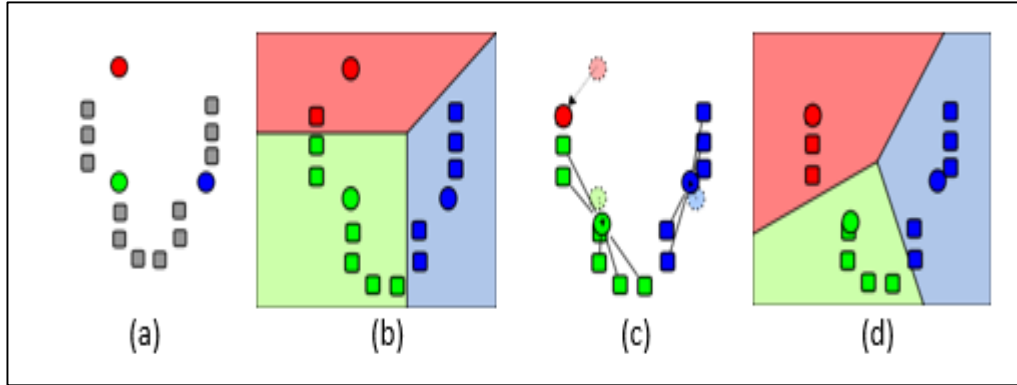
Dört farklı sınıflandırıcı (Adaboost, Sade Bayes, K En Yakın Komşular (KNN), Rastgele Ağaçlar (RT)), Şekil 2.13 de verilen sınıflandırma için kullanılmıştır (Rastgoo, v.d., 2015). Lezyonlar nevus ve melanom olarak sınıflandırılır. KNN ile melanom 0.650 hassasiyet ve 0.937 özgüllüğe sahiptir. Sade Bayes ile melanomun duyarlılığı 0.900 ve özgüllüğü 0.897'dir. Random Tree ile melanomun 0.675 duyarlılığı ve 0.912 özgüllüğü vardır.

3. MALZEME VE YÖNTEMLER

3.1. Bulanık Kümeleme Ortalaması

Bilgisayar biliminde, *Fuzzy C-Means*(bulanık ortalama kümeleme) algoritması k-ortalama kümeleme algoritmasının bir uzantısı olan öğreticisiz bir kümeleme algoritmasıdır. Genelleştirilmiş bir biçimde (Bezdek, 1981) tarafından tanıtılmıştır.

C-Means kümeleme işleminde ilk olarak C kümelenmelerinin sayısı belirlenir (k-ortalama kümelerinin sayısı, C yerine k ile gösterilir). İlk adımda rastgele küme merkezleri (grafığın alt tarafındaki daireler) tanımlanmıştır. Daha sonra, her nesne ile atanan küme merkezi arasındaki (kare) mesafeler, tüm gözlemler için hesaplanır ve toplanır (J_{kmeans}). Amaç, $J_{kortalama}$ değerini mümkün olduğunca küçük hale getirmek, yani lokasyonu bulmak için her nesne ile onunla ilgili küme merkezi arasındaki mesafesiye oldukça küçük yapmaktır. Üçüncü aşamada, küme merkezleri bir kümeye ait nesnelerden yeniden hesaplanır. Dördüncü adımda, her küme için bir sonraki küme merkezi atanır. Bu yöntem kararlı bir çözüm bulunana kadar yinelenir. Şekil 3.1'de gösterildiği gibi, nesneler yineleme işlemi sırasında farklı kümelere atanabilir.



Şekil 3.1. K-Ortalama Kümeleme, (a) Adım 1: Küme merkezlerinin rastgele seçimi, (b) 2. Adım: Nesneleri bir küme merkezine atama, (c) Adım 3: Küme merkezlerinin yeniden hesaplanması, (d) Adım 4: Bir küme merkezi nesneleri yeniden atama.

K-ortalama kümelenmesinin dezavantajı, her bir nesnenin her adımda bir küme merkezine benzersiz olarak atanmasıdır. Bu, son çözümün başlangıçta kümelenme merkezlerinin yeri seçimine bağlı olabileceğine yol açar. Elbette ki, kümelenme

merkezlerinin konumunun başlangıcından bağımsız olarak mümkün olduğu kadar açık bir çözümle ilgilenilmektedir.

Bu nedenle, bulanık C-ortalamada her bir nesne bir küme merkezine benzersiz bir şekilde atanmamıştır, ancak belirli bir kümeye üyeliğin ne kadar güçlü olduğunu gösteren her bir nesneye bir dizi ağırlık ($U_{1i}, \dots, U_{Ci}$) atanır. Örneğin, 2. adımdaki kırmızı nesne için ağırlıklar olabilir. Mavi kümesi, yeşil küme ve kırmızı küme için sırasıyla $U_{\text{mavi}} = 0,1$, $U_{\text{yeşil}} = 0,1$, $U_{\text{kırmızı}} = 0,8$ bağıntısı yazılabilir. Bu ağırlıklar daha sonra tüm küme merkezlerine ağırlık mesafesini hesaplamak için de kullanılır. Son olarak, belirli bir küme merkezine yakın olan nesneler, bu kümelenme için büyük ağırlıklara sahip olacaktır. 4. aşamadaki mavi küme merkezinin yakınındaki mavi nesne, örneğin $U_{\text{mavi}} = 0.90$, $U_{\text{yeşil}} = 0.05$ ve $U_{\text{red}} = 0.05$ olabilir. Yeşil küme sınırına yakın olan iki mavi nesne, örneğin, ağırlıkları $U_{\text{mavi}} = 0.5$, $U_{\text{yeşil}} = 0.45$ ve $U_{\text{kırmızı}} = 0.05$ olabilir.

Her nesne için ağırlıklar ($u_{1i}, \dots, u_{Ci}$), bulanık sayıları temsil eder. Ağırlıklar ayrıca, her nesne için bir birliğe (daha iyi bir anlayış için bu bölümde yapılmış olduğu gibi) de eklemek zorunda değildir. Fuzzy C-ortalama ismi ayrıca k-ortalama kümelemesinden türetilmiştir.

3.2. Resim Bölgesi Büyümesi

Bölge büyütme, bölgelere dayalı basit bir görüntü segmentasyonu yöntemidir. Ayrıca, bu yöntem başlangıç noktalarının seçimini içerdiğinden, bireysel piksellere dayalı bir yöntem olarak da düşünülmektedir. Bu yöntemde, kullanıcı tarafından bir başlangıç noktası seçilir ve görüntünün bu başlangıç noktası ile bağlantılı olan komşu pikseller bölgesi elde edilir. Süreç, verilerin kümelenmesi algoritmalarında olduğu gibi yinelenir (Wu ve Kenneth, 2008; Gonzalez ve Richard, 2002). Bölütlemenin ana amacı bir görüntüyü bölgelere ayırmaktır. Bir "eşiğe" dayalı olanlar gibi bazı segmentasyon yöntemleri, gri düzeydeki süreksizlikler veya renk özelliklerine dayanarak farklı bölgeler arasındaki sınırları ararken bu amaca ulaşabilir. Bölgelere dayalı bölütleme, bölgeyi doğrudan belirleyen bir tekniktir. Bölütleme için temel formülasyon aşağıdaki gibi verilen bölgelere dayanmaktadır;

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = R, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3.1)$$

R_i bağılı bir bölgedir.

Eşitlik (3.1) bağıntısı bölütlemenin tamamlandığını, yani her bir pikselin bir bölgede olması gerektiğini gösterir. R_i bağılı bölgedir ve bir bölgedeki noktaların bazı varsayılanlara bağılı olmasını gerektirir.

$$R_i \cap R_j = \Phi \quad (3.2)$$

Denklem 3.2 bölgelerin ayrılması gerektiğini göstermektedir.

$$P(R_i) = True \quad (3.3)$$

Bu, bölümlere ayrılmış bir bölgedeki piksellerle karşılanması gereken özellikleri ele alır. Ayrıca tüm $P(R_i) = True$ pikseller. R_i Onlar aynı seviyede gri

$$P(R_i \cup R_j) = False \text{ herhangi bir bitişik bölge için } R_i \text{ ve } R_j \quad (3.4)$$

$P(R_k)$ 'nin Φ noktasındaki noktalarda tanımlanmış fonksiyonel bir yüklemidir

Φ boş kümesidir. Eşitlik (3.4), bölge olduğunu gösterir $R_i = R_j$ dir. Bunlar P yüklemesi açısından farklıdır. Bölge yetiştirme yönteminin ilk adımı, bir dizi başlangıç noktası seçmektir. Başlangıç noktasının seçilmesi, kullanıcı tarafından bazı kriterlere göre belirlenir (belirli bir aralıktaki griye, bir ızgara üzerinde eşit aralıklarla yerleştirilmiş piksellere, vs.). İlk bölgeler tam bu başlangıç noktalarından başlar. Daha sonra bölgeler, bölgeye ait bir kritere göre, başlangıç noktasından komşu noktalara artırılır. Ölçüt örneğin, piksel yoğunluğu, gri veya renk seviyesi olabilir. Bölgeler seçilen kriterlere göre büyüdüğünden, resmin kendisi hakkındaki bilgiler de önem kazanmaktadır. Örneğin, eğer ölçüt bir pikselin bir eşik değerini

kullanmaktaysa, resmin histogramı bilgisi, kullanılan ölçüt için uygun bir eşik değerini belirlemek için uygun olacaktır.

Aşağıda çok basit bir örnekle açıklanmaktadır. Başlangıç noktası dört piksel olarak düşünülürse ve kullanılan ölçüt aynı piksel değerine eşitse, başlangıç noktalarının bitişik pikselleri incelenir. Başlangıç noktalarının aynı yoğunluk değeri varsa, onlar başlangıç noktaları olarak sınıflandırılır. İşlem, birbirini izleyen iki aşamalı aşamada değişiklikler olana kadar yinelenmiştir. Başka kriterler de kullanılabilir. Ancak ana odak noktası, görüntüdeki bölgelerin benzerliğini sınıflandırmaktır (Ferreira, 2012; Wu,v.d.,2008;Bankman ve Morcovescu, 2002).

3.3. Önerilen Melanom Cilt Kanseri Segmentasyonun Özeti

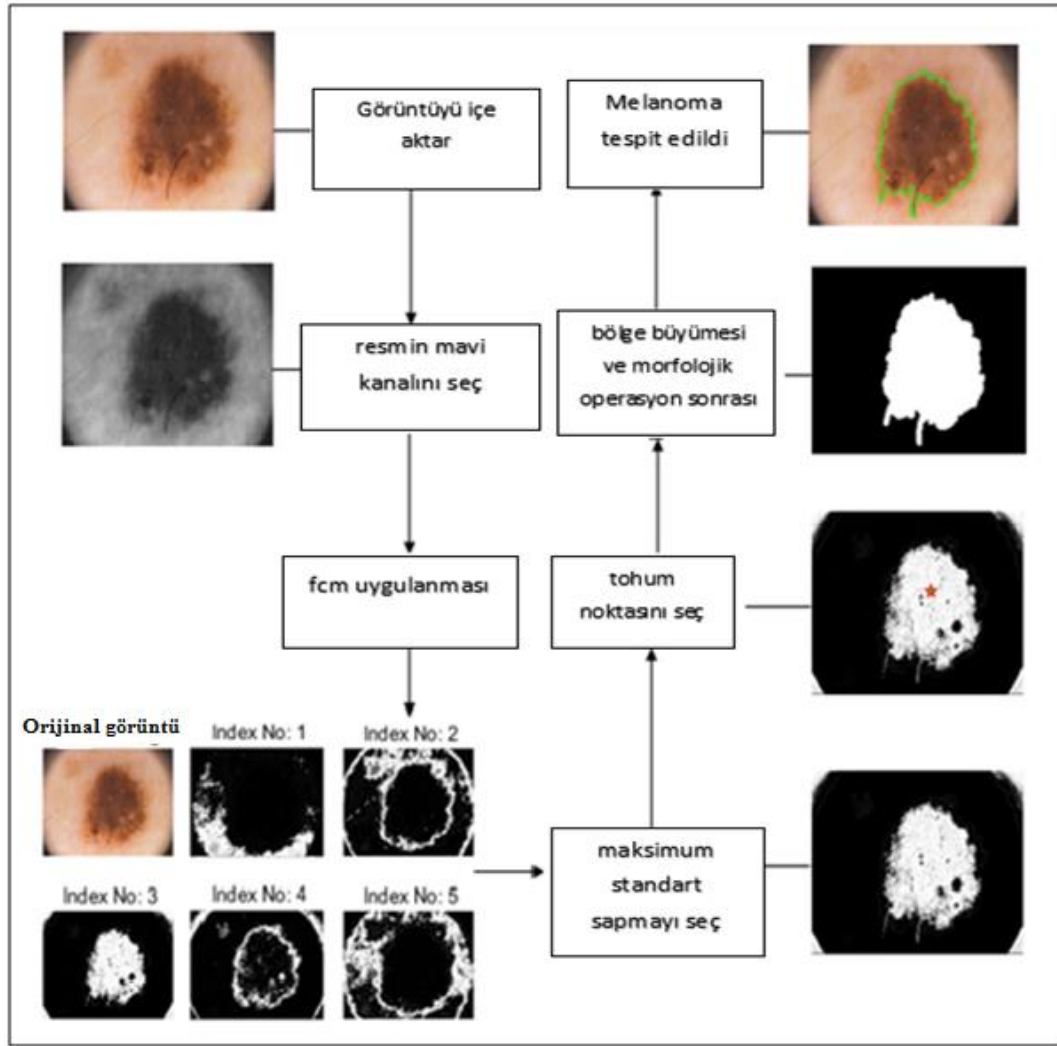
Önerilen yöntemin akış şeması, Şekil 3.2'deki melanomanın elde edilmesi için adım adım gösterilmiştir. Bu tezde Hastane Pedro Hispano'nun (HPH) klinik veri tabanı kullanılmıştır. Bu veritabanı, hepsi aynı koşullar altında Tuebinger Mole Analyzer sistemi ile elde edilen çeşitli lezyon tiplerinin dermoskopik görüntüleri için 4000 vaka test edilmiştir.

3.4. Algoritma Değerlendirme Parametreleri

Duyarlılık, özgüllük ve doğruluk tanımıyla birlikte yaygın olarak kullanılan birkaç terim vardır. Bunlar doğru pozitif (TP), doğru negatif (TN), yanlış negatif (FN) ve yanlış pozitif (FP). Bu tezde, metodu değerlendirmek için üç ölçüm kullanılmıştır. Doğruluk, Hassasiyet ve Özgüllük denklem (3.5)- (3.7)- deki gibi hesaplanır:

$$\text{Doğruluk} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3.5)$$

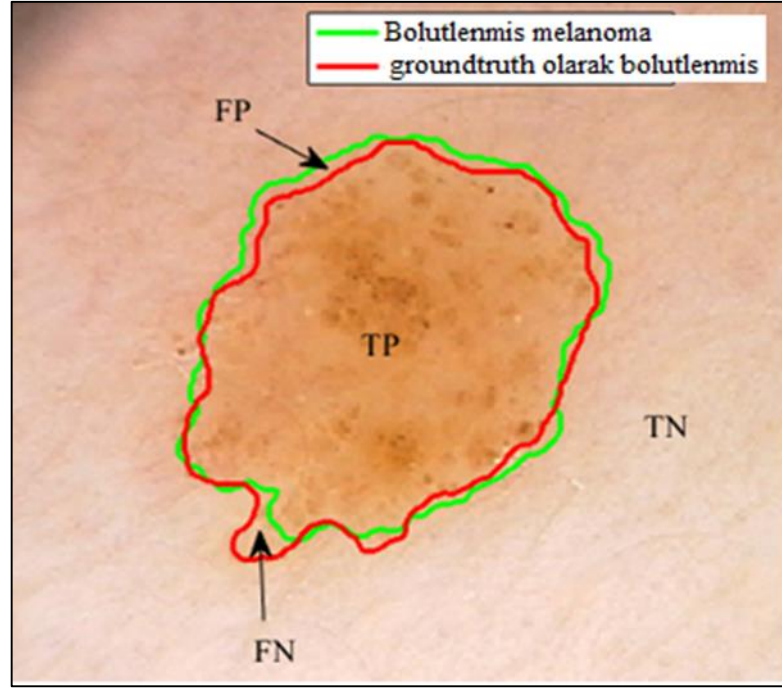
$$\text{Duyarlılık} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.6)$$



Şekil 3.2. Melanomayı bölümlere ayırma adımlarının özeti

$$\text{Özgüllük} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3.7)$$

Şekil 3.3'te bu parametrenin bölgesi iki farklı (bölütlenmiş melanoma ve referans değeri olarak bölütlenmiş) şekilde gösterilmiştir. TP pozitif olarak doğru etiketlenmiş pozitif pikselleri gösterir, FP pozitif etiketli yanlış negatif pikselleri gösterir, FN, negatif piksel olarak yanlış etiketlenmiş pozitif pikselleri gösterir ve TN, negatif olarak doğru etiketlenmiş negatif pikselleri belirtir. Tablo 3.1 de karışıklık matrisi gösterilmiştir.



Şekil 3.3. TP, TN, FP ve FN Pikselerin gösterim

Tablo 3.1. Karışıklık matrisinin negatif ve pozitif durumlarının arşılaştırılması

		Durumlar		
		Pozitif durum	Negatif durum	
Test sonucu	Test sonucu olumlu	Doğru pozitif	Yanlış pozitif (I. Tip hata)	Pozitif öngörme değeri= Σ Doğru pozitif / Σ doğru pozitif Tahminleri
	Test sonucu negatif	Yanlış negatif (II. Tip hata)	Doğru negatif	Negatif öngörme değeri= Σ Doğru Negatif / Σ doğru Negatif Tahminleri
		Duyarlılık (FNR)= Σ Yanlış negatif / Σ Durum pozitif	Özgünlük (TNR) = Σ Doğru negative / Σ Durum negatif	

4. SİMÜLASYON VE DENEYSEL SONUÇLARI

4.1. Matlab Simülasyon Sonuçları

FCM algoritmasının c ve m ile gösterilen bazı parametreleri vardır. Burada “c”, kümelerin sayısıdır. Pozitif m sayısı, $m>1$ 'den büyük herhangi bir gerçekte sayıdır. FCM'de üç adım vardır. İlk adım en az 2 rastgele ağırlık merkezi (centroid) seçmektir. İkinci adım, üyelik matrisini hesaplamaktır. Bulanık mantığının üyelik fonksiyonu Eşitlik 4.1'de gösterilmiştir.

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^c \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} = \frac{1}{\left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_1\|} \right)^{\frac{2}{m-1}} + \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_2\|} \right)^{\frac{2}{m-1}} + \dots + \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \quad (4.1)$$

Burada; $\|x_i - c_j\|$ i noktasından mevcut küme merkezine olan uzaklıktır. $\|x_i - c_k\|$ ise, i noktadan diğer kümenin merkezine olan uzaklıktır. 3.adımda C_j değerlerinin toplam kümesi bulunabilir.

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m . x_i}{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m} \quad (4.2)$$

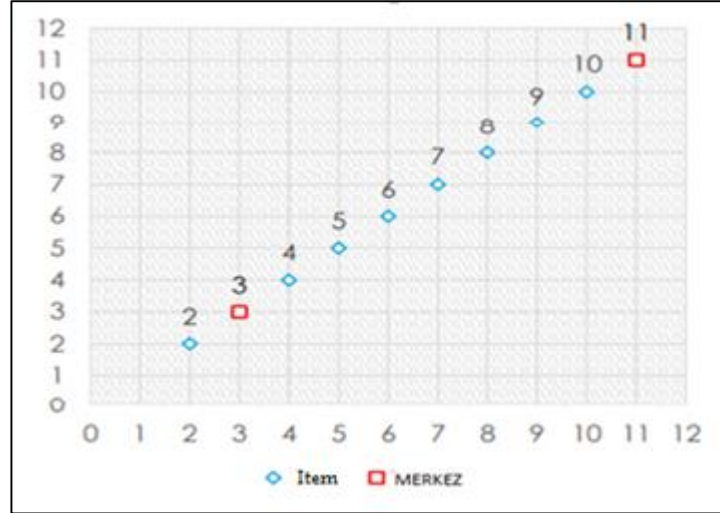
Şekil 4.1 de FCM kümeleme yöntemi üzerinde uygulanacak bazı piksel değerleri gösterilmiştir.

$x = (2 \ 3 \ 4 \ 5 \ 6 \ 7 \ 8 \ 9 \ 10 \ 11)$, $m=2$, ve kümelerin sayısı $C=2$, $c_1=3$, $c_2=11$.

olsun. İlk adımda, üyelik matrisinin hesaplanması için ilk iterasyonu hesaplanmalıdır. Düğüm 2 için (1. öge), ilk düğümün ilk kümeye üyeliğine olan ilişkisi, Eşitlik 4.3 de kullanılarak hesaplanmış ve üyelik fonksiyonu % 98.78 olarak bulunmuştur.

$$U_{11} = \frac{1}{\left(\frac{2-3}{2-3}\right)^{\frac{2}{2-1}} + \left(\frac{2-3}{2-11}\right)^{\frac{2}{2-1}}} = \frac{1}{1 + \frac{1}{81}} = \frac{81}{82} = 98.78\% \quad (4.3)$$

İlk düğümün ikinci kümeye üyeliği Eşitlik 4.4 deki gibi hesaplanmış ve %1.22 değeri bulunmuştur.



Şekil 4.1. FCM metodu için pikselerin durumu

$$U_{11} = \frac{1}{\left(\frac{2-11}{2-3}\right)^{\frac{2}{2-1}} + \left(\frac{2-11}{2-11}\right)^{\frac{2}{2-1}}} = \frac{1}{81 + 1} = \frac{1}{82} = 1.22\% \quad (4.4)$$

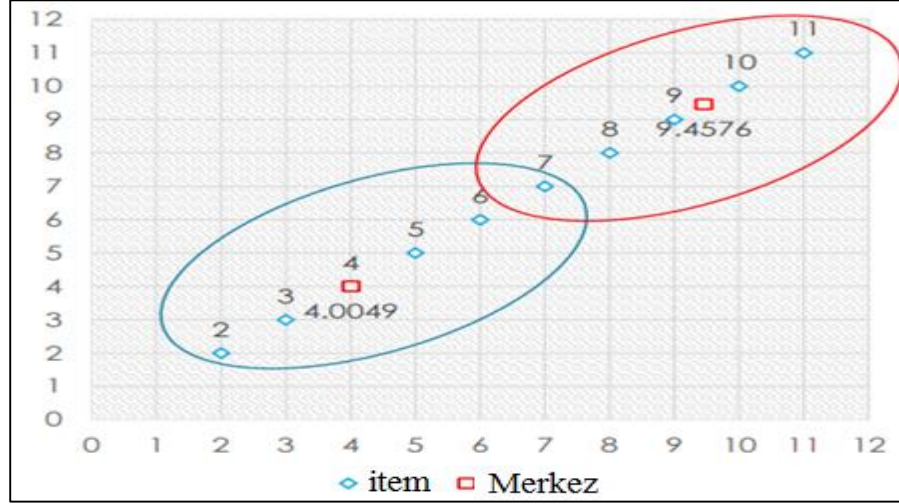
Düğüm 3 (2. eleman) için ikinci düğümün ilk kümeye üyeliği $U_{21} = \% 100$ 'dür. İkinci düğümün ikinci kümeye üyeliği ise $U_{22} = \% 0$ dır.

Düğüm 4 (3. öge) için, ilk düğümün ilk kümeye üyeliği, U_{31} ile verilir.

$$U_{31} = \frac{1}{\left(\frac{4-3}{4-3}\right)^{\frac{2}{2-1}} + \left(\frac{4-3}{4-11}\right)^{\frac{2}{2-1}}} = \frac{1}{1 + \frac{1}{49}} = \frac{49}{50} = 98\% \quad (4.5)$$

İlk düğümün ikinci kümeye üyeliği, U_{32} ile verilir.

Böylece Şekil 4.2’de gösterilen merkez ve adım arasındaki ilişki setini elde ederek U matris elemanı oluşturulur.



Şekil 4.2. Merkez ve adım arasındaki ilişkinin U_{mn} matris elemanına bağlılığı

Sonuçlara göre Tablo 4.1 de görüldüğü gibi kümeler arasındaki ilişki uyumludur

Table 4.1. U_{mn} matris elemanına bağlı olarak küme 1 ve küme 2 arasındaki ilişki

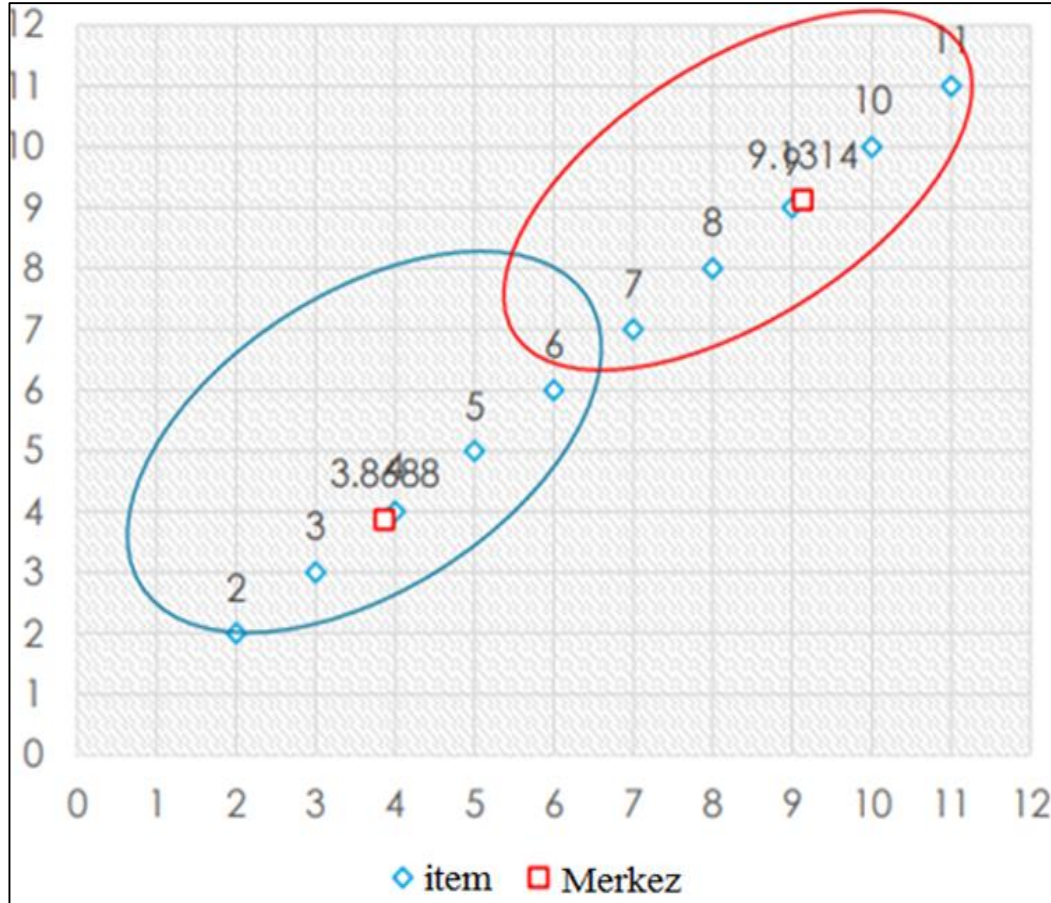
X	Küme 1	Küme 2
2	0,9878	0,0122
3	1,0000	0
4	0,9800	0,0200
5	0,9000	0,1000
6	0,7353	0,2647
7	0,5000	0,5000
8	0,2647	0,7353
9	0,1000	0,9000
10	0,0200	0,9800
11	0	1,0000

2.Adımda, aşağıdaki gibi denklem 4.7'de gösterildiği gibi yeni merkezlerin c_1 ve c_2

$$c_1 = \frac{(98.78\%)^2 * 2 + (100\%)^2 * 3 + (98\%)^2 * 4 + (50\%)^2 * 7 + \dots}{(98.78\%)^2 + (100\%)^2 + (98\%)^2 + (50\%)^2 + \dots} = 4.0049 \quad (4.6)$$

$$c_2 = 9.4576$$

adımları tekrarlanır ve sonuçların uyumlu olduğu, Şekil 4.4 'de adım ve merkez değerlerine bağlı olarak Umn matris elemanlarının son durumu gösterilmiştir. Adımlar tekrarlandığında sonuçların uyumlu olduğu görülmektedir. Ayrıca Tablo 4.2 de görüldüğü gibi kümeler arasındaki ilişkinin hata sınırları içinde uyumlu olduğu görülmektedir ($c_1 = 3.8688$ ve $c_2 = 9.1314$).



Şekil 4.3. Merkez ve adım arasındaki son U_{mn} matris elemanlarının oluşumu

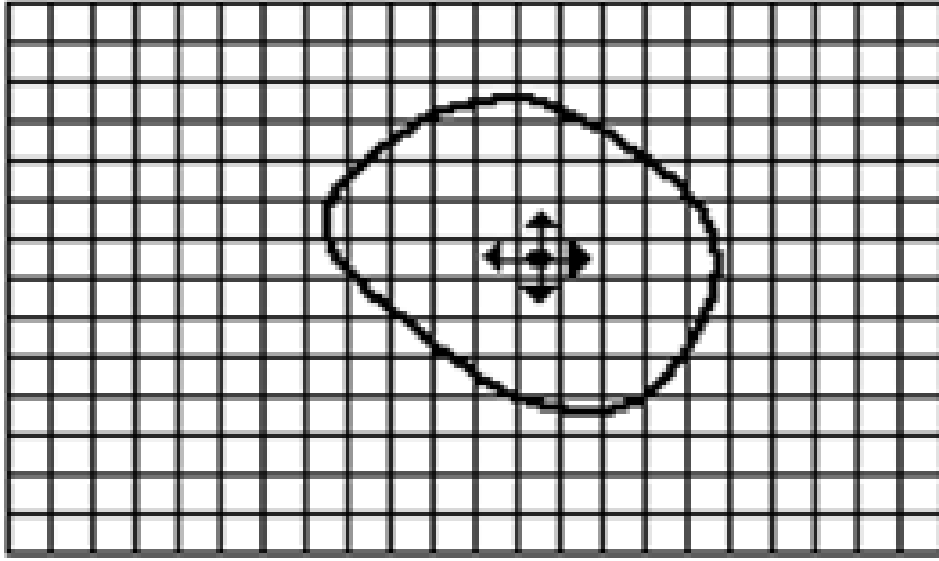
Table 4.2. Grup için sonuç tekrarlamadan sonra kümelerin karşılaştırılması

X	Küme 1	Küme 2
2	0,9357	0,0643
3	0,9803	0,0197
4	0,9993	0,0007
5	0,9303	0,0697
6	0,6835	0,3165
7	0,3167	0,6833
8	0,0698	0,9302
9	0,0007	0,9993
10	0,0197	0,9803
11	0,0642	0,9358

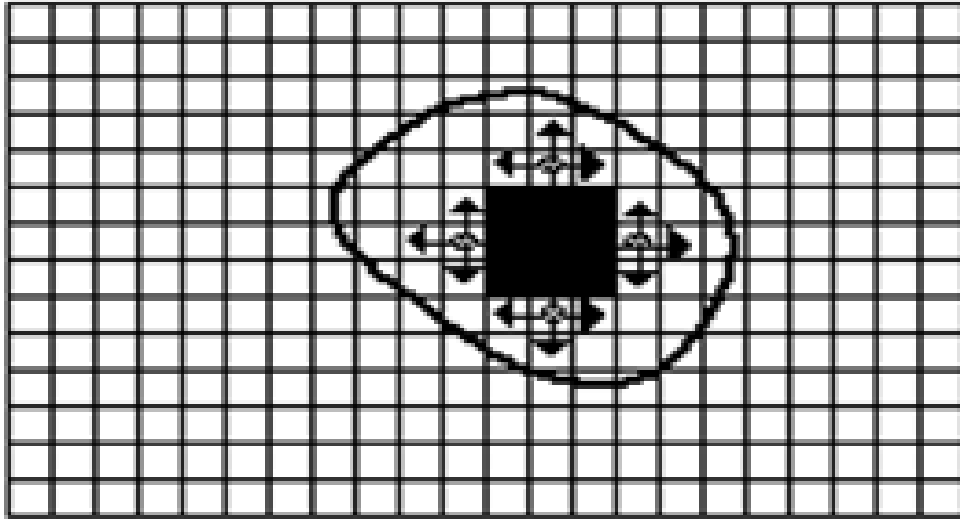
Görüntü bölgesi büyümesini anlamak için aşağıda bir örnek verilmiştir. 8x8 iki boyutlu matris elemina sahip olduğunu varsayalım. Kullanıcı tarafından başlangıç noktasını belirlenmesi ve daha sonra iki bölge <3 üzerinde elde edilen eşikleme değerinin belirlenmesi önemlidir. Komşu değerleri ile 6 değeri çıkartılır ve daha sonra T'den daha düşük bir noktaya tekabül edecek şekilde T ile karşılaştırılır.

$$P(R_i) = True: if |z - z_{seed}| < T \quad (4.7)$$

6 -7 = -1 <3, 6 değerine eşittir ve diğer değerlere göre, aksi takdirde bölge dışına çıkacaktır. Bu durum şekil 4.5 a ve b'de gösterilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.4. a) Bir bölgeyi büyütme başlangıcı b) Birkaç iterasyondan sonraki süreç

Şekil 4.4 te (•) başlangıç noktasını gösterirken, (↑) büyümenin yönünü (■) büyümüş pikselleri ve (•) göz önüne alınan pikselleri gösterir. Bölge büyütme yöntemleri sıklıkla gözlenen kenarlara iyi uyan çok iyi segmentasyonlar ilişkisini verir. Bir başka örnek Tablo 4.3’de 8x8 lik matris elamanı içerisinde çeşitli sayılardan oluşmuş piksel matris elamanı gösterilmiştir. Bu şekilde gösterildiği gibi, 6 ile gösterilen piksellerin merkezidir (başlangıç noktası). Diğer pikseller bu piksele yakındır. Bu piksellerin eşik değeri 3 olduğu için, iki piksel arasındaki fark 3’ten küçükse, bu

piksel, piksel 6'ya bağılı olacaktır. Aksi takdirde bu piksel diğerk bölgelere ait olacaktır.

Tablo 4.3. 8X8 lik piksel elamanı

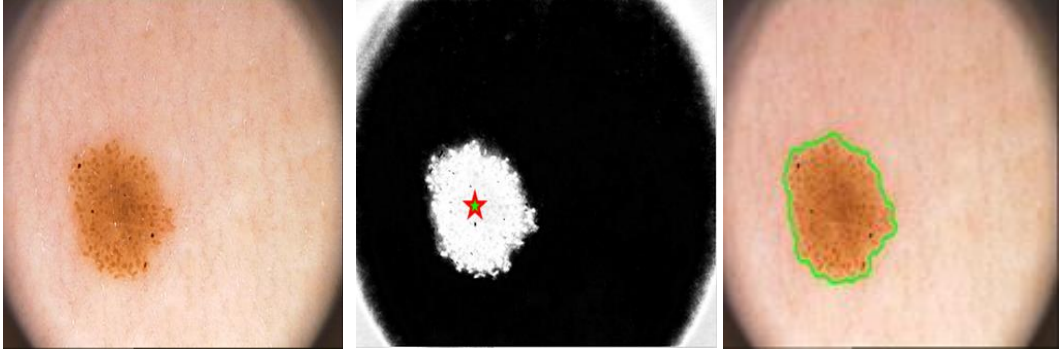
5	6	6	7	7	7	6	6
6	7	6	7	5	5	4	7
6	6	4	4	3	2	5	6
5	4	5	4	2	3	4	5
0	3	2	3	3	2	5	6
0	0	0	0	2	2	5	6
1	1	0	1	0	3	4	4
1	0	1	0	2	3	5	4

4.2. Deneysel Sonuçlar

4.2.1. Gerçek Veri Bankası

PH2 veri kümeleri PedroHispano Hastanesi- (Portekiz) tarafından gerçekleştirilmiştir. Veri tabanı, gerçek referans verileriyle açıklanmış, 768×574 piksel çözünürlük ve 20 kat büyütme ile 200RGB dermoskopik görüntülerden oluşmaktadır. 200 görüntü, lezyonlara (80 yaygın ve 80 displazi tik nevüs) ve malign lezyonlara (40 melanoma) ayrılmıştır. Her bir görüntü için gerçek referans verileri deri lezyonu bölgesini içeren uzman dermatologlar tarafından manuel olarak elde edilen gerçek referans ikili görüntüsünü klinik ve histolojik teşhis ve dermoskopik kriterlerini içerir.

Önerilen algoritmanın kantitatif değerlendirmesi, cilt lezyon görüntüleri için halihazırda kabul edilmiş olan ASLM, K-araçları, JSEG, SRM, KPP, Level Set ve Otsu olmak üzere yedi segmentasyon yöntemi ile karşılaştırılmıştır (Wighton, v.d.,2011; Silveira v.d.,2009). Bazı görüntüler için sonuçlar Şekil 4.1-Şekil 4.3 de gösterilmiştir.



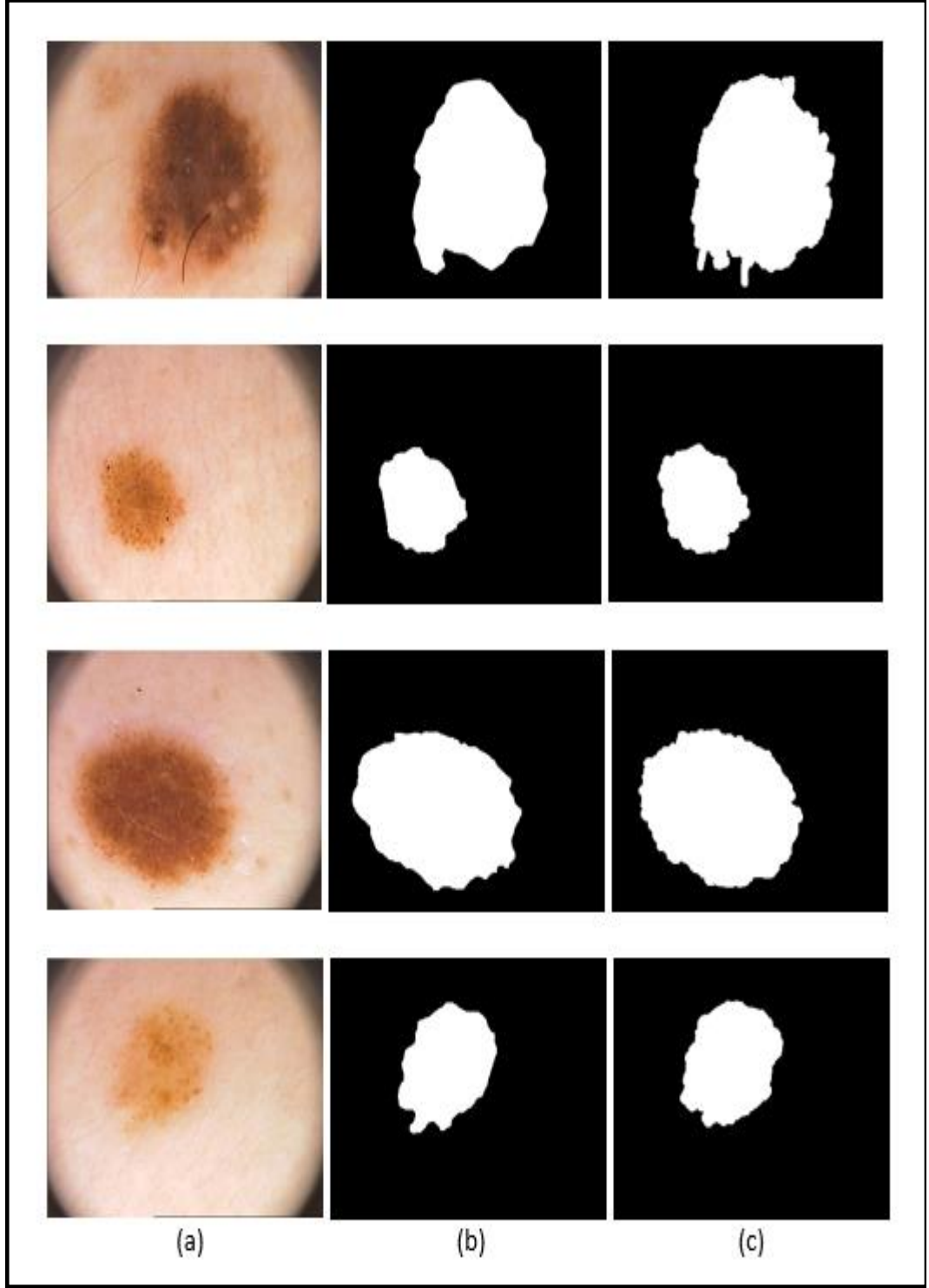
Şekil 4.5. Örnek melanoma görüntü sonuçları



Şekil 4.6. PH2 veri kümesinin Segmentasyon sonuçları, En iyi doğruluk



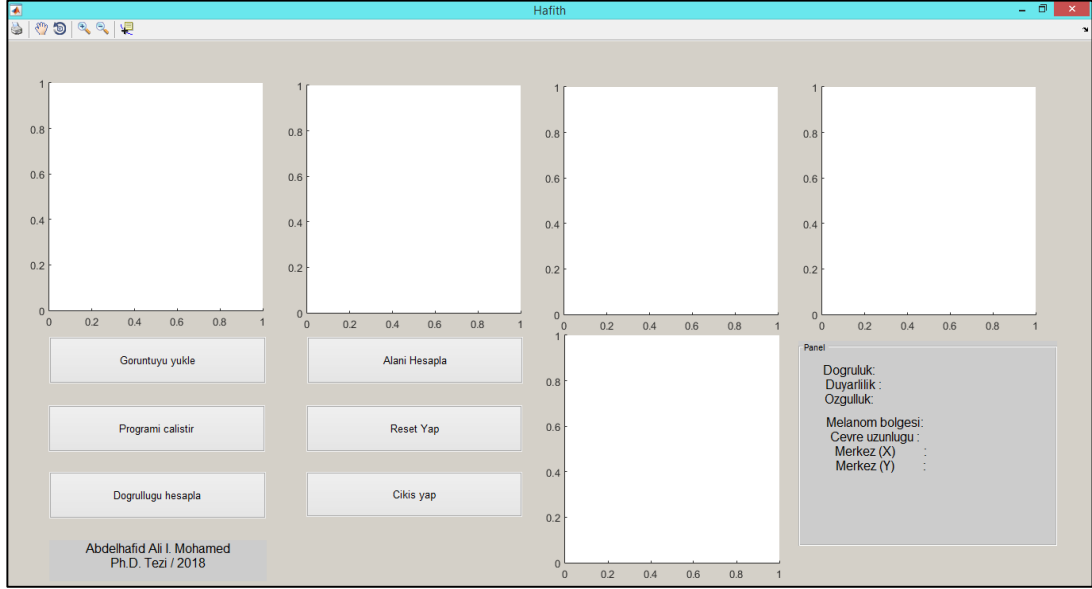
Şekil 4.7. PH2 veri kümesi için bölümlendirme sonuçları, En kötü doğruluk, Orijinal görüntü, Manuel bölümlendirme, Segmentasyon sonucu



Şekil 4.8. Resim 1, 57, 97, 104 için bölütleme sonuçları, a) Orijinal görüntü, b) Manuel bölütleme c) Önerilen çalışmadan sonra elde edilen bölütleme sonucu

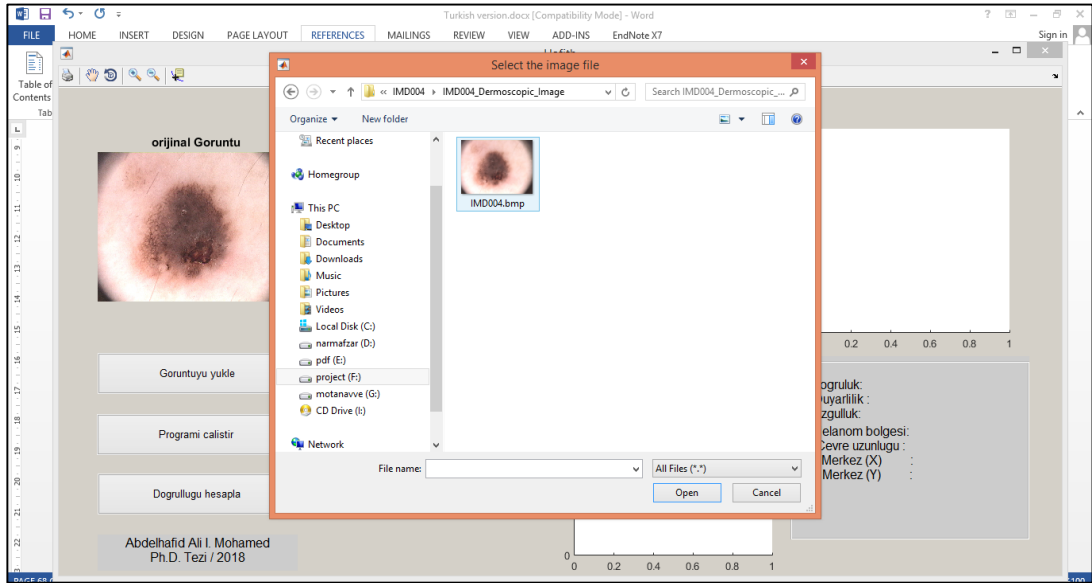
4.3. Grafiksel Kullanıcı Arayüzü Tasarımı

Melanoma deri kanserin görüntü bölütlemesinin sonuçlarını göstermek için, bu tezde Grafiksel kullanıcı arayüzünü (GUI) tasarlanmıştır ve bu kullanıcı ara yüzü Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



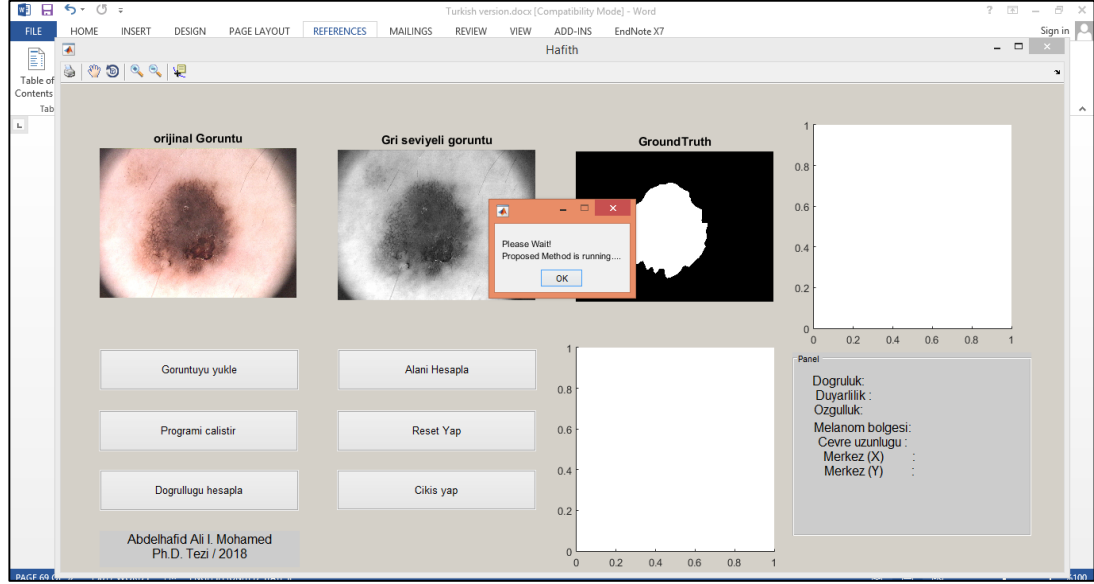
Şekil 4.9. Grafiksel kullanıcı arayüzü

İlk adımda, veritabanından görüntü yüklenir. Bu durum Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



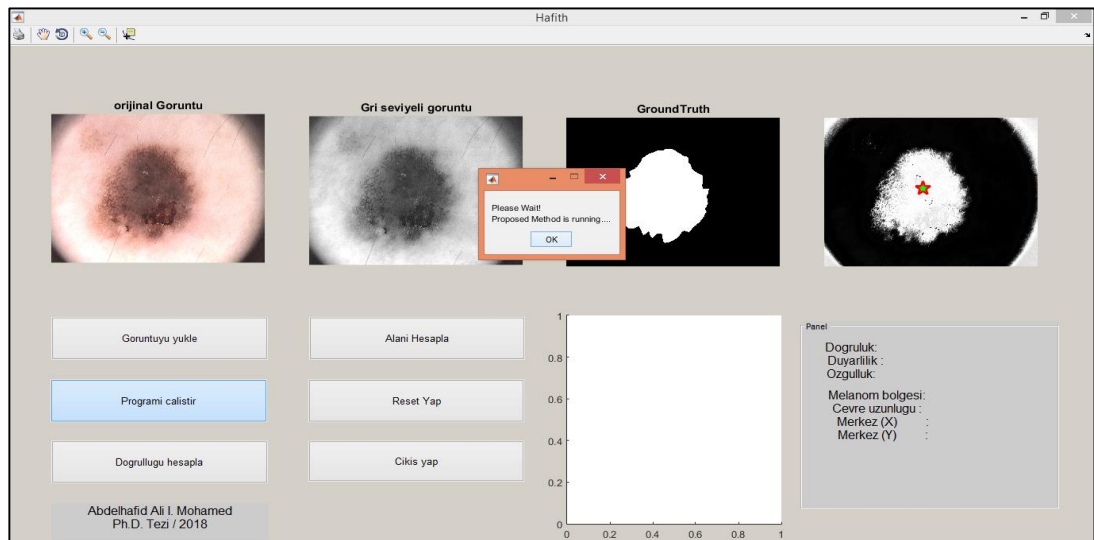
Şekil 4.10. Görüntünün Yüklenmesi

Daha sonra “programı çalıştır” düğmesine basılarak orjinal görüntünün gri ölçeklendirilmiş görüntüye dönüştürülmesi için kod çalıştırılır. Sonra veri tabanını otomatik olarak veritabanından GUI ye aktarılır. Çalışmanın akışı Şekil 4.11'de gösterilmiştir.



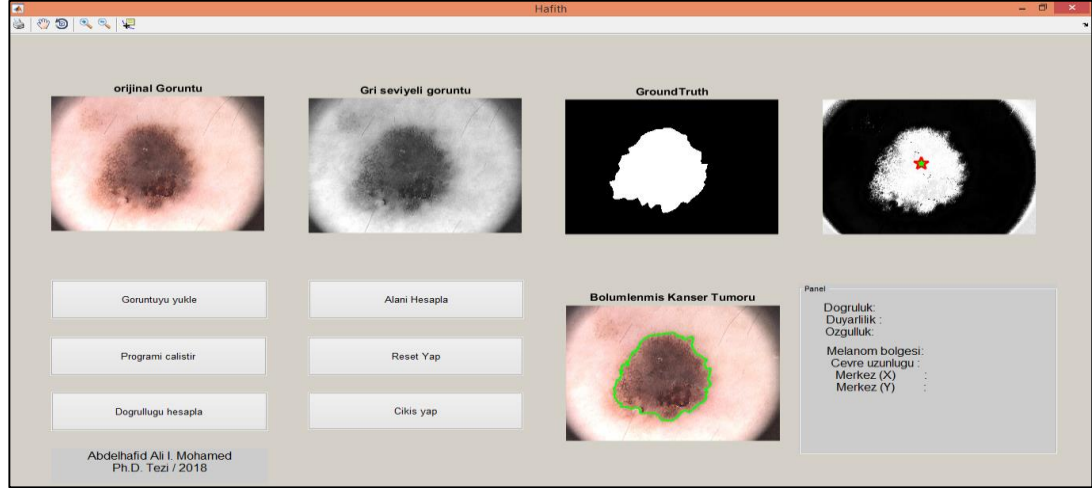
Şekil 4.11. Programı çalıştırma bastıktan sonra elde edilen görüntü

(programı çalıştır) tıklandığında, standart sapma kullanılarak bulanık kümeleme ortalamalarından en iyi küme bulunur. En sonunda başlama noktasının elde edilmesi Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. Başlangıç noktasını seçtikten sonraki görüntüler

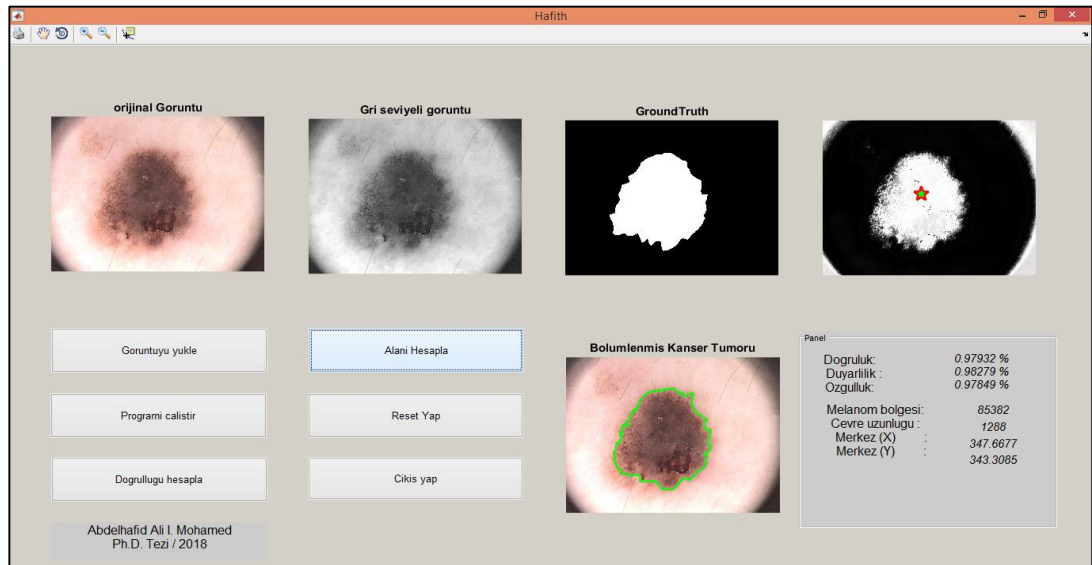
En iyi kümeleme indeksi bulunduğundan sonra, başlama noktası o indeksteki görüntüyü uygulanmıştır ve uyguladıktan sonra bölge büyütme algoritması ile kanser bölgesi bölünmeye başlar. Şekil 4.13'te gösterildiği gibi, melanom alanı saptanır ve bölümlere ayrılır.



Şekil 4.13. Melanom cilt kanserinde bölütlenen bölge

Burada, temel doğruluk sonuçlarıyla (duyarlılık, özgüllük, doğruluk) elde edilen sonuçları karşılaştırılmıştır.

Doğruluğun ve alanın hesaplanması için “Alani hesapla” ve “Dogruluğu hesapla” tuşlarının oluşturulması Şekil 4.14'te gösterilmiştir.



Şekil 4.14. “Alani hesaplama” ve “Dogruluğu hesaplama” düğmesi

Son olarak tüm görüntüler için karışıklık matrisi (TP, FP, TN, FN) ve (Doğruluk, Özgünlük, Duyarlılık) hesaplanmıştır.

$$\text{Doğruluk} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}, \quad (4.8)$$

$$\text{Duyarlılık} = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (4.9)$$

$$\text{Özgünlük} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4.10)$$

Bu matrisin sonucu Şekil 4.15'te gösterilmiştir. Önerilen yöntemin sonucu Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

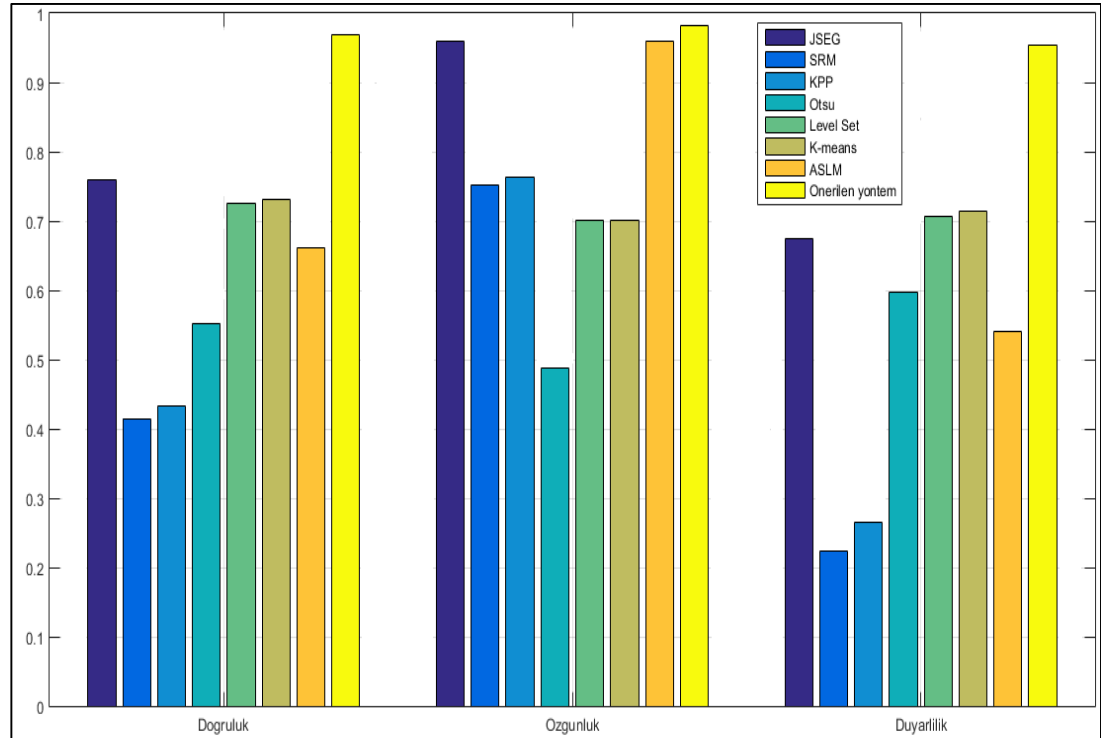


Şekil 4.15. Hata matrisi sonucu

Tablo 4.4. Önerilen yöntem ve diğer yöntemler arasındaki karşılaştırma

Görüntü	Doğruluk	Özgünlük	Duyarlılık
JSEG (Deng ve Manjunath, 2001)	0,7591	0,9593	0,6746
SRM (Nock ve Nielsen, 2004)	0,4148	0,7512	0,2234
KPP	0,4324	0,7623	0,2648
Otsu (Otsu, 1975)	0,5524	0,4870	0,5971
Level Set (Nascimento ve Marques, 2005)	0,7249	0,7015	0,7073
K-means	0,7313	0,7010	0,7141
ASLM (Pennisi v.d.,, 2016b)	0,6615	0,9597	0,5404
Önerilen yöntem	0,9685	0,9829	0,9542

JSEG, SRM, KPP, Otsu, seviye kümesi, K-araçları, ASLM yöntemlerin grafiksel gösterimi (doğruluk, özgünlük, duyarlılık) ve bu yöntemle korelasyon yöntemiyle karşılaştırılması şekil 4.16'de gösterilmiştir.



Şekil 4.16. Grafiksel gösterim

5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Melanom ayrıca pigment oluşturan hücrelerden (melanositlerden) gelişen malign deri veya mukoza zarları kanseridir. Melanom cilt kanseri en yaygın kanser tipidir. Her yıl vaka sayısı arttığı için, melanomun etkili, hızlı ve erken saptanması çok önemlidir. Son dönemlerde cilt kanseri lezyonlarının çıkarılması pahalıyken, erken dönemlerde lezyonları tedavi etmek kolay ve ekonomiktir. Vakaların büyük çoğunluğunda deri kanseri yer almaktadır. Bununla birlikte, gözde (koroid melanomu), mukoza zarında (ağız, anal kanal) ve hatta daha nadiren iç organlarda melanomlar vardır.

2011 yılında kutanöz melanom kadınlarda altıncı önde gelen kanser nedenidir. Tahmin edilen 5100 vakanın 4,680 erkeklere aittir. Kutanöz melanomlar ölüm nedenleri arasında kadınlarda 14. sırada erkeklerde 12. sırada yer alır. İnsidans hızları (dünya çapında standardize edilmiş), her iki cins için de, kadın ve erkeklerde sırasıyla 100.000 başına 10.1 ve 9.7 ve ölüm oranları 1.1 olarak tahmin edilmektedir.

Bu tezde melanom deri kanserinin segmentasyonu için bulanık kümeleme ortalamalarını ve ilk adımda melanom deri kanserinin tespiti ve segmentasyonu ve deride melanomun yerini tesbit için bulanık kümeleme yöntemi kullanılmıştır. Daha sonra görüntü bölgesi büyütme yöntemini kullanılarak bölgenin başlangıç noktası belirlenmiştir. Sonucun değerlendirilmesi için gerçek pozitif, gerçek negatif, yanlış pozitif ve yanlış negatif teknikleri kullanılmıştır. Önerilen yöntemle elde edilen simülasyon sonuçlarının, diğer yöntemlere göre daha iyi sonuç verdiği gösterilmiştir.

Bu tez çalışmasında 200 farklı veri tabanı görüntüleri kullanılmış ve en iyi doğruluk yaklaşık %97 oranında elde edilmiştir. Ayrıca özgüllük ve duyarlılık için sırasıyla yaklaşık %98 ve %95 oranında performans değerlerine ulaşılmıştır. Önerilen yöntemde melanom deri kanserini bulmak için çok güçlü bir yöntem olan bulanık kümeleme yöntemi kullanılmıştır. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında geliştirilen bulanık kümeleme ve görüntü alan büyütme metodu birleştirilerek efektif ve ergonomik, hızlı doğruluğu iyi olan sonuçlar elde edilmiştir. Bu yöntemlerle melanom deri kanseri teşhisinde doğru olasılığı yüksek doğru karar verilmesi faydalı

bir yöntemdir. Son olarak, görüntü bölgesi büyümesine dayanan bulanık kümeleme yönteminin kombinasyonu tanıda yüksek doğruluk, hassasiyet ve özgüllük performansı sağlamıştır. 4. Bölümde elde edilen sonuçlar grafik ve tablo ile gösterilmiştir ve önerilen yöntem dergilerde yayınlanan yedi yöntemle karşılaştırılmıştır.

KAYNAKLAR

- Abbas, Q., Celebi, M., ve García, I. F. (2012). Skin tumor area extraction using an improved dynamic programming approach. *Skin Research and Technology*, 18(2), 133-142.
- Abbas, Q., Celebi, M. E., Fondón García, I., ve Rashid, M. (2011). Lesion border detection in dermoscopy images using dynamic programming. *Skin Research and Technology*, 17(1), 91-100.
- Abbas, Q., Celebi, M. E., ve Garcia, I. (2012). A novel perceptually-oriented approach for skin tumor segmentation. *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, 8(3), 1837-1848.
- Abbas, Q., Fondón, I., ve Rashid, M. (2011). Unsupervised skin lesions border detection via two-dimensional image analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*, 104(3), e1-e15.
- Abbas, Q., Garcia, I. F., Emre Celebi, M., Ahmad, W., ve Mushtaq, Q. (2013a). A perceptually oriented method for contrast enhancement and segmentation of dermoscopy images. *Skin Research and Technology*, 19(1), e490-e497.
- Abbas, Q., Garcia, I. F., Emre Celebi, M., Ahmad, W., ve Mushtaq, Q. (2013b). Unified approach for lesion border detection based on mixture modeling and local entropy thresholding. *Skin Research and Technology*, 19(3), 314-319.
- Argenziano, G., Puig, S., Iris, Z., Sera, F., Corona, R., Alsina, M., . . . Guilabert, A. (2006). Dermoscopy improves accuracy of primary care physicians to triage lesions suggestive of skin cancer. *Journal of Clinical Oncology*, 24(12), 1877-1882.
- Bankman, I. N., ve Morcovescu, S. (2002). Handbook of Medical Imaging. Processing and Analysis. *Medical Physics*, 29(1), 107-107.
- Barata, C., Celebi, M. E., ve Marques, J. S. (2015). Improving dermoscopy image classification using color constancy. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(3), 1146-1152.
- Barcelos, C. A. Z., ve Pires, V. (2009). An automatic based nonlinear diffusion equations scheme for skin lesion segmentation. *Applied Mathematics and Computation*, 215(1), 251-261.
- Bernart, E., Flores, E. S., ve Scharcanski, J. (2014). Macroscopic Pigmented Skin Lesion Prescreening.

- Black, H. S., ve Rhodes, L. E. (2006). The potential of omega-3 fatty acids in the prevention of non-melanoma skin cancer. *Cancer detection and prevention*, 30(3), 224-232.
- Castillejos, H., Ponomaryov, V., Nino-de-Rivera, L., ve Golikov, V. (2012). Wavelet transform fuzzy algorithms for dermoscopic image segmentation. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2012.
- Celebi, M. E., Iyatomi, H., ve Schaefer, G. (2009). *Contrast enhancement in dermoscopy images by maximizing a histogram bimodality measure*. Paper presented at the Image Processing (ICIP), 2009 16th IEEE International Conference on.
- Dalila, F., Zohra, A., Reda, K., ve Hocine, C. (2017). Segmentation and classification of melanoma and benign skin lesions. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, 140, 749-761.
- Deng, Y., ve Manjunath, B. (2001). Unsupervised segmentation of color-texture regions in images and video. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 23(8), 800-810.
- Emre Celebi, M., Alp Aslandogan, Y., Stoecker, W. V., Iyatomi, H., Oka, H., ve Chen, X. (2007). Unsupervised border detection in dermoscopy images. *Skin Research and Technology*, 13(4), 454-462.
- Emre Celebi, M., Kingravi, H. A., Iyatomi, H., Alp Aslandogan, Y., Stoecker, W. V., Moss, R. H., . . . Rabinovitz, H. S. (2008). Border detection in dermoscopy images using statistical region merging. *Skin Research and Technology*, 14(3), 347-353.
- Emre Celebi, M., Wen, Q., Hwang, S., Iyatomi, H., ve Schaefer, G. (2013). Lesion border detection in dermoscopy images using ensembles of thresholding methods. *Skin Research and Technology*, 19(1), e252-e258.
- Erkol, B., Moss, R. H., Joe Stanley, R., Stoecker, W. V., ve Hvatum, E. (2005). Automatic lesion boundary detection in dermoscopy images using gradient vector flow snakes. *Skin Research and Technology*, 11(1), 17-26.
- Fan, H., Xie, F., Li, Y., Jiang, Z., ve Liu, J. (2017). Automatic segmentation of dermoscopy images using saliency combined with Otsu threshold. *Computers in biology and medicine*, 85, 75-85.
- Ferreira, P. M. M. (2012). Contributions to the segmentation of dermoscopic images.

- Flores, E., ve Scharcanski, J. (2016). Segmentation of melanocytic skin lesions using feature learning and dictionaries. *Expert Systems with Applications*, 56, 300-309.
- Garnavi, R., Aldeen, M., Celebi, M. E., Varigos, G., ve Finch, S. (2011). Border detection in dermoscopy images using hybrid thresholding on optimized color channels. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 105-115.
- Gómez, D. D., Butakoff, C., Ersboll, B. K., ve Stoecker, W. (2008). Independent histogram pursuit for segmentation of skin lesions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 157-161.
- Gonzalez, R. C., ve Richard, E. (2002). Woods, digital image processing. *ed: Prentice Hall Press, ISBN 0-201-18075-8*.
- Goulden, N., Virgo, P., ve Grimwade, D. (2006). Minimal residual disease directed therapy for childhood acute myeloid leukaemia: the time is now. *British journal of haematology*, 134(3), 273-282.
- Hoshyar, A. N., Al-Jumaily, A., ve Hoshyar, A. N. (2014). The beneficial techniques in preprocessing step of skin cancer detection system comparing. *Procedia Computer Science*, 42, 25-31.
- http://exp-studies.tor.ec.gc.ca/e/ozone/Curr_allmap_g.htm
- <http://www.sunbedassociation.org.uk/didyouknow.php>.
- <http://www.who.int/uv/intersunprogramme/en/>, U. R. a. t. I. P., WHO.
- Iyatomi, H., Celebi, M. E., Schaefer, G., ve Tanaka, M. (2011). Automated color calibration method for dermoscopy images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 89-98.
- Jain, S., ve Pise, N. (2015). Computer aided melanoma skin cancer detection using image processing. *Procedia Computer Science*, 48, 735-740.
- Khakabi, S., Wighton, P., Lee, T. K., ve Atkins, M. S. (2012). *Multilevel feature extraction for skin lesion segmentation in dermoscopic images*. Paper presented at the SPIE Medical Imaging.
- Lu, C., ve Mandal, M. (2015). Automated analysis and diagnosis of skin melanoma on whole slide histopathological images. *Pattern Recognition*, 48(8), 2738-2750.

- Madooei, A., Drew, M. S., Sadeghi, M., ve Atkins, M. S. (2012). *Automated Pre-processing Method for Dermoscopic Images and its Application to Pigmented Skin Lesion Segmentation*. Paper presented at the Color and Imaging Conference.
- Mehta, P., ve Shah, B. (2016). Review on techniques and steps of computer aided skin cancer diagnosis. *Procedia Computer Science*, 85, 309-316.
- Meyskens Jr, F., Berdeaux, D., Parks, B., Tong, T., Loescher, L., ve Moon, T. (1998). Natural history and prognostic factors influencing survival in patients with stage I disease. *Cancer*, 62(6), 1207-1214.
- Møllersen, K., Kirchesch, H. M., Schopf, T. G., ve Godtliebsen, F. (2010). Unsupervised segmentation for digital dermoscopic images. *Skin Research and Technology*, 16(4), 401-407.
- Nascimento, J. C., ve Marques, J. S. (2005). Adaptive snakes using the EM algorithm. *IEEE Transactions on Image Processing*, 14(11), 1678-1686.
- Nock, R., ve Nielsen, F. (2004). Statistical region merging. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 26(11), 1452-1458.
- Norton, K. A., Iyatomi, H., Celebi, M. E., Ishizaki, S., Sawada, M., Suzuki, R., . . . Ogawa, K. (2012). Three-phase general border detection method for dermoscopy images using non-uniform illumination correction. *Skin Research and Technology*, 18(3), 290-300.
- Oliveira, R. B., Mercedes Filho, E., Ma, Z., Papa, J. P., Pereira, A. S., ve Tavares, J. M. R. (2016). Computational methods for the image segmentation of pigmented skin lesions: a review. *Computer methods and programs in biomedicine*, 131, 127-141.
- Otsu, N. (1975). A threshold selection method from gray-level histograms. *Automatica*, 11(285-296), 23-27.
- Otsu, N. (1979). A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 9(1), 62-66.
- Pennisi, A., Bloisi, D. D., Nardi, D., Giampetruzzi, A. R., Mondino, C., ve Facchiano, A. (2016a). Skin lesion image segmentation using Delaunay Triangulation for melanoma detection. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 52, 89-103.

- Pennisi, A., Bloisi, D. D., Nardi, D., Giampetruzzi, A. R., Mondino, C., ve Facchiano, A. (2016b). Skin lesion image segmentation using Delaunay Triangulation for melanoma detection. *Computerized Medical Imaging and Graphics*.
- Peruch, F., Bogo, F., Bonazza, M., Cappelleri, V.-M., ve Peserico, E. (2014). Simpler, faster, more accurate melanocytic lesion segmentation through med. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(2), 557-565.
- Rastgoo, M., Garcia, R., Morel, O., ve Marzani, F. (2015). Automatic differentiation of melanoma from dysplastic nevi. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 43, 44-52.
- Sadri, A. R., Zekri, M., Sadri, S., Gheissari, N., Mokhtari, M., ve Kolahdouzan, F. (2013). Segmentation of dermoscopy images using wavelet networks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(4), 1134-1141.
- Schaefer, G., Rajab, M. I., Celebi, M. E., ve Iyatomi, H. (2011). Colour and contrast enhancement for improved skin lesion segmentation. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 99-104.
- Schmid, P. (1999a). *Lesion detection in dermatoscopic images using anisotropic diffusion and morphological flooding*. Paper presented at the Image Processing, 1999. ICIP 99. Proceedings. 1999 International Conference on.
- Schmid, P. (1999b). Segmentation of digitized dermatoscopic images by two-dimensional color clustering. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(2), 164-171.
- Sciolla, B., Cowell, L., Dambry, T., Guibert, B., ve Delachartre, P. (2017). Segmentation of skin tumors in high-frequency 3-D ultrasound images. *Ultrasound in medicine ve biology*, 43(1), 227-238.
- Sciolla, B., Delachartre, P., Cowell, L., Dambry, T., ve Guibert, B. (2017). Improved boundary segmentation of skin lesions in high-frequency 3D ultrasound. *Computers in biology and medicine*, 87, 302-310.
- Silveira, M., Nascimento, J. C., Marques, J. S., Marçal, A. R., Mendonça, T., Yamauchi, S., . . . Rozeira, J. (2009). Comparison of segmentation methods for melanoma diagnosis in dermoscopy images. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 3(1), 35-45.
- Sumithra, R., Suhil, M., ve Guru, D. (2015). Segmentation and classification of skin lesions for disease diagnosis. *Procedia Computer Science*, 45, 76-85.

- Tan, T. Y., Zhang, L., Neoh, S. C., ve Lim, C. P. (2018). Intelligent Skin Cancer Detection Using Enhanced Particle Swarm Optimization. *Knowledge-Based Systems*.
- Wang, H., Chen, X., Moss, R. H., Stanley, R. J., Stoecker, W. V., Celebi, M. E., . . . Marghoob, A. A. (2010). Watershed segmentation of dermoscopy images using a watershed technique. *Skin Research and Technology*, 16(3), 378-384.
- Wang, H., Moss, R. H., Chen, X., Stanley, R. J., Stoecker, W. V., Celebi, M. E., . . . Rabinovitz, H. S. (2011). Modified watershed technique and post-processing for segmentation of skin lesions in dermoscopy images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 116-120.
- Wighton, P., Lee, T. K., Lui, H., McLean, D. I., ve Atkins, M. S. (2011). Generalizing common tasks in automated skin lesion diagnosis. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(4), 622-629.
- Wu, Q., Merchant, F. A., ve Kenneth, R. (2008). Castleman, Microscope Image Processing: Academic Press, United States of America.
- Xie, F., ve Bovik, A. C. (2013). Automatic segmentation of dermoscopy images using self-generating neural networks seeded by genetic algorithm. *Pattern Recognition*, 46(3), 1012-1019.
- Xu, H., Lu, C., Berendt, R., Jha, N., ve Mandal, M. (2018). Automated analysis and classification of melanocytic tumor on skin whole slide images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 66, 124-134.
- Yuan, X., Situ, N., ve Zouridakis, G. (2008). Automatic segmentation of skin lesion images using evolution strategies. *Biomedical signal processing and control*, 3(3), 220-228.
- Yuan, X., Situ, N., ve Zouridakis, G. (2009). A narrow band graph partitioning method for skin lesion segmentation. *Pattern Recognition*, 42(6), 1017-1028.

EKLER

EK 1. GÖRÜNTÜ BÖLGE BÜYÜME YÖNTEMİ İLE BULANIK KÜMELENMESİ İÇİN MATLAB GUI KODU

EK 1. Görüntü Bölge Büyüme Yöntemi İle Bulanık Kümelenmesi İçin Matlab Gui Kodu

```
function varargout = Hafith(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Hafith_OpeningFcn,
                  ...
                  'gui_OutputFcn',  @Hafith_OutputFcn,
                  ...
                  'gui_LayoutFcn',   [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin veve ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT
function Hafith_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% Choose default command line output for Hafith
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% --- Outputs from this function are returned to the
command line.
function varargout = Hafith_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
```

EK 1' nin devamı

```
% varargin    cell array for returning output args (see
VARARGOUT);

% hObject     handle to figure

% eventdata   reserved - to be defined in a future version
of MATLAB

% handles     structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.

function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)

% hObject     handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see
GUIDATA)

[FileName,PathName] = uigetfile('*','Select the image
file');

TestImage = [PathName,FileName];
image = imread(TestImage);
axes(handles.axes1);
imshow(image);
title('Original image')
img = image(:,:,3);
% img = imresize(img,0.5);
axes(handles.axes2);
imshow(img)
title('gray scaled image')
Path = [PathName(1:end-19),'_lesion\',FileName(1:end-
4),'_lesion.bmp'];
Gr = im2bw(imread(Path));
axes(handles.axes3);
imshow(Gr)
```

EK 1' nin devamı

```
title('GroundTruth')
handles.image = image;
handles.img = img;
handles.Gr = Gr;
guidata(hObject, handles);
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata,
handles)
h = msgbox({'Please Wait!'; 'Proposed Method is
running....'});
    image = handles.image;
    img = handles.img;
    [row,col] = size(img);
    %% ----- Fuzzy c-mean Clustering -----
    img = im2double(img);
    data = reshape(img, [], 1);
    ncluster = 3;
    [center,MF,obj_fcn] = fcm(data,ncluster);
    STD = [];
    for i = 1:ncluster
        imgfi{i} = reshape(MF(i, :, :), row, col);
        STD = [STD std(std(imgfi{i}))];
    end
    [MAX ind] = max(STD);
    Index = ind;
    imgfcm = reshape(MF(Index, :, :), row, col);
    axes(handles.axes4);
    imshow(imgfcm)
    [y, x] = getpts(gcf);
    hold on
    plot(y,x,'pr','Markersize',15,'linewidth',2,'MarkerFaceCo
lor','g')
    %     pause
    hold on
```

EK 1' nin devamı

```
h = msgbox({'Please Wait!'; 'Proposed Method is  
running....'});  
I = im2double(imgfcm);  
  
t = 0.49; % maximum intensity distance  
bw = regiongrowing(I,fix(x),fix(y),t);  
bw = imfill(bw,'hole');  
se = strel('disk',5);  
bw = imdilate(bw,se);  
  
boundaries = bwboundaries(bw);  
thisBoundary = boundaries{1};  
  
axes(handles.axes5);  
  
imshow(image)  
hold on  
plot(thisBoundary(:,2), thisBoundary(:,1), 'g',  
 'LineWidth', 2);  
title('Segmented CancerTumor');  
pause(0.1)  
  
handles.bw = bw;  
guidata(hObject, handles);  
  
% --- Executes on button press in pushbutton6.  
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
  
% hObject      handle to pushbutton6 (see GCBO)  
% eventdata    reserved - to be defined in a future version  
of MATLAB
```

EK 1' nin devamı

```
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

set(handles.text2,'String','');
set(handles.text12,'String','');
set(handles.text13,'String','');
set(handles.text14,'String','');
set(handles.text15,'String','');

axes(handles.axes1);
cla reset
axes(handles.axes2);
cla reset
axes(handles.axes3);
cla reset
axes(handles.axes4);
cla reset
axes(handles.axes5);
cla reset

% --- Executes on button press in pushbutton10.
function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject      handle to pushbutton10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

bw = handles.bw;
Gr = handles.Gr;

u = im2bw(bw);
```

EK 1' nin devamı

```
%% Result
Target_test = double(Gr(:)');
test_Out = double(u(:)');

[Se, Sp, Ppv, Npv, Acc] = performance_measure(test_Out,
Target_test);

Accuracy = Acc;
Sensitivity = Se;
Specificity = Sp;

% axes(handles.axes7);

h = msgbox({'Please Wait!'; 'Confusion Matrix is
calculating...'});
[c,cm,ind,per] = confusion(Target_test,test_Out);

if Sensitivity==0
    Accuracy = 0;
end

set(handles.text2, 'String', {[num2str(Accuracy),' %'] ;
[num2str(Sensitivity),' %'] ; [num2str(Specificity),'
%']})

figure, plotconfusion(Target_test,test_Out)

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.

% --- Executes on button press in pushbutton12.
function pushbutton12_Callback(hObject, eventdata,
handles)
```

EK 1' nin devamı

```
% hObject      handle to pushbutton12 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

bw = handles.bw;
Gr = handles.Gr;
Im = handles.image;
Im = rgb2gray(Im);

u = im2bw(bw);

Area = sum(u(:));
% plotconfusion(Target_test,test_Out)
% h = msgbox({'Please Wait!';'Confusion Matrix is
calculating...'});
Measurements = regionprops(Gr, Im, 'all');
boundaries = bwboundaries(bw);

set(handles.text12, 'String',
num2str(Measurements.Area));
set(handles.text13, 'String',
num2str(length(cell2mat(boundaries))));
set(handles.text14, 'String',
num2str(Measurements.MajorAxisLength));
set(handles.text15, 'String',
num2str(Measurements.Centroid(1)));
```

ÖZGEÇMİŞ

Ad, Soyad : Abdelhafid Ali I. MOHAMED
Doğum Tarihi ve Doğum Yeri : 1978 Benghazi-Libya
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dil : Arapça, Türkçe, İngilizce
E-mail : hafithmathe@yahoo.com



Eğitim

Lise : İlk Eylül 1995.
Lisans : Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi 2000.
Yüksek Lisans : Libya Akademisi 2010.

İş Deneyimi

İş Yeri : Öğretim görevlisi asistanı - Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi – 2010.
İş Yeri : Lisans Projesinin Danışmanı - Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi – 2010.
İş Yeri : Öğretim Asistanı - Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi – 2001.
İş Yeri : Programcı - Kuzey Afrika Bankası, Benghazi-Libya – 2011.
İş Yeri : Bilimsel ve Teknik Ofisi Başkanı İşler - Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi – 2011.
İş Yeri : Müfredat geliştirme Komitesi Üyesi - Bilgisayar Yüksek Enstitüsü Benghazi – 2011.

Yayınlar

- [1] **Abdelhafid Ali I. Mohamed**, Mansur M. Ali, Khalifa Nusrat, Javad Rahebi, Alper Sayiner and Fatma Kandemirli, “Melanoma Skin Cancer Segmentation with Image Region Growing Based on Fuzzy Clustering Mean”, International Journal of Engineering Innovation ve Research, Volume 6, Issue 2, **2017**.
- [2] **Abdelhafid Ali I. Mohamed**, “Melanoma Skin Cancer Segmentation with Image Processing Techniques”, International Conference on Multidisciplinary, Engineering, Science, Education and Technology (IMESET’17 Baku) Hosted by Azerbaijan Technical University July 12-14, **2017**, Baku, Azerbaijan.
- [3] **Abdelhafid Ali I. Mohamed**, Fatma Kandemirli, Javad Rahebi, “Melanoma Skin Cancer Segmentation With Image Processing Teckniques, International Conference On Computation For Science And Technology, (ICCST’2018) Hosted by Antalya, Turkey September 21-26, 2018.
- [4] Khalifa Nusrat, **Abdelhafid Ali I. Mohamed**, Mansur Mohamed Ali, Fatma Kandemirli and Javad Rahebi, “Human Retina Optic Disc Segmentation using Statistical Region Merging”, International Journal of Engineering Innovation ve Research Volume 6, Issue 4, **2017**.
- [5] Mansur Mohamed Ali, Khalifa Nusrat, **Abdelhafid Ali I. Mohamed**, Mohamed Ali Hagal, Hend Hadia Ali Almezogi, Javad Rahebi, Aybaba Hançerlioğullari, “Finger Vein Recognition with Gray Level Co-Occurrence Matrix based on Discreet Wavelet Transform”, International Journal of Computer Science and Telecommunications, Vol. 8, Iss ue 2, April - June **2017**.