

152106

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NEVUS (BEN) İMGELERİNİN KLİNİK TANI AMAÇLI
SINIFLANDIRILMASI

Tezi Hazırlayan
Murat ONAY

Tezi Yöneten
Prof. Dr. Kerim GÜNEY

152106

Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi

Temmuz 2004
KAYSERİ

Bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

19/08/2004.

JÜRİ:

Üye :.....Prof. Dr. Kerim GÜNEY



Üye :.....Prof. Dr. Necmi TAŞPINAR



Üye :.....Yrd. Doç. Dr. Erkan BEŞDOK



ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 24-08-2004 tarih ve 13 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


10 KASIM 2004



Prof. Dr. Nusret AYILDIZ
Enstitü Müdürü
Mühür ve İmza

TEŐEKKŪR

Bu tez çalıŐması sırasında yardımlarını ve manevi desteęini esirgemeyen danıŐman hocam Sayın Prof. Dr. Kerim GŪNEY'e, Prof. Dr. Őzcan AŐŐCIOęLU'na, Yrd. Doç. Dr. M. Emin YŪKSEL'e, Dr. Murat BORLU'ya, Yrd. Doç Dr. Erkan BEŐDOK'a ve kıymetli Aileme teŐekkŪr ederim.



NEVUS(BEN) İMGELERİNİN KLİNİK TANI AMAÇLI SINIFLANDIRILMASI

ÖZET

Malignant Melanoma (MM) son derece öldürücü bir deri kanseridir ve deri kanserlerine bağlı ölümlerin ortalama %75'i MM kaynaklıdır. Erken teşhis edilebilmesi durumunda cerrahi müdahale ile kanserli bölgenin deriden çıkarılıp alınması sonucu hasta kolaylıkla ölümden kurtarılabilirdiğinden, MM'nin tedavisinde erken teşhis hayati önem taşımaktadır.

MM nin teşhisi deri üzerindeki benin (nevus) MM konusunda uzman bir dermatolog tarafından gözle incelenmesi ve benin görsel niteliklerinin dermatoskopik yöntemlerle MM açısından değerlendirilmesi yoluyla yapılır. MM şüphesine yol açacak niteliklerin varlığının tespit edilmesi durumunda ise daha ileri laboratuvar tetkiklerine başvurulur. Lezyonun deri üzerinde yatay olarak yayıldığı erken aşamada teşhis edilen kanserler cerrahi müdahale ile çıkarılabilir. Bu durumda hastanın kurtulma şansı çok yüksektir. Ancak lezyonun derinin alt katmanlarına doğru dikey olarak yayılmaya başladığı ve lezyon derinliğinin 1-1.5' mm yi geçtiği ileri aşama kanserlerde hastanın kurtulma olasılığı ve yaşam süresi hızla düşmektedir. İleri aşama MM vakalarında bilinen kanser tedavi yöntemleri uygulanmakta ise de bunların başarı şansı genellikle düşük olmaktadır.

Son yıllarda beyaz ırkta MM tipi deri kanserine rastlanma olasılığında kayda değer düzenli bir artış görülmektedir. Bu yüzden MM kaynaklı ölümleri ve MM tedavisi için harcanacak giderleri en aza indirmek için MM nin erken teşhisi son derece önem kazanmaktadır. Bu ise geniş halk kitlelerinin uzman dermatologlar tarafından MM açısından taranmasını gerektirmektedir. Bir uzman hekimin bir hastanın vücudunda mevcut onlarca beni incelemesi için harcaması gereken zaman, bu yolla taranması

gereken insan sayısının çokluğu ve MM konusunda uzman dermatolog sayısının azlığı göz önüne alındığında bunun son derece güç olacağı açıktır.

Bu tez çalışmasının amacı, MM yi erken safhada teşhis etmek, teşhis doğruluğunu ve hızını arttırmak, hastaların tüm lezyonlarının MM tehlikesine karşı tetkikini mümkün kılmak, kararlı ve her zaman aynı sonucu verecek bir sistem ortaya koymaktır. Bu doğrultuda bilgisayarlı görme teknikleri kullanılmıştır. Bu teknikler sayesinde bir lezyonun düzensizlik indeksi adı verilen ve MM ile iyi huylu lezyonları birbirinden ayırmak için önemli yere sahip olan indeks hesaplanmıştır. Bu indeksin hesaplanması için kullanılan algoritmalar eş zamanlı kullanılabilir kadar hızlı sonuç vermektedirler. Böylece hastanın tüm lezyon görüntüleri alınarak bilgisayar tarafından değerlendirilebilir ve uzman dermatolog sadece tehlikeli lezyonları inceler. Bu sayede, geniş halk kitlelerinin MM taramasının hızla yapılması sağlanabilir.

Çalışmanın birinci bölümünde, lezyonlar hakkında bilgiler verilmiş, MM ve iyi huylu lezyonların farkları izah edilmiştir.

İkinci bölümde, MM'lerin parametrelendirilmesi için kullanılan metotlar izah edilmiş, bu konuda yapılan çalışmalara değinilmiştir.

Üçüncü bölümde, MM teşhisinde kullanılan algoritma üzerinde durulmuştur.

Dördüncü bölümde, bu tez çalışmasında MM teşhisi için geliştirilen yöntem sunulmuş ve bu yöntemin üstünlüklerinden bahsedilmiştir.

Son bölümde, bu tez çalışmasıyla elde edilen sonuçlar tartışılmış ve bu tez çalışmasına ilave olarak gelecekte neler yapılabileceği hakkında bilgi verilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Malignant Melanoma, Sayısal İmge İşleme, Morfoloji.

MOLE IMAGES CLASSIFICATION FOR CLINICAL DIAGNOSIS

ABSTRACT

Malignant Melanoma (MM) is a highly killer skin cancer and is the cause of 75% of the deaths caused by skin cancers. Early diagnosis of MM is of vital importance because the patient can be saved from death by surgical excision of the cancer lesion from skin if diagnosed at an early stage.

The diagnosis of MM is performed by examination of the nevus on the skin by an expert dermatologist and evaluation of its visual features by dermatoscopic methods. If the presence of visual features that may be attributed to MM is determined, further laboratory tests are initiated. Cancers at an early stage in which the cancer lesion enlarges horizontally on skin surface can be removed from skin by surgical excision. In this case, the survival chance of the patient is very high. But the survival chance and the life period of the patient rapidly decrease for cancers at an advanced stage in which the cancer lesion grows vertically towards the deeper layers of the skin and lesion depth becomes thicker than 1-1.5 mm. Though advanced stage MM patients are treated by conventional cancer treatment procedures, the probability of success is usually very low.

It is observed that the incidence of MM in white race has been increasing steadily in the last years. For this reason, early diagnosis of MM becomes more and more important to reduce the number of deaths caused by MM and to minimize costs for MM treatment. This requires the scanning of large numbers of people by expert dermatologists regarding MM diagnosis. However, it is clear that this is very difficult observing the amount of time that an expert dermatologist will need to examine tens of nevus on the body of a patient, the very large number of people that have to be scanned in this way,

and the insufficiency of the number of dermatologists that have an expertise on MM diagnosis.

In this work, irregularity index of lesions are calculated to diagnose the MM at the early stage. This index is very useful to decide a lesion is MM or benign. By the work a large amount of MM diagnose can generate easily and quickly.

In the first chapter, general knowledge about the MM and the difference between benign and MM lesions are given.

In the second chapter, the methods about parameterization of MM and the literature about the topic are given.

In the third chapter, the algorithm of MM recognition is explained.

In the fourth chapter, the method which is developed in the thesis for MM recognition is explained and advantages of the method are given.

In the last chapter, the conclusions which can be drawn from this study and the works which can be done in the future in addition to the work are discussed

Keywords: Malignant melanoma, Digital image processing, Morphology.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	I
TEŞEKKÜR	II
ÖZET	III
ABSTRACT	V
KISALTMALAR	X
SİMGELER	XI
ŞEKİLLER LİSTESİ	XII

BÖLÜM 1

1. SUNUŞ	1
1.1. Giriş	1
1.2. Melanostik Lezyon	1
1.2.1. İyi Huylu Lezyon (Nevus)	2
1.2.2. Kötü Huylu (Habis) Melanomlar	4
1.3. Halk Sağlığı Programları	6
1.4. Tezin Amacı	6

BÖLÜM 2

2. MELANOSİTİK LEZYONLAR İÇİN PARAMETRELENDİRME	8
2.1. Girişimsel Olmayan Bilgisayar Destekli Teşhis Sistemleri	8
2.1.1. İmge Yakalama	9
2.1.2. İmge İşleme	11
2.1.3. Lezyon Sınıflandırılması	11
2.2. Kenar Şekli Özelliği	11
2.3. Melanositik Lezyonlar İçin Yayınlanmış Kenar Şekli Tanımlayıcıları	12

VIII

2.3.1.	Tek Ölçek Temelli Global Ölçümler	12
2.3.2.	Çok Ölçek Temelli Global Ölçümler	14
2.4.	Bilgisayarlı Görmede Diğer Şekil Özellikleri	16
2.4.1.	Obje Kenarlarının Parametrelendirilmesi	17
2.4.2.	Şekil Açıklayıcıları	18
2.4.2.1.	Fourier Açıklayıcıları	18
2.4.2.2.	Moment Analizi	19
2.4.3.	Objeyi Parçalara Ayırma	21
2.4.3.1.	Skeleton (İskelet) Temelli Teknikler	21
2.4.3.2.	Kenar Temelli Teknikler	22
2.4.4.	Çok Ölçekli Metotlar	24
2.4.4.1.	Wavelet Transform	25
2.4.4.2.	Scale-Space (Uzay Ölçeği) Süzgeci	26

BÖLÜM 3

3.	LEZYONUN TANINMASI İÇİN KULLANILAN ALGORİTMALAR	29
3.1.	ABCD Kuralının Açılımı	29
3.1.1.	Asimetri Skoru	29
3.1.2.	Sınır Skoru	30
3.1.3.	Renk Skoru	30
3.1.4.	Yapı Skoru	30
3.2.	Toplam Dermatoloji Skoru	30

BÖLÜM 4

4.	DÜZENSİZLİK İNDEKSİNİN HESAPLANMASI	32
4.1.	Veri Toplama ve Ön İşleme	32
4.1.1.	Veri Toplama	32
4.1.1.1.	Molemax II Cihazıyla İmgelerin Alınması	33
4.1.2.	Ön İşleme Aşamaları	34
4.1.2.1.	DullRazer (Tıraşlama)	35
4.1.2.2.	Sınıflandırma	40

4.2	Lezyonun İmgeden Çıkarılması	42
4.3	Düzensizlik İndeksi	42

BÖLÜM 5

5. SONUÇ	74
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	84



KISALTMALAR

MM	(Malignant Melanoma)	Malignant Melanoma
UV	(Ultraviolet)	Ültraviyole
BCCA	(B.C. Cancer Agency)	B.C Kanser Ajansı
ELM	(Epiluminescence Microscopy)	Epiluminesens Mikroskopi
CI	(Compactness Index)	Yoğunluk İndeksi
FD	(Fractal Dimension)	Fraktal Boyut
SFD	(Structure Fractal Dimension)	Yapısal Fraktal Boyut
SAT	(Symmetric Axis Transform)	Simetrik Eksen Transformü

SİMGELER

λ	Ölçeklendirme Sabiti
Π	Pi Sayısı
A_k	Harmonik Genlik Açısı
θ_k	Harmonik Faz Açısı
m_{pq}	p ve q'uncu Moment
Ψ_k	Wavelet Temel Fonksiyonu
σ	Standart Sapma
\otimes	Konvolüsyon İşlemi
\bullet	Gri Sıkala Kapatma İşlemi
M	Kıl Maskesi
I	Yoğunluk Değeri
D	Öklid Uzunluğu

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1.	Kanada'da Melanomanın Yıllara Göre Dağılımı.	2
Şekil 1.2.	Derinin Yapısı.	3
Şekil 1.3.	Melanositik Lezyonlar, (a) İyi Huylu Nevus, (b) Malignant Melanoma.	3
Şekil 2.1.	Girişimsel Olmayan Bilgisayar Destekli Teşhis Sistemi Şematik Diyagramı.	8
Şekil 2.2.	İki Polarize Süzgeç Kullanarak Yüzey Altı İmgesinin Elde Edilmesi.	9
Şekil 2.3.	Melanositik Lezyonun Yüzey Altı İmgesi.	10
Şekil 2.4.	Üç Lezyon ve Onların Kenarları. (a) ve (b) Lezyon A ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali, (c) ve (d) Lezyon B ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali, (e) ve (f) Lezyon C ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali	13
Şekil 2.5.	İki Temsili Şekil C1 ve C2 ve İki Lezyon Kenarı L1 ve L2'nin Fraktal Boyut ve Yapısal Fraktal Boyut.	16
Şekil 2.6.	Matematiksel Morfoloji Metodu Kullanılarak SAT'ın Hesaplanması, (a) Yapısal Eleman K Ortadaki Pikseldir, (b) A İkili İmgesi Basit Bir Objeyi Temsil Eder, (c) A İmgesindeki Işınsal Uzaklıklar. Bu Uzaklıklar, Her Pikseli Yok Etmek için K Yapısal Elemanını Kullanarak Yapılması Gereken Erozyon Sayısıdır, (d) A İmgesinin Son Simetrik Kesimidir. Simetrik Kesimler, K ile Tanımlanmış Komşu Noktalarında Daha Büyük Radyal Uzaklığı Bulunmayan Noktalardan İbaredir.	23
Şekil 2.7.	Boyun ve Kol Temelli Noktalarla Gösterilmiş Parça Çizgileri, (a) Boyun Çizgisi, (b) Kol Çizgisi.	24
Şekil 2.8.	Bir Boyutlu Fonksiyon için Scale-Space Filtreleme, (a) Çizilmiş Bir Boyutlu $f(t)$ Fonksiyonu, (b) (a)'nın Scale-Space İmgesi.	27

Şekil 4.1.	Molemax II Cihazı, (a) 10 Kat Büyütme Özelliği Olan El Kamerası, (b) Yerel Çekimler için Kullanılan El Kamerası, (c) Molemax II Ünitesi (d) Bilgisayarlı Molemax II Cihazı Ünitesi.	34
Şekil 4.2.	Kıl İçeren Deri İmgesi.	35
Şekil 4.3.	Genelleştirilmiş Kapatma İşlemi için Yapısal Elemanlar, (a) (6,0)'da Merkezi Bulunan 0° Yapısal Elemanı, (b) (4,4) Noktasında Merkezi Bulunan 45° Yapısal Elemanı, (c) (0,6) Noktasında Merkezi Bulunan 90° Yapısal Elemanı, (d) (4,4) Noktasında Merkezi Bulunan 45° Yapısal Elemanı.	36
Şekil 4.4.	Genelleştirilmiş Kapatma İşlemi Uygulanmış Gürültülü Kıl Maskesi	37
Şekil 4.5.	Şekil 4.4.'den Temizlenmiş Kıl Maskesi.	38
Şekil 4.6.	Yer Değiştirme İşlemi Sonrasındaki Lezyon İmgesi.	39
Şekil 4.7.	Genişletilmiş Kıl Maskesi	39
Şekil 4.8.	(a) İşlenecek İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş ve Gri Sikalaya İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlemiş Lezyon İmgesi	41
Şekil 4.9.	Orijinal İmgeden Çıkarılmış Lezyon İmgeleri, (a) Orijinal İmgeler, (b) Yukarıda Anlatılan Teknikle Çıkarılmış Lezyon Maskeleri, (c) İmgeden Çıkarılmış Lezyon İmgeleri. 4 Grup İçinde Ok İşareti Birer Aşamayı Temsil Etmektedir.	43
Şekil 4.10.	Bölünmüş İmge (A) En Uzak Nokta Referans Alınarak 2 Eksen Yerleştirilmiş İmge (B) Eksenler Referans Alınarak 4 Bölüme Bölünmüş İmge	46
Şekil 4.11.	(a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.	52
Şekil 4.12.	(a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok	

- Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 55
- Şekil 4.13. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 58
- Şekil 4.14. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 61
- Şekil 4.15. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 64
- Şekil 4.16. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 67

Şekil 4.17 (a) Ön İşleme Tabii Tutulacak Kıl İçeren Lezyon İmgesi, (b) Temizlenmiş, İşlenecek Lezyon İmge, (c) Keskinliği Giderilmiş İmge, (d) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (e) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (f) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (g) Kenarları Çıkartılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (h) Lezyon İmgesinden Çıkartılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (i) Çıkartılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (j) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 70

Şekil 4.18 (a) Ön İşleme Tabii Tutulacak Kıl İçeren Lezyon İmgesi, (b) Temizlenmiş, İşlenecek Lezyon İmge, (c) Keskinliği Giderilmiş İmge, (d) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (e) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (f) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (g) Kenarları Çıkartılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (h) Lezyon İmgesinden Çıkartılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (i) Çıkartılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (j) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru. 73

BÖLÜM 1

SUNUŞ

1.1. Giriş

Deri kanserlerinin en öldürücü formu olan Cutaneous Malignant Melanoma (MM) son 10 yılda batı dünyasında hızlı bir artış göstermiştir [1-4]. Kanada'da 30-40 yaş arasındaki insanlar da görülen en yaygın üçüncü kanser çeşididir [5] ve bu oran dünyanın melanoma meyilini gösterir bir örnek olmuştur [6]. Şekil 1.1. bu oranın yıllara göre değişimini göstermektedir. İstatistiklere göre genellikle erişkin dönemde meydana gelir. Ailenin maddi yükümlülüğünün kişiye bağlı olduğu durumlarda hastalığın aile üzerindeki etkisi daha da ağır olmaktadır. Tümörün inceliğine bağlı olan ölüm oranını azaltmak için, tümörün erken safhada teşhisi gerekmektedir. Bu amaçla birçok dermatolog bilgisayar destekli teşhis sistemlerini savunmuşlardır. Bu tür tanısal cihazların geliştirmek için, iyi huylu (ben) ve kötü huylu (malanoma) melanostik lezyonları tanımak gerekir. Bu bölüm bu tanımlamayı yapmaktadır.

1.2. Melanostik Lezyon

Melanostik lezyonlar genel olarak ben olarak bilinen kahverengi pigmentli deri lezyonlarıdır. Melanosit olarak bilinen özelleşmiş hücre yuvalarından oluşmuşlardır. Normal melanositler en üst tabaka olan epidermisin altında izole edilmiş şekilde yalnız yaşarlar [7-9]. Keratinosit adı verilen bazal hücrelerle karışmaları ile, melanositler bazal katmandaki toplam hücre nüfusunun %5'i ile %10'u kadarını kaplarlar. Melanositler etraflarındaki keratinositleri dentrit işlemi sonucu melanin adı verilen kahverengi renk maddesine çevirirler. Keratinositlerin derinin yüzeyine doğru hareketi gibi, melanin de epidermisin üst katmanlarına doğru hareket eder [10, 11]. Melanin 250 nm ile 1200 nm arasındaki spektrumda soğurma yapar [12-14]. Işın soğurması tüm spektrum boyunca lineer değildir. En büyük tehlike düşük dalga boyları, özellikle UV dalga boyundadır.

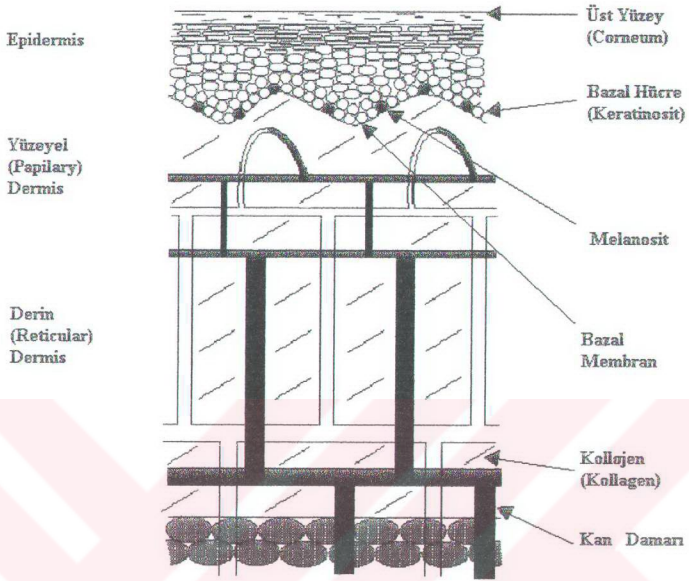


Şekil 1.1. Kanada'da Melanomanın Yıllara Göre Dağılımı.

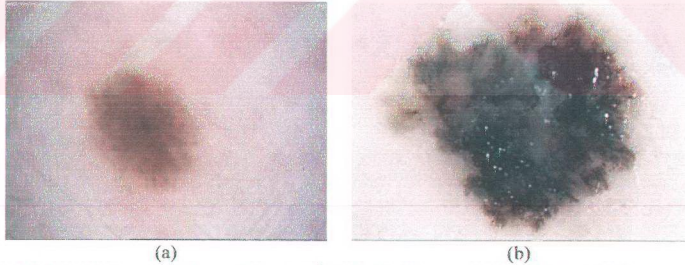
En düşük ışın soğurması 1200 nm dalga boyu civarında olur. Melanositler güneş ışığına maruz kaldıklarında melanin, radyasyon enerjisi soğurur ve renk olarak koyulaşır [7, 8]. Uzun süreli radyasyon, melanositlerin sayısını ve melanin üretimini artırır. Bu sayede melanositler vücudu zararlı UV radyasyonundan korur. Bir grup melanosit bir araya geldiğinde ve bir lezyon oluşturduklarında, yüksek melanin konsantrasyonuna bağlı olan kahverengi pigmentli bir leke görünür. Bu melanosit lezyonlar iyi huylu ya da kötü huylu hücrelerden oluşmuş olabilir [15]. Şekil 1.2. derinin yapısını göstermektedir.

1.2.1. İyi Huylu Lezyon (Nevus)

Pigmentli deri lezyonu yada pigmentli nevus olarak bilinen iyi huylu melanosit lezyonlar genel olarak düzenli dış hatlı ve tek düze renkli dairesel yada oval şekle sahiptirler. Lezyon bazen kabarmabilir [16]. Şekil 1.3.'de tipik olarak iyi huylu ve MM nevuslar gösterilmektedir. İyi huylu lezyonlar için junctional nevustan, compound nevusa veya introdermal nevusa doğru olan gelişme süreci, farklı yaş gruplarında nevusların sayısı sayılarak ve bazı nevus numunelerinin mikroskop altında incelenmesi



Şekil 1.2. Derinin Yapısı.



Şekil 1.3. Melanositik Lezyonlar, (a) İyi Huylu Nevus, (b) Malignant Melanoma.

ile açığa çıkartılabilir. Bebeklerin % 1 kadarı doğum öncesi nevuslarla doğarlar [15, 17, 18].

Kazanılmış nevuslar çoğunlukla çocukluğun ilk dönemlerinde görünürler. Bunların bir çoğu dermoepidermal birleşim yerlerindeki, küçük melanosit yuvaları olan junctional nevuslardır. Ortalama hesapla nevus sayısı gençlik ve erişkinlik döneminde hızla 15 ila 40'a kadar çıkar. Artış miktarı, korunmamış durumlarda güneş ışığına maruz kalma

miktarına bağlıdır [19, 20]. Genç yaş grubunda çoğunlukla yaygın olan nevus çeşidi compound nevustur. Bu nevus, genişlemiş ve kabarık dermisin altına doğru ilerlemiş lezyon parçası ve dermoepidermal birleşim yerinde lezyon parçasına sahiptir. Erişkinlik sonrasında nevus sayısı azalmakta ve pigmentli nevuslar 80 yaş sonrasında neredeyse tamamen yok olmaktadır. Bu olay compound nevusun intradermal nevusa dönüşümü ile açıklanır. Compound nevus dermoepidermal birleşim noktasından ayrılarak tamamen dermise iner. İntradermal nevus genel olarak çok az pigmentlidir. Çünkü melanositler dermiste çok az hücre bölünmesine uğrarlar. Zamanla Melanositlerin sayısı yıpranmadan dolayı azalır [15].

1.2.2. Kötü Huyulu (Habis) Melanomlar

Kötü huyulu melanomlar (MM) genellikle çok renkli, bulanık ve genişlemiş lezyonlar olarak tanımlanırlar. Ayrıca kenarları asimetrik ve düzensiz olmaya meyillidir [15, 21]. Şekil 1.3.b.'de bir MM görülmektedir. Kötü huyulu lezyonların oluşumu genellikle melanositlerin UV radyasyonu ile bozulmasıyla başlar [1, 21-23]. Zarar gören hücreler normal görünen derideki yalnız melanositler olabileceği gibi pigmentli lezyondaki melanosit topluluğundan da olabilirler. Zarar görmüş melanositler genellikle vücudun bağışıklık sistemi tarafından imha edilirler. Sadece tüm vücut savunma kontrolleri bypass olduğunda kötü huyulu hücreler ölmez ve sürekli çoğalarak kansere dönüşebilirler [24-26].

Başlangıçta zarar görmüş melanositler, normal görünümü az mutasyona uğramış hücreler oluştururlar. Lezyonun bu dönemde tanınması oldukça güçtür. Ancak, mikroskop altında incelenmeleri ile normal görünen ve aşırı şekilde bölünen hücreler fark edilebilir. Bir süre sonra, eğer genetik düzensizlik artarsa, bazı yeni hücreler anormal şekiller ve uyumsuzluklar gösterirler. Klinik olarak bu lezyonlar atipik lezyon olarak adlandırılır. Renk değişimi ve düzensiz şekil, genetik düzensizliğin arttığını gösterir. Lezyon çapı 6 mm 'yi geçebilir. Atipik nevuslar melanomların göstergeleri olmalarına rağmen, bunların bir çoğu klinik olarak kararlıdır ve melanomlara dönüşmezler [17]. Bununla beraber daha fazla gen mutasyonu bazı atipik nevuslar yavaş yavaş daha fazla anormal hücreleri olan melanomlara dönüşürler. Bu evrede tamamı epidermiste olan lezyon in-situ (erken safhadaki kanser çeşidi) kanser olarak adlandırılırlar. Atipik nevusla in-situ melanom arasındaki klinik ayrım çok azdır. İn-situ

melanom düz ve ince bir lezyondur. Lezyon bir yatay büyüme periyoduna girebilir [15, 22]. Atipik melanositlerin değişken büyüme hızından dolayı, in-situ lezyon önemli derecede asimetrik şekil sergileyebilir. Bir çıkıntı genellikle melanositlerin alt gruplarında hızlı bir artışı gösterir. Ayrıca melaninin düzensiz dağılımı kahverengi veya kırmızı-kahverengi çeşitli gölgelere sebep olabilir [17]. İn-situ melanom, ön safhadaki bir kanserdir, süresiz olarak kalabilir ve ilerleme göstermeyebilir.

Kötü huylu hücreler kan ve damar yoluyla diğer vücut organlarına yayılabilir ve orada koloniler kurabilirler. Epiderminin alt katmanlarına bir kez geçmesi ile kanserli lezyon saldırgan bir büyüme safhasına geçer. Lezyon yüzeysel dermise ve cildin ikinci alt katmanına saldırır [15, 22]. Malignant hücreler kan damarları ve kan yoluyla karaciğer ve beyin gibi vücudun diğer hayati organlarına yayılabilirler [27]. Bazen vücudun bağışıklık sistemi derideki kanserli hücreleri yok etmek için saldırır. Lezyon bu durumda çentikli bir yapı gösterir buna regresyon (gerileme) denir [15, 21, 22, 28].

Hastaları sınıflandırmak ve hastalık tanıma rehberliği yapmak amacıyla birçok değerlendirme sistemleri geliştirilmiştir [17, 21, 22]. Bölgesel melanomları en iyi erken safhada tanıma faktörü lezyonun kalınlığıdır. Lezyon kalınlaştıkça, hastanın hayatta kalma olasılığı azalır. Tablo 1.1. B.C. Kanser Ajansı (BCCA) tarafından yayınlanan on yıllık hayatta kalma oranını ve lezyon kalınlığını gösterir. 1 mm'den daha ince olan ilk lezyon hastalığın yayılma riski açısından en düşük riske sahip lezyondur. Bununla birlikte 1 mm'den daha kalın olan lezyonların ilaçla tedavi edilmesi gerekmektedir. Kalınlığı artan her safhadaki melanomlar için esas tedavi cerrahi olarak lezyonun alınmasıdır. Bölgesel lenf boğumlarına sahip diğer metastazlar için diğer tedavi yöntemleri parçalama, radyasyon ve kemoterapidir [17, 21, 22].

Tablo 1.1. Melanoma Kalınlığı ve 10 Yıllık Hayatta Kalma Oranı (BC Kanser Ajansı 1999).

Lezyon kalınlığı	Hayatta kalma oranı (%)
< 1.0 mm	90
1.0 – 1.49 mm	78
1.50 – 4.00 mm	65
> 4.00 mm	40

1.3. Halk Sağlığı Programları

Melanomları erken safhada teşhis etmek için birçok ülkede halk eğitimleri ve tarama çalışmaları yapılmıştır [29-32]. Yüksek risk gruplarındaki insanlar için kişisel araştırma programları yürütülmektedir [33]. Bu kişisel araştırma metodlarının en iyi bilinen ikisi, ABCD skorlaması [34, 35] ve 7 nokta testidir [35, 36]. ABCD skorlaması Amerikan Kanser Derneği tarafından geliştirilmiştir. ABCD kriteri hafızada tutulan özellikler yardımıyla melanomların klinik özelliklerini tanımlar. Hafızada tutulan bu özellikler; A (asimetri), B (kenar düzensizliği), C (renklilik) ve D (çap)'dir. Öte yandan Glasgow'dan bazı dermatolojistler [35, 36] semptomların ilerlemesini vurgulayan 7 nokta testini savunmuşlardır. 7 nokta testi bir kontrol listesidir. Bu liste 3 temel özellik (büyüklik değişimi, şekil ve renk) ve dört yan özellikten (iltihaplanma, kanama noktaları, algı değişimi ve çap) oluşur. Kontroller sırasında 7 nokta testinin 3 temel özelliğinden birisi tespit edildiğinde, profesyonel dermatolojistlere acil yardım için başvurulur. 4 yan özellikten birisinin tespit edilmesi durumunda hasta takibe alınır.

Doktorun iş yükünü azaltmak ve teşhis doğruluğunu artırmak için girişimsel olmayan teşhis cihazları geliştirilmektedir. Girişimsel olmayan teşhis cihazları lezyon ilerlemesini izleme [37- 40], yüksek frekanslı ultrason tarama [41- 43] ve bilgisayar destekli teşhis [18, 44- 46, 57, 48- 50] gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadırlar. Özellikle bilgisayar destekli teşhis yöntemleri, karakteristik olarak melanomları nevuslardan ayırmak amacıyla kullanıma oldukça uygundur.

1.4. Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında hastadan alınan lezyon görüntüsünün, MM açısından tehlikesini araştırmak amaçlanmaktadır. Bu amaçla, lezyon görüntüleri işlenerek düzensizlik indeksi hesaplanmıştır. Bu indeks, lezyonun MM olma olasılığı açısından doktora yol gösteren ve uyaran bir ölçüttür. Bu indeksin, 0 çıkması durumunda lezyon iyi huyludur ve uzman dermatologun tetkikine gerek yoktur, 1 çıkması durumunda lezyon şüphelidir ve takip edilmelidir, 2 çıkması durumunda ise lezyonun MM olma olasılığı yüksektir ve uzman dermatolog tarafından mutlak suretle tetkik edilmesinin gerekir yorumları yapılır. Bu amaçla, birçok dermatolog bilgisayar destekli teşhis sistemlerinin gelişimini

savunmuşlardır. Bu tür tanısal cihazların gelişimi için ilk olarak iyi huylu (ben) ve kötü huylu (malanoma) melanostik lezyonları tanımak gerekir.

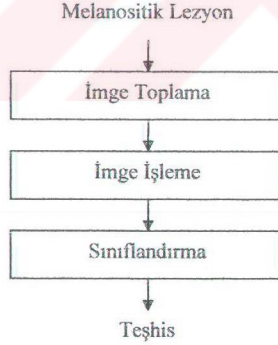


BÖLÜM 2

MELANOSİTİK LEZYONLAR İÇİN PARAMETRELENDİRME

2.1. Girişimsel Olmayan Bilgisayar Destekli Teşhis Sistemleri

Bir girişimsel olmayan teşhis sistemi tipik olarak birçok bileşenden oluşur. Bunlar; imge yakalama, imge işleme ve bilgi veritabanı kullanılarak bilgi sınıflandırılmasıdır. Şekil 2.1. bu yapıyı gösterir. Canlı dokudan, kamera yada tarama yoluyla alınmış melanositik lezyon imgesi, imge işleme bileşeni ile değerlendirilir. Bu değerlendirme ile lezyonun şekil skoru denen karakteristik özellikleri tanımlanır. İmgenin, tıbbi bilgi veritabanı ile beslenen bir sınıflandırıcıya verilmesiyle iyi huylumu yoksa kötü huylumu olduğuna dair bir fikir veren bilgisayarlı teşhis sistemi oluşturulabilir.

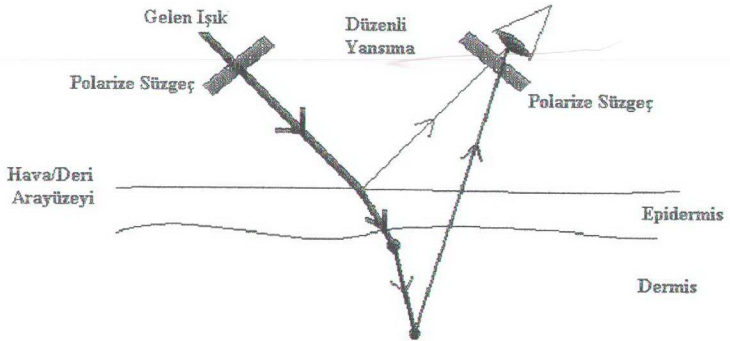


Şekil 2.1. Girişimsel Olmayan Bilgisayar Destekli Teşhis Sistemi Şematik Diyagramı.

2.1.1. İmge Yakalama

Normalde dermoepidermal birleşimlerdeki alt yüzey yapılar ve yüzeysel dermis, çıplak gözle yada mikroskoplarla hava-deri ara yüzündeki düzenli yansımadan dolayı incelenemez [12, 13, 51]. Bu yüzden kamera yada mikroskopla melanositik lezyonların yüzey imgeleri alınır. Bu imgeler lezyonların 4 kliniksel özelliğini gösterir. Asimetri, kenar düzensizliği, renklilik ve çap olarak sıralanan bu özellikler ABCD skorlamasıyla değerlendirilebilir.

Canlı dokulardaki yüzey altı özellikleri incelemek için özel bir prosedür yada bazı özel ekipmanlar gereklidir. Alt yüzey imgelerini almak için iki yaygın teknik vardır. Bunlardan birincisi, epiluminescence mikroskopi (ELM) olarak bilinir. ELM, dermatoskop yada binoküler stereo mikroskop [51-54] ile lezyon incelenmeden önce üzerine bir damla yağ damlatılarak uygulanır. Yağ epidermisin cornium tabakası ile hava arasındaki kırılma oranı uyumsuzluğunu indirgeyerek epidermisi şeffaf hale getirir [51]. Sonra mercekle lamı yağ üzerine yerleştirilir ve lezyondaki ara yüzey özellikleri, büyütücü cihazla on kat ve kırk kat arasında büyütülerek incelenir. Bununla birlikte, otomatik analiz prosedürlerinin düzgün çalışmasını engelleyebilecek hava kabarcıkları lamın altında kalarak yok olurlar. Ara yüz özelliklerini elde etmede kullanılan yeni teknikte iki kutuplanmış süzgeç kullanılmıştır [55-57]. Şekil 2.2.'den de görüldüğü gibi bunlardan biri ışık kaynağına ve diğeri ise görüntüleme cihazına bağlıdır. Işık kaynağına bağlı olan süzgeç aynı faz açısına sahip ışık ışınlarının deriye yönlendirilmesini sağlar.



Şekil 2.2. İki Polarize Süzgeç Kullanarak Yüzey Altı İmgesinin Elde Edilmesi.

Kutuplanmış ışık deriye ulaştığında, ışığın bir kısmı hava–deri arasında kalan yüzey tarafından yansıtılır ve geri kalan ışık deriden içeriye girer. Gelen ışıkla aynı faz açısına sahip yansıtılan kısım düzenli yansıma olarak adlandırılır. Deriden içeriye nüfuz eden kısım epidermis ve dermis tarafından daha uzaklara dağıtılır ve gelişi güzel faz açılarıyla dağınık halde yansıtılırlar.

Son olarak, dağınık ışık dermisdeki beyaz kollajen fiberler ile derinin dışına yansıtılır [12, 58]. Düzenli yansımanın ve içeri işleyen dağınık kısmın geri dönen ışığı görüntüleme cihazına ulaşmadan önce, geri dönen ışığı kesin faz açılarıyla belirleyen ikinci kutuplanmış süzgeç, geri dönen ışığı süzgeçler. Görüntüleme cihazı süzgecinin faz açısı kaynak süzgecin faz açısıyla aynı ayarlandığında, deri yüzeyinden yansıyan düzenli yansımanın yakalanmasıyla ara yüzey imgesi elde edilir. Görüntüleme cihazının süzgeci düzenli yansımaya tamamen engel olmak için dikey olarak kaynak süzgecine ayarlanır.

Yağ/cam lamı ve kutuplanmış süzgeçler tekniklerinin her ikisi de benzer ve karşılaştırılabilir imgeler üretirler [56, 57]. Ara yüzey imgelerinde ABCD özelliklerinin dışında dermoepidermal birleşimlerdeki ara yüzey yapıları ve yüzeyel dermiste görülür. Pigment ağındaki en önemli ara yüzey yapıları; kahverengi globüller, siyah noktalar, ışınsal yayılma ve yalancı ayaklardır [51, 52, 54, 59]. Şekil 2.3.'de bir melanositik lezyonun yüzey altı imgesi görülmektedir.



Şekil 2.3. Melanositik Lezyonun Yüzey Altı İmgesi.

Pigment ağı lezyonun dağınık kahverengi arka planının üzerindeki kahverengi çizgi ağıdır. Bu kahverengi çizgiler papiler dermisin rete ridges [60] olarak adlandırılan dikey kenarları boyunca biriken melaninden kaynaklanır. Kahverengi globüller yüzeysel dermisin etrafındaki melanositik kümelerdir ve siyah noktalar epidermisin içindeki melanin parçalarıdır. Işınsal yayılma ve yalancı ayaklar melonamalarla ilgilidir. Bununla beraber alt yüzey yapılarının yorumlanması zor ve sübjektiftir. Sadece alt yüzey imgelerini tanımlama teknikleriyle eğitilmiş dermatolojistler teşhis doğruluğunu arttırmak için alt yüzey özelliklerinden yararlanabilirler. Eğitilmemiş dermatolojistler teşhis doğruluğu sağlamada zorluk çekerler.

2.1.2. İmge İşleme

Deneysel bilgisayar destekli teşhis sistemi, yüzeysel imge tarama [61-63] yada alt yüzey imge tarama [56, 57] ile elde edilmiş lezyon imgelerinden yüzey özelliği çıkartma ve işlemedir (ABCD kriteri). Yüzeysel imgeleri işleyen imge işleme sistemleri konusunda çalışmalar olmasına rağmen, alt yüzey imgelerinden şekil özelliği çıkartma konusunda çok az çalışma yapılmıştır. Alt yüzey imgeleri, çoğunlukla sübjektif olarak değerlendirilmiş ve bir sınıflandırıcıya manuel olarak girilmiştir.

2.1.3. Lezyon Sınıflandırılması

Birçok iyi hazırlanmış teoriler üzerine sınıflandırma metotları incelenmiştir. Popüler yapay sinir ağlarında [16], insanların sinir sistemleri taklit edilmiştir. Bu yapay sinir ağları genellikle kara kutular olarak ele alınmış ve sınıflandırma kuralları giriş özellikleriyle yorumlanmamaktadır. Yapay zeka tabanlı uzman sistemleri [64-66], istatistik tabanlı metotlar [56, 62, 67] ve başlıca bileşen dönüşüm metotları [68] gibi diğer sınıflandırma teknikleri de incelenmiştir. Teorik olarak, bu metotlar için sınıflandırma sonuçları giriş özellikleri açısından yorumlanabilir, ancak özellikle giriş özellikleri kümesi genişledikçe çoğunlukla bu yorumlama oldukça zor olur.

2.2. Kenar Şekli Özelliği

Çok miktarda tıbbi bilgi biriktirildiğinde bilgisayar destekli sınıflandırma örnekleri umut verici hale gelecektir. Bununla birlikte, nevi ve melonamalar arasında iyi ayırmayı sağlayacak özellikler kümesini seçmek, sistemi başarılı kılacak kritik faktörlerden birisidir. En iyi bilinen iki kliniksel tanı metotlarına (ABCD kritiği ve yedi-nokta

kontrol listesi) göre, lezyonun kenar şekli önemli özelliklerden birisidir. Özellikle kenar boyunca düzensizlikler (girintiler ve çıkıntılar) genellikle lezyonun genetik kararsızlığını yansıtır.

Kenar şekli dikkatlice incelendiğinde, doku ve yapı düzensizlikleri olmak üzere iki tip düzensizlik dikkat çeker [69]. Yapı düzensizlikleri çevrenin genel dalgalanmalarıken, doku düzensizlikleri ise lezyon kenarı boyunca çeşitli değişimleridir. Şekil 2.4. her iki düzensizliğe de örnekler gösterilmiştir. Lezyon A çukur ve çıkıntı yapıları sahip değildir fakat pek çok doku düzensizlikleri vardır. Lezyon C kenarın altında önemli çıkıntı ve çukur yapılarına sahipken, Lezyon B kenarın üst tarafında çıkıntı yapısı gösterir fakat diğer iki kenardan daha az doku düzensizliğine sahiptir. Doku düzensizliklerini ölçme ve tanımadaki başarı, görüntüleme cihazının donanımı yada yazılımının gürlütüsüne bağlıdır. Diğer taraftan yapısal düzensizlik melanomanın kararsız melanositik büyüme deseni veya gerilemesi anlamına gelirken, dokusal düzensizlikten daha çok melanoma ile korelasyona sahip olduğu anlaşılmıştır [69]. Bu yüzden, bilgisayar destekli teşhis sisteminin başarısı tamamen melanomanın kenar şeklinin özellikle de yapı düzensizliklerinin değerlendirilmesine bağlıdır.

2.3. Melanositik Lezyonlar İçin Yayınlanmış Kenar Şekli Tanımlayıcıları

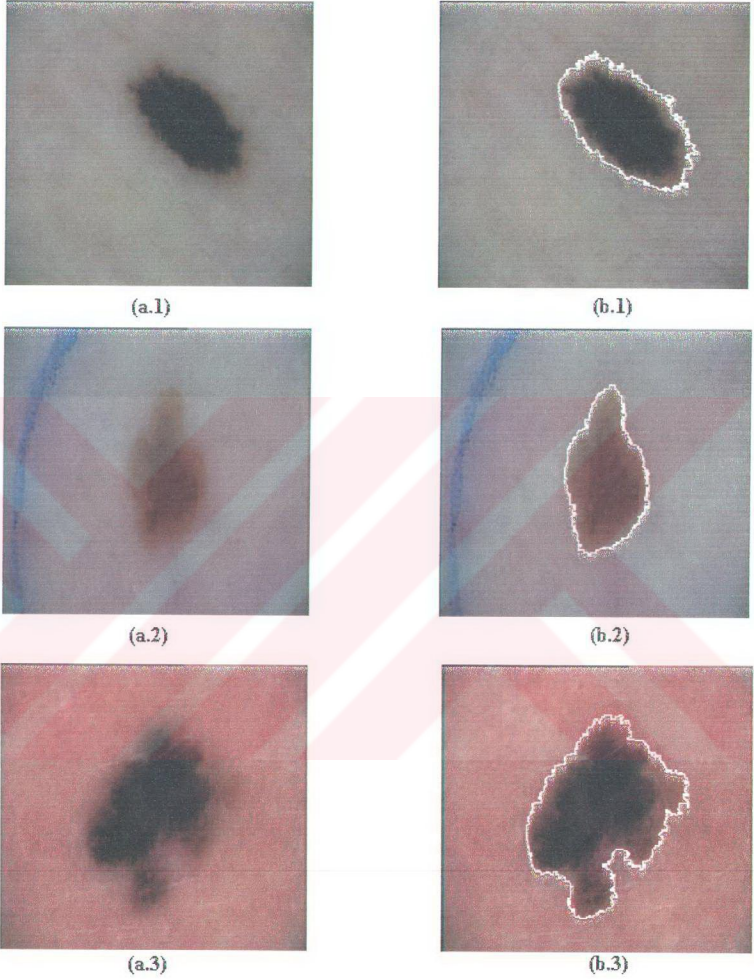
Lezyon kenar düzensizliklerinin melanositlerin genetik kararlılığıyla güçlü bir ilişkisi olmasından dolayı, tüm bilgisayar destekli teşhis sistemleri kenar şeklini hesaplamaya yöneliktir. Bununla beraber incelenmiş birçok metot olmasına rağmen ölçüm için standart bir algoritma yoktur.

2.3.1. Tek Ölçek Temelli Global Ölçümler

En popüler ölçümlerden bir tanesi yoğunluk indeksidir (CI). Bu ölçüm iki boyutlu objelerin yuvarlaklığını tespit eder [50, 63, 68, 70, 71]. En kompakt 2 boyutlu objeler dairedir ve en düşük indeks olan 1 indeksine sahiptir. 2 boyutlu diğer objelerin indeksleri 1'den daha büyüktür. Yoğunluk indeksi CI aşağıdaki şekilde hesaplanır

$$CI = P^2 / 4\pi A \quad (2.1)$$

burada P objenin çevresi, A ise objenin alanıdır. CI'nin popülerliği onun hesaplama kolaylığına dayanır. Bununla beraber bu hesaplamanın iki dezavantajı vardır. Bunlardan birincisi kenar boyunca gürlütüye duyarlılıktır. Özellikle (2.1) denklemindeki



Şekil 2.4. Üç Lezyon ve Onların Kenarları. (a) ve (b) Lezyon A ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali, (c) ve (d) Lezyon B ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali, (e) ve (f) Lezyon C ve Onun Kenarları İşaretlenmiş Hali

çevrenin karesinin kullanılması gürültünün etkisini artırır. İkincisi ve daha önemli dezavantaj CI'nın yapı düzensizliğini tespit edememesidir. Farklı şekillere sahip objeler aynı indeksi alabilirler. Guthowicz-Krusin ve arkadaşları [67], 2 boyutlu objelerin kenar şekilleri hakkında bilgi veren özelliklerini kullanmışlardır. Düzensiz şeklindeki bir lezyon için, kitle merkezi ve kenar arasındaki uzaklık olan ışnsal uzaklıkta geniş bir varyans vardır. Bundan dolayı Guthowicz-Krusin ve arkadaşları, ışnsal uzaklıktaki dağılımın varyansını analiz ederek kenar düzensizliğini hesaplamışlardır. Kitle merkezinin yeri, lezyon kenarları boyunca düzensizlikten çok etkilenir. Bu sebepten dolayı kenar düzensizliği hesabı kararsızlık gösterir. Kenardaki küçük bir değişim kitle merkezinin yerini değiştirerek ışnsal uzaklık dağılımını tamamen değiştirebilir.

Bono ve arkadaşları [72], lezyonun çevre ve dışbükey uzunluk oranını hesaplayarak kenar boyunca çıkıntının uzunluğunu hesaplamaya çalışmışlardır. Fakat bu ölçüm klinik bir özellik olan lezyon kenar çukurlarını hesaba katmamıştır.

Andressi ve arkadaşları [61], kenar şeklini algılamak için biçim ve yuvarlaklık faktörü olmak üzere iki indeks kullanmaya karar vermişlerdir. Biçim faktörü CI'nın değişimidir ve normalize edilmiş çevre boyunca lezyon alanı oranını tanımlar. Bu hesap da CI ile aynı dezavantajlara sahiptir. Her iki hesaplamada yapısal düzensizliği bulamazlar. Yuvarlaklık faktörü, lezyonun kitle merkezinde ve lezyonla aynı alana sahip çember merkezi ile lezyon arasındaki farklılığı tanımlar. Bununla birlikte, yuvarlık faktörü, kitle merkezinin yerine bağlılıktan dolayı hesaplanan sonuç, Guthowicz-Krusin ve arkadaşlarının metotlarındaki [67] gibi kararsızdır.

2.3.2. Çok Ölçek Temelli Global Ölçümler

Scidenari ve arkadaşları [56, 57] tek ölçekli metodu geliştirerek fraktallık faktörü denilen iki ölçekli indekse sahip bir metot geliştirmişlerdir. Fraktallık faktörü (FD) normalleştirilmiş farklı iki ölçüyle hesaplanmış iki kenar uzunluğu ile tanımlanmıştır. Bununla beraber ölçeklendirme detayları gibi uygulama detayları açıklanmamıştır. Bu yüzden metot geliştirilememiş ve yorumlanamamıştır.

FD güzel bir çok ölçekli metottur. FD eğri kenarlarını düzelteren insan sezgisine dayalı bir metottur [73]. Fikir Mandelbrot'un gözlemine dayanmıştır. Bu gözlem, insan yapımı ve doğal objeleri, farklı ölçeklerdeki cetvellerle hesaplandığında elde edilen sonuçların

çelişkili olduğunu göstermiştir [74]. İnsan yapımı objelerde hesaplanan uzunluk olan L , r değişkeninin değerinin azalması ile gerçek değerine yakınsar. L şöyle hesaplanır

$$L = N(r)r \quad (2.2)$$

burada r ölçek büyüklüğüdür ve $N(r)$ kenarı çevirmek için ihtiyaç duyulan r büyüklüğündeki ölçeklerin sayısıdır. Bununla birlikte, doğal objeler için, r büyüklüğü azalırken, kendi içinde benzerlik gösteren kenar uzunluğu L artar. Bu L ve r arasındaki şaşırtıcı zıtlık, r büyüklük cetvelinden küçük olan girinti ve çıkıntılar göz ardı edilmesinden kaynaklanır. Bu girinti ve çıkıntılar, r büyüklük cetveli küçüldüğünde göz önüne alınırlar. Mandelbrot $N(r)$ ve r arasındaki ters orantıyı şöyle formüle etmiştir:

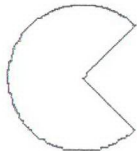
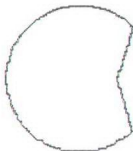


$$N(r) = \lambda r^{-D} \quad (2.3)$$

burada A ölçeklendirme sabiti ve D ise FD olarak bilinen kıyı karakteristigidir. D 'nin değeri objenin Euclid boyutundan büyük veya eşit olan bir kesirli sayıdır. Örnek olarak düz bir çizgi ve bir açık daire 1 FD değerine sahiptir. FD eğrinin pürüzsüzlüğü azaldıkça monoton olarak artar ve ikiye yaklaşır. FD lezyon kenarlarındaki düzensizliği hesaplamak için kullanılmıştır [35, 47, 69, 75, 76]. FD doğal obje dokularını analiz etmek için de kullanılmıştır [77].

FD kenar pürüzsüzlüğünü hesaplamak için tasarlanmış olmasına rağmen, yapısal özellikleri fark edemez ve bu nedenle lezyonun yapısal düzensizliğini ölçmek için uygun değildir. Örneğin düz bir çizginin ve açık bir çemberin FD değerleri birbirinin aynıdır. Yani FD sabit eğriliğe sahip pürüzsüz eğriler için duyarsızdır. Bu problem iki hayali kenar ve iki lezyon kenarlarıyla Şekil 2.5.'de gösterilmiştir. C1 şeklinin C2 şeklinden daha çok girintisi vardır ancak aynı FD değerini almışlardır. Ayrıca L2 lezyonunun alt kısmında önemli bir girinti ve çıkıntı olmasına rağmen L1'in FD değerleri L2'ninkinden çok az daha büyüktür. Problem L1'in L2'den daha fazla doku düzensizliğine sahip olmasından kaynaklanır. Bu dört ayrı şekilde hesaplanmanın, FD'nin yapısal özellikleri bulmak için yetersiz olduğu görülmüştür.

Temel yapısal özellikleri yakalayabilmek için, Claridge ve arkadaşları [69], yapısal fraktal boyut (SFD) denilen bir ölçüm sistemi tasarlamışlardır. FD, (2.3) denklemi temel alınarak hesaplanmıştır, ancak hesaplamaya sadece daha önceden tanımlanmış bir eşik değerinin

üzerindeki ölççekler tabi tutulmuştur. SFD'nin temel zorluğu tüm lezyonlar için uygun bir eşik ölçek uzunluğuna karar verilmemesidir. Sonuç olarak Şekil 2.5.'de gösterildiği gibi SFD, tüm yapısal düzensizlikleri yakalayamamıştır.

Temsili Şekiller		
	C1	C2
Fraktal Boyut	1.02	1.02
Yapısal Fraktal Boyut	1.19	1.18
Lezyon Kenarı		
	L1	L2
Fraktal Boyut	1.16	1.12
Yapısal Fraktal Boyut	1.28	1.21

Şekil 2.5. İki Temsili Şekil C1 ve C2 ve İki Lezyon Kenarı L1 ve L2'nin Fraktal Boyut ve Yapısal Fraktal Boyut.

Bölüm 2.3.1 ve 2.3.2'de tanımlanmış hiçbir metod melanositik lezyonların kenar düzensizliğini yakalamak için uygun bir kavram yakalayamamışlardır. Özellikle de, yapısal düzensizliği seçmede tamamının problemleri vardır.

2.4. Bilgisayarlı Görmeye Diğer Şekil Özellikleri

Bilgisayarlı görme için şekil analizi her zaman aktif bir araştırma sahası olmuştur. Bu algoritmalarla çalışmak melanositik lezyonların kenar şekillerini ölçmek için yeni bir metod tasarlama gerekliliğine sebep olmuştur. Bu kısımda bilgisayarlı görme şekil algoritmaları açıklanmıştır.

Şekil analiz programları şekil özellikleri ve analiz tekniklerine uygun olarak birçok farklı yönde sınıflandırılabilir. En yaygın sınıflandırma şeması, programları giriş tiplerine göre ayırır [78-80]. Sadece şeklin sınırları kullanıldığı programa dış hat temelli program denir. Eğer objenin iç kısımları da inceleniyorsa algoritma yapısal temelli olarak adlandırılır.

Sınıflandırma objenin iç şeklini gösteren temele göre de yapılabilir [79]. Scaler dönüşüm tekniği şekil tanımlayıcıları adı verilen sayısal skaler ve vektörlerle nicel olarak objenin şeklini tanımlar. Sayısal skaler vektörler genellikle sonradan yapay sinir ağları yada istatistiksel tekniklerle analiz edilmiştir. Bir uzay domeni tekniği skaler olmayan ve grafiksel bir gösterim sağlar.

Şekil analiz programları farklı yollarla da parçalara ayrılabilirler. Bunlar global özellikler, lokal özellikler, tek ölçeklendirme ve çok ölçeklendirme vs.'dir [80-82]. Global özellik temelli algoritmalar basittir. Ancak giriş şeklindeki küçük değişimlere karşı kararlı değildirler ve oldukça farklı analiz sonuçları üretmişlerdir [78, 83]. Lokal bilgilerin programa dahil edilmesiyle komplekslik artırılırken, bu istikrarsızlık giderilmiştir. Buna ek olarak lokal bilgiler analizi kolaylaştırmışlardır. Benzer karşılaştırmalar tek ölçekli ve çok ölçekli algoritmalar içinde yapılabilir. Çok ölçekli programların gerçekleştirilmesi zordur ancak tek ölçekli programlardan daha çok bilgi çıkartılabilir.

2.4.1. Obje Kenarlarının Parametrelendirilmesi

Bir obje kenarları analiz edildiğinde, parametrelendirme denilen teknik kullanılarak iki boyutlu obje bir boyutlu hale getirilebilir. Parametrelendirme metodunu uygulamak için birçok yol vardır. Guthowicz-Krusin ve arkadaşlarının [67] kullandığı yarıçap fonksiyonu bunlara bir örnektir. Eşit açı aralıklarıyla alınmış bir dizi yarıçap vektörü objenin kütle merkezinden kenarlarına doğru uzatılmıştır. Bu yarıçap vektörü $r(\theta)$ dediğimiz yarıçap fonksiyonunu oluşturur. Burada θ düzenli örnekleme açısidir. Radyal fonksiyonun hesaplanması kolay olmasına rağmen, kararlı olmayabilmektedir.

Parametrelendirme tekniğini uygulamanın bir başka yoluysa kenar fonksiyonunu, aşağıdaki şekilde, x ve y olarak iki fonksiyonla tanımlamaktır

$$f(t) = (x(t), y(t)) \quad (2.4)$$

burada t kenar boyunca yol uzunluğu değişkenidir ve büyüklüğü $0 < t < 1$ dir. $x(t)$ ve $y(t)$, sırasıyla $f(t)$ 'nin x ve y yönündeki tek boyutlu fonksiyonlarıdır [84]. Sınır çevreleri kapalı bir çevreyken $f(t)$ periyodiktir. (2.4) denkleminin birçok varyasyonu mevcuttur. Freeman'nın zincir kodları $x(t)$ ve $y(t)$ lineer fonksiyonlarını kullanmak yerine $f(t)$ fonksiyonunu, t pikselinin $t-1$ 'deki yerine göre yönünü vererek tanımlamışlardır [85, 86]. Zahn ve Roskies $f(t)$ 'yi parametrelendirme işleminin önceki noktası ile t noktası arasındaki açılma eğiminin ağ miktarı olarak tanımlanmışlardır [87]. $F(t)$ fonksiyonunun üç varyasyonunda birbirine eşdeğerdedirler ve çoğunlukla obje kenarlarının şeklini göstermek için kullanılmışlardır.

2.4.2. Şekil Açıklayıcıları

Objenin şeklini sayısal şekil açıklayıcılarıyla açıklamak sayısal olmayan, uzay domenindeki grafiksel gösterimden daha uygundur. Çünkü sayısal açıklayıcılar, birçok deri lezyonu sınıflandırıcıları tarafından kolaylıkla analiz edilebilmektedirler. Şekil açıklayıcıları için bir çok metod yayınlanmıştır. İyi bilinen tanımlayıcılar FD (bölüm 2.1.2 de tanımlanmıştır), Zahn ve Roskies'in fourier açıklayıcıları ve momentidir.

2.4.2.1. Fourier Açıklayıcıları

Fourier tanımlayıcıları, hesaplamak için iki boyutlu objenin sınırları $f(t)$ kümülatif fonksiyonuyla parametrelendirilir. Bu fonksiyon $0 < t < 1$ aralığındaki açılı kıvrımların, ağ miktarı ile parametrelendirme işleminin $t=0$ daki başlangıç noktası arasında tanımlanır. Sınır formlarını, saat yönündeki L uzunluğundaki basit kapalı bir eğri alınmasıyla $f(0)=0$ ve $f(L)=-2\pi$ olduğu görülür. Bir normalize edilmiş açılma fonksiyon şöyle tanımlanabilir:

$$f^*(t) = f\left(\frac{t}{2\pi}\right) + t \quad (2.5)$$

Fourier serisindeki normalik kümülatif açılma fonksiyonunun polar koordinatların kullanılarak genişletilmesi ile fonksiyon (2.5.) şu hale gelir:

$$\Phi^*(t) = \mu_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos(kt - \theta_k) \quad (2.6)$$

burada A_k ve Q_k katsayıları sırasıyla $f^*(t)$ fonksiyonunun k^{th} olarak bilinen harmonik genlik ve faz açılarıdır. Bununla birlikte fourier açıklayıcılarını oluştururlar. Harmonik genlik olan A_k 'lar, çeviri, ölçeklendirme ve döndürme sırasında hiç değişmemelerinden dolayı objenin şeklini tanımlamada kullanılmışlardır. Alt sınırlardaki genlikler kapalı eğrinin tüm yapısal şeklini açıklarken, üst sınırlardakiler eğrinin detaylarını taşırlar. Bununla birlikte, üst ve alt harmonik genlik sınırları için hiçbir doğal kesim noktası yoktur ve eğri boyunca olan ufak değişimler tamamen farklı fourier açıklayıcıları dizisi oluşturabilir.

2.4.2.2. Moment Analizi

Moment ve türevleri çoğunlukla obje temelli tanımak ve yeniden oluşturmak amacıyla kullanılmıştır. Analizde çoğunlukla objenin içindeki pikseller kullanılmıştır, ancak sınır pikselleri de kullanılabilir [88]. Matematiksel olarak iki boyutlu $f(x,y)$ imgesinin p ve q 'uncu dereceden momenti şöyle tanımlanır:

$$m_{pq} = \iint dx dy f(x,y) x^p y^q \quad (2.7)$$

burada $f(x,y)$ içerideki yada sınırdaki pikselleri temsil eder. İçerideki piksellerle yapılan geleneksel tanımlamada alt dereceden momentler kolay anlaşılır fiziksel anlamlara sahiptirler. Örnek olarak sıfırıncı sıradaki moment m_{00} toplam imge gücünü verir.

İmgede değerli lezyon bölgününün 1 'le temsil edildiği ve arka planın 0 'la temsil edildiği ikili imge için m_{00} objenin alanını verir. İlk sıradaki momentler m_{10} ve m_{01} imgenin kitle merkezini hesaplamada kullanılabilir. Kitle merkezinin x koordinatı, x_c , m_{10}/m_{00} 'a eşittir. Kitle merkezinin y koordinatı, y_c , m_{01}/m_{00} 'a eşittir. İkinci sıradaki momentle, m_{20} , m_{11} ve m_{02} , objenin büyüklüğünü ve yönünü verir. Bunlar objenin ana açısını oluşturmakta kullanılabilir. Bununla birlikte, daha büyük momentlere fiziki bir anlam yüklenemez.

İmgeyi tam olarak resmetmek için sonsuz sayıda momente ihtiyaç duyulmasına rağmen, birçok tanıma görevi için az miktarda momente ihtiyaç vardır. Örneğin, alfabetik karakterlerin tanınmasında 3. dereceden daha fazla momente ihtiyaç vardır. Uçakları

tanımlarken 4. derece ile 6. derece arasında momentlere ihtiyaç vardır. Her nasılsa 21*21 piksellik bir ikili alfabetik karakterin tanınması için, 15. dereceden daha büyük momente ihtiyaç vardır [89].

(2.7) denklemiyle verilen raw (ham) momentleri obje çevrildiğinde veya ölçeklendiğinde aynı sonucu vermezler. Uygun normalleştirme ile merkez moment ve normalleştirilmiş merkez momenti, bu problemlerin üstesinden gelmek için kullanılmışlardır. Hu [90], yedi moment sabiti önermiştir. Bu sabitler obje şeklini tanımlamak için 3. dereceden büyük merkez momentlerinin lineer kombinasyonudurlar [90, 91]. Bu yedi şekil tanımlayıcılarının ölçeklendirme, çevirme ve dönme için sabit oldukları ispatlanmıştır. Kompleks Zernike momentleri sabit özelliklerin döndürülmesi için genel bir çözüm sağlarlar [89]. Lineer cebir dilinde denklem (2.7), dikey (ortogonal) olmayan $\{x^p, y^q\}$ kümesi üzerine $f(x,y)$ imge fonksiyonunun yansımasıdır. Kompleks Zernike fonksiyonları gibi bir dikey temel kümenin uygulanmasıyla bir dizi döndürme sabit momenti elde edilir. Zernike momentleri, faz kaymalı ve sabit genlikli bir dönme sağlarlar. Buradaki faz ve genlik sabit şekil tanımlayıcı olarak kullanılabilir.

Diğer birçok şekil açıklayıcılar momentlerden çıkartılabilmişlerdir. Bunlardan iyi bilinen ikisi eksantriklik ve eylemsizlik şeklindedir [80, 92]. Eksantriklik, obje üzerine en iyi uyan elipsin temel ve yardımcı açılarının oranını hesaplar. Açılara ikili imge fonksiyonu $f(x,y)$ 'nin ikinci dereceden merkez momenti ile karar verilir. Daireler en küçük değer olan 1 değerini alırlar. Öte yandan eylemsizlik şekli, normalleştirilmiş ikinci dereceden bir momentle yuvarlaklığı hesaplar. İkili imge fonksiyonu $f(x,y)$ için eylemsizlik şekli IS şöyle tanımlanır:

$$IS = 2\pi \iint dx dy f(x,y) d_c^2(x,y) / m_{00}^2 \quad (2.8)$$

burada d_c bir pikselin objenin kitle merkezine uzaklığını tanımlar ve ilk sıradaki ham moment m_{00} , normalleştirme faktörüdür. Bir daire hala en düşük değer olan 1 değerini alır.

Diğer birçok düzensizlik açıklayıcıları ve fourier açıklayıcıları gibi moment açıklayıcılarının da dezavantajı, tek ölçekli ortamdaki global şekil özelliklerinden elde ediliyor olmalarıdır. Şekildeki küçük bir değişiklik moment kümesinde tamamen

farklılığa sebep olabilmektedir. Bu dezavantaj cismin parçalara ayrılmasıyla ortadan kaldırılabılır. Küçük şekil değışiklikleri objenin bir parçasını etkiler ve böylece ölçüm kararlılığı sağlanmış olur. Buna ek olarak, objeyi parçalara ayırmak analizi kolaylaştıracak bazı yapısal örgütlenmelere sebep olabilmektedir.

2.4.3. Objeyi Parçalara Ayırma

2.4.3.1. Skeleton (İskelet) Temelli Teknikler

Objeyi parçalara bölmek ve parçalardan şekil bilgileri çıkartmak şekil analizi programları için ihtiyaç duyulan bilgileri daha fazla sağlar. Blum ve Nagel [93], simetrik eksen transformu (SAT) adı verilen bir modeli, iki boyutlu bir objeyi bölmek ve tasvir etmek için önermişlerdir. SAT çimen ateşi benzetmesiyle açıklanabilir. Etrafi yanmayan, yaş çimlerle çevrili kuru bir blok çimenin tüm kenarlarının aynı anda yakılması durumunda ateş sabit hızla çimen alanı merkezine doğru ilerler. Bir veya birden fazla yönden gelen ateşler çimen bloğunun bir yerinde buluşur ve bu noktaya söndürme noktası denir. Bu nokta buluşan öncü ateşlerin başladıkları kenara eşit uzaklıktadır. Bu söndürme noktası 2 yada daha çok noktada kenara değen alan içindeki en büyük çemberin merkezi olarak da yorumlanabilir. Bu birleşim noktalarına çizilen çemberlerin tümünün birleşimi şekli yeniden oluşturur. Tüm söndürme noktalarının yerleri simetrik kesimleri oluşturur. Simetrik kesimler ve onların yerini tutan ışınsal fonksiyonlar SAT'ları oluştururlar. Disk üzerindeki merkez dışındaki noktalar izlendiğinde, yumuşatılmış yerel simetri gibi simetrik kesim varyasyonları oluşur [94]. Bu işlem simetri analizini gösterir [95, 96].

Simetrik kesimler cismi dallanma noktalarından parçalara ayırmak için kullanılabilir. Bu sayede bölge eşit parçalanmış olur. Parçalanmış alanlar çevre ve kesim noktalarının geometrik analizleriyle analiz edilebilir. Blum ve Nagel [93] bir bölgeyi dört şekil sınıfına ayırmışlardır. Bu bölgeler: kurt, kama, fincan ve ateştir. Onlar kenarları da yedi bölgeye böldüler. Bu bölgeler: sol ve sağ spiral içi, sol ve sağ daire, sol ve sağ spiral dışı ve doğrudur.

SAT önerildikten sonra birçok araştırmacı kesimleri hesaplamak için birçok algoritma geliştirdiler. İki boyutlu ayrıık cisimler için matematiksel morfoloji, giriş imge objesini bir dizi nokta olarak alan popüler bir tekniktir [97]. Uygun bir disk yapı elemanıya, bir

aşındırma işlemi kenar piksellerini yok eder. Objeyi ard arda erozyona tabii tutmak objeyi katman katman soyar ve en sonunda obje tamamen yok olur. Bu yüzden bir pikselin kenarların ışınsal uzaklığı o pikseli yok etmek için gerekli erozyon sayısıyla hesaplanabilir.

Simetrik kesimler, komşularından daha fazla ışınsal uzaklığı olan piksellerle oluşturulmuştur. Şekil 2.6.'da bir SAT hesabı örneği görülmektedir. Bununla birlikte ayırık uzayın içsel doğasından dolayı, ışınsal uzaklık tam olarak hesaplanamaz. Üstelik bileşke simetrik kesimler kenar boyunca gürültüye son derece duyarlıdırlar ve bağlanmış çizgiler olmayabilirler.

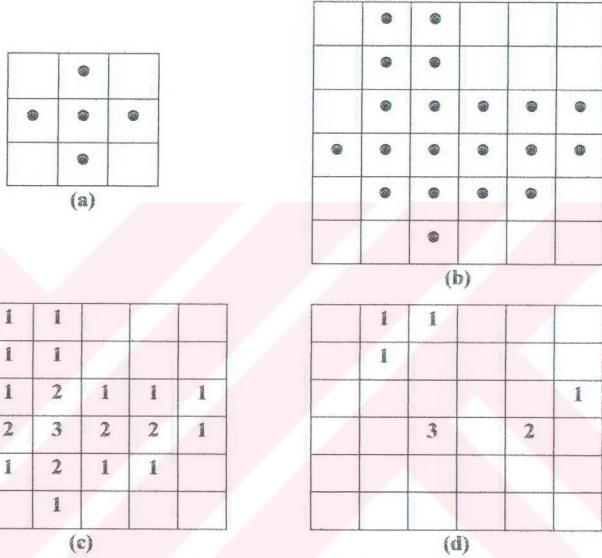
İnce olmayan ve kopuk eksen çizgileri yaratmadaki ve yanlış ışınsal uzaklık hesaplamalarındaki problemleri azaltmak için birçok metot araştırılmıştır [98-100]. Ancak bu metotlarda, ince çıkıntılar her zaman bir eksen yaratırken, girintilerin hiç eksen yaratmaması gibi bazı problemler vardır. Bu yüzden, SAT, girintilerin temel özellik olduğu ve lezyonun çoğunlukla girintili ve çıkıntılı olduğu durumlarda uygun bir yöntem değildir.

2.4.3.2. Kenar Temelli Teknikler

Başka bir yaygın parçalama şeması objeyi sınırı boyunca böler. Bu parçalar düz çizgiler, splines (eğri çizgiler) ve B-splines [78-80, 101] gibi çok terimli çok sayıda tipte analiz edilebilir. Kenar parçalama metotlarından biri olan ve "böl ve birleştir" adı verilen metot, daha önceden tanımlanmış eşik uzunluğunu geçen eğri parçalarını eşit iki parçaya bölen bir metottur. Yine önceden tanımlanmış maksimum uzaklık kriteri içinde kalan iki komşu parça birleştirilir. Bununla birlikte, farklı başlangıç noktalarının farklı bölümlendirmelere sebep olmasından dolayı, böl ve birleştir işlemi için başlangıç noktası seçimi oldukça önemlidir.

Objeyi insanın algılama teorisine göre bölmek bilgisayarlı görme alanında oldukça ilgi çekmiştir. İnsanın algılama, kavrama ve psikolojisi üzerine yapılan araştırmalar, yüksek eğriliğe sahip notların yüksek bilgi içerdiğini göstermiştir [102]. Hoffman ve Richards cisimleri, kenarları içbükey olan yerlerinden bölmeyi önermişlerdir [103, 104]. İki tane rasgele boyutlu obje çaprazlık prensibine göre içi içe geçtiğinde, her zaman içbükey düzensizlikli kenar çakışmıştır. Bu bulgusal çalışma blok objenin ayrıştırılması için iyi

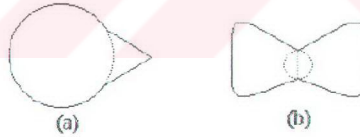
bir sonuçtur. Bununla birlikte, düzensizliği olmayan pürüzsüz bir yüzey için Hoffman ve Richards genel bir yaklaşım önermişlerdir. Üç boyutlu bir obje yüzeyindeki bir p noktası için p 'nin yüzey normali yüzeyden içeri doğru dikey olarak çıkan bir vektör olarak tanımlanabilir. Ayrıca, her zaman yüzeyin en çok eğildiği bir yön ve dikey yönde en az



Şekil 2.6. Matematiksel Morfoloji Metodu Kullanılarak SAT'ın Hesaplanması, (a) Yapısal Eleman K Ortadaki Piksel, (b) A İkili İmgesi Basit Bir Objeyi Temsil Eder, (c) A İmgesindeki İşinsal Uzaklıklar. Bu Uzaklıklar, Her Pikseli Yok Etmek için K Yapısal Elemanını Kullanarak Yapılması Gereken Erozyon Sayısıdır, (d) A İmgesinin Son Simetrik Kesimidir. Simetrik Kesimler, K İle Tanımlanmış Komşu Noktalarında Daha Büyük Radyal Uzaklığı Bulunmayan Noktalardan İbaretir.

eğildiği bir yön vardır. Bu iki yöne temel yön ve onların eğrilğine temel eğrilik denir. Artık, yüzey en küçük negatif eğrilik yönünde bölünebilir. Üç boyutlu bir obje iki boyutlu bir yüzeye yansıtıldığında, temel eğrilğin en küçük değeri iki boyutlu silüette içbükey bir zirve gibi görünür. Bu nedenle üç boyutlu parçalamaya kuralı, sınırlar saat yönünün tersi yönünde izlenirse iki boyutlu düzlemsel eğrilere de, en küçük negatif eğrilik boyunca obje sınırlarını bölerek uyarlanabilir.

Siddiqi ve Kimia [105] doğru bir obje parçalamasının hem obje kenarlarını hem de içini taşıması gerektiğini savunmuşlardır. Bu yüzden onlar, Hoffman ve Richards'ın parçalama şemasını genişletmiş ve parça çizgileri kavramını sunmuşlardır. Bu kavram eğri çizgileri tamamen obje içine yerleştirilmiş ve kenarların eğriliklerinde sonlandırmıştır. Özellikle iki çeşit parça çizgisi vardır, bunlar kollar ve boyunlardır. Bir kol, bir kuşun gagası gibi, bir objeye sabit bir ek olan parça çizgisidir. Şekil 2.7.a.'da bir kol çizgisi görülmektedir. Bir kol boyunca tanjant düzgün bir şekilde değişir. Diğer taraftan boyun parçası, insan boynu yada balık kuyruğu gibi bir eklem yerini objenin vücudundan ayırır. Şekil 2.7.b. bir boyun çizgisini gösterir. Boyun uzunluğu dış teğet çemberin en küçük çapıdır. Tüm kol ve boyun temelli parçaları elde etmek için çevrenin içbükeyliği yerleştirilir. İçbükey parçaların her birinin, bir kol parçası mı yoksa bir boyun parçası mı olduğunu tayin etmek için teker teker dikkate alınması gerekmektedir. Aynı içbükeylikten çıkan çoklu parça çizgilerinin uyumsuzluğunu önlemek için, parça çizgisi olabilirlik göstergesi tanımlanmıştır. Bununla birlikte, hem Hoffman ve Richards'ın parçalama şeması, hem de Siddiqi ve Kimia'nın parça çizgisi yaklaşımı, sadece çıkıntıları işlemişlerdir. Melanositik Lezyon teşhisi için önemli bir özellik olan kenar boyunca girintileri hesaba katılmamışlardır.



Şekil 2.7. Boyun ve Kol Temelli Noktalarla Gösterilmiş Parça Çizgileri, (a) Boyun Çizgisi, (b) Kol Çizgisi.

2.4.4. Çok Ölçekli Metotlar

Bazı tek ölçekli şekil analiz metotları iki yada daha çok çözünürlüğün hesaba katılması ile çok ölçekliye genişletilebilir. Fischler ve Wolf [106], ayrıık alanlardaki eğri kısımlarında kritik kırılma noktaları belirlemek için farklı uzunluklardaki iki ölçüm çubuğu ve iki ölçek kullanmışlardır. Çıkıntılı noktalar adı verilen, bu kırılma noktaları, yüksek eğrilik değerlerine sahip noktalara uygundur. İki ölçekli algoritma her ölçüm çubuğu için eğri

boyunca piksel piksel kayarak tekrarlanır. Eğriden hesaplanan maksimum türevler olan d' 'ler cetvele kaydedilmiştirler. Kaydedilmiş bütün d' 'lerin yerel en büyüğü bu ölçüm çubuğu için çıkıntılı noktalar. Eğrinin en son çıkıntılı noktası iki çubukta da bulunanlardan oluşmuştur. Benzer biçimde, pek çok iskelet teknikler çok ölçekli ortamlar için de uygulanabilir. Örneğin, erozyon operasyonu farklı ölçekleri taklit etmek için çeşitli boyutlardaki disk elemanlarını alabilir.

Birden çok ölçek uygulandığında en uygun boyutlar nelerdir ve değişik boyutlardan alınan sonuçlar nasıl birleştirilir soruları sorulur. Objenin değişik çözünürlüklerde farklı şekillerle sahip olacağı aşıkardır ve şekil özellikleri kaba ölçekte kaybolabilir yada çıkıntılı yerler ölçekten ölçeğe kayabilir.

Bu yüzden, uygun ölçeklerin seçilmesi, farklı ölçekler ve ilişkili bilgilerden hesaplanmış bilgileri bir ölçekten diğerine organize eder ve bu durum çok ölçekli analiz için önemlidir. Üsteki soruları cevaplamak için, çok ölçekli şekil analiz metotları bütün ölçeklerle çalışarak sistemli yaklaşım üretmeye çalışırlar. İstatistiksel boyuttaki bir metodun fraktal boyutu bütün ölçeklerin ölçümleri ile hesaplanır. Diğer iyi bilinen metotlar wavelet transformu ve scale-space süzgeçidir.

2.4.4.1. Wavelet Transform

Aktif araştırmadaki diğer en popüler çok ölçekli metod küçük dalga transformudur. Bu transform $f(x)$ sinyalini, ana wavelet temel fonksiyonu olan Ψ_k kullanılarak lineer olarak çok ölçekliye çevrilir

$$f(x) = \sum_k c_k \Psi_k(x) \quad (2.9)$$

burada c_k transformasyonun katsayılarıdır [107-110]. Temel fonksiyon olarak sinusoidal fonksiyonu kullanılırsa, wavelet transformu bilinen fourier transformuna döndürür. Fourier transformasyonu uzaysal bilgiyi tutmaz. Bununla birlikte, frekans ve uzaysal domende tutulan bilginin dengesi Daubechies, Coifflet, Harr, and Symmlet wavelet gibi diğer lokal destekli temel fonksiyonlarla başarılabilir [108, 109]. Bu wavelet fonksiyonları ortogonal genişleme ve dönüşüm gibi bazı doğru matematiksel özellikleri vardır. Hızlı piramidal algoritma ayrık wavelet transform için

tasarlanmıştır. $F(x)$ ayrık sinyalinin ikinci türev uzunluğu ana wavelet fonksiyondan türetilen yüksek geçiren ve alçak geçiren süzgeçlerle konvolüsyona tabi tutulmuştur. Süzgeç çıkışları aşağı örnekleme yapılarak ve piramid yapının sonucunun temel seviyesini biçimlendirmek için birlikte sıralanmıştır. Yüksek geçiren süzgeç çıkışları başka işlemlere tabi tutulmaz fakat alçak geçiren süzgeç çıkışları yüksek piramid ölçek seviyeleri için rekürsif olarak işleme tabi tutulur. $i+1$ seviyesindeki piramidi ölçek için i seviyesindeki alçak geçiren çıkışı tekrar alçak ve yüksek geçiren süzgeçler ile süzülür, aşağı örnekleme yapılır ve sonra sıralanır. En son piramid D ölçek seviyelerine sahiptir. Çünkü aşağı örnekleme aşamasında, dönüştürülmüş sinyal, orijinal sinyalle aynı boyutu korur. Bununla birlikte, piramidal yapılarda olduğu gibi, değişik wavelet ölçeklerinden bilgileri ilişkilendirmek karmaşık bir iş olmuştur.

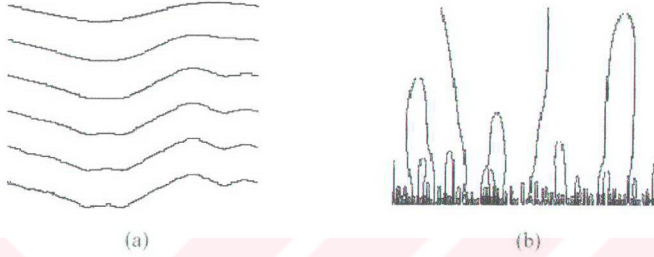
2.4.4.2. Scale-Space (Uzay Ölçeği) Süzgeci

Witkin'in scale-space (uzay ölçeği) teorisi, ölçek ve süzgecin nedensellik özelliği boyunca düzenlenmiş ve ilişkilendirilmiş bilgiyi vurgulayan çok ölçekli problemleri çözenin başka bir yolunu sağlar. Witkin özellikle, Gaussian çekirdeği ile sinyal düzleştirme işlemini kaydetmek için scale-space olarak isimlendirilen, sürekli ölçek parametrelili (σ) yeni resim uzayı tanıştırmıştır. Gaussian çekirdeği ile düzleştirilmesinin sebebi bu çekirdeklerinin iyi huylu nedensellik özelliğini elde eden tek çekirdek olmasıdır. Kaba ölçekteki belli özellikler sıfır dereceli ölçek boyunca sürdürülmelidir [111]. Sürekli Gaussian düzleştirme metodu esnasında, yeni özellik oluşmaz. $F(t)$ fonksiyonunun bir boyutlu nesne için, scale-space $F(t, \sigma)$ aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$F(t, \sigma) = f(t) \otimes g(t, \sigma) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u) \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-u)^2}{2\sigma^2}} du \quad (2.10)$$

burada \otimes yumuşatma miktarını kontrol eden t ve σ 'yı değiştirmeyen konvolüsyonu ifade eder. Wavelet transformasyonundan farklı olarak ölçekler arasında sub-sampling sıkıştırma olmamasıdır. Şekil 2.8.'de görülen $F(t, \sigma)$ 'nın ikinci türevi olan büküm noktalarına ve y eksenine σ yerleştirilerek oluşturulmuş iki boyutlu ikili scale-space imge ile ölçek boyunca bilgi taratılır. Bu büküm noktaları fonksiyonunun şeklini göstermede kullanılır. σ arttığında, önce $f(t)$ fonksiyonunun küçük sınırı görünmez ve

$F(t, \sigma)$ monoton olarak bükülme noktalarının sayısının azaldığı yumuşak fonksiyonuna dönüştürülür. Gaussian düzleştirmenin nedensellik özelliği hiçbir bükülme noktasının oluşturulmayacağını garanti eder.



Şekil 2.8. Bir Boyutlu Fonksiyon İçin Scale-Space Filtreleme, (a) Çizilmiş Bir Boyutlu $f(t)$ Fonksiyonu, (b) (a)'nın Scale-Space İmgesi.

Asada ve Brady [81], iki boyutlu obje kenarları boyunca köşe, düzgün birleşim, kol, son ve şişlik gibi objenin önemli eğrilik değişimlerinin yerini tam olarak belirlemek için bir ölçeklendirme tekniği uzayı kullanmıştır. Bu metoda eğrilik ilkel taslağı denir. Bu metod obje kenarlarından eğrilik fonksiyonunu hesaplar ve σ' yı arttıran Gaussian esaslarına göre yumuşatılır. Daha sonra, yumuşatılmış eğrilik fonksiyonunun 1. ve 2. türevlerinin yerel tepeleri iki uzay ölçekli imgeye işlenir. Bu imgeler eğrilik değişimlerinin özel işaretlerinin aranmasında kullanılırlar. Eğrili değişimlerinin yüksek eğimli noktaları bir kez bulunduğu, kenarların spline yaklaşımı için düğüm noktası olarak kullanılabilirler. Xin ve arkadaşları [112] eğrilik ilkel taslağını, önemli eğrilik değişimine sahip olmayan düzgün alanları korumak için genişletmişlerdir.

Mokhtarian iki boyutlu bir obje tanıma sistemi [84, 113] ve ölçek uzayı metodolojisini kullanan bir kenar bulucu [114] geliştirmiştir. Objeye tanıma sistemi için, bir obje kenarı σ değişimli Gaussian konvolüsyonu ile yumuşatılmıştır. Sıfır geçiş noktalarındaki eğrilik yerleri, obje için tanımlayıcı bir imza olarak kullanılan bir eğrilik uzay sıkalası imgesine işlenmiştir. Özel bir eşleştirme algoritması, büyük bir veri tabanı, uzay sıkalası imgesini eşleştirmek için tasarlanmıştır. Kenar bulma sistemi için, tüm eğriliğin maksimumu sıkalada kabaca çıkartılmıştır ve uzay sıkalası imgesini bu kenarların yerini belirlemede kullanılmıştır.

Açma işlemi olmadığı sürece sıkalalar ve kesin bilgi yapısı arasında tüm sıkalalar için bilgi organizasyonunda kullanılması başarılmıştır. Uzay sıkalası yaklaşımı sıkalalar arasındaki bilgiyi ilişkilendirmek için güçlü, çok sıkalalı bir metottur.

Var olan metotlar objelerin kenarları boyunca noktalarla çalışmak için tasarlanmışlardır ve çıkıntı ve girintiler için hiçbir bilgi içermemektedirler [115].



BÖLÜM 3

LEZYONUN TANINMASI İÇİN KULLANILAN ALGORİTMALAR

Lezyonların değerlendirilmesi için kullanılan en yaygın metotlardan birisi olan ABCD kriteri kamera aracılığı ile alınan lezyonun belirlenmiş kriterlere göre risk katsayısının hesaplanmasına dayalı bir metottur. İyi huylu ve malign melanositik lezyonların birbirinden ayrılmasında kullanılır.

Stolz ve arkadaşları [116] 1994 yılında dermatoskopide kullanılmak üzere, yeni bir ABCD kuralı geliştirmişlerdir. Bu kural hem öğrenilmesi kolay hem de tanı doğruluğu %90'ları bulan bir kuraldır. Dermatoskopik ABCD kuralı malignant ve iyi huylu lezyonları birbirinden ayırırken lezyon imgesini şu dört değerlendirmeye tabii tutar: "A" asimetri, "B" sınırlardaki ani pigment sonlanması, "C" lezyonda bulunan farklı renklerin sayısını, "D" ayırt edici farklı yapılarıdır. Bu kurallar kullanılarak toplam dermatoskopik skor hesaplanabilmektedir.

3.1.ABCD Kuralının Açılımı

3.1.1. Asimetri Skoru

Lezyon birbirine en uzak kenarlar esas alınarak 90°'lik eksenlerle dört dilime bölünür. Her iki ekseninde renk ve yapı yönünden asimetri olup olmadığına bakılır. Lezyonun eksenler boyunca bölünen parçaları karşılıklı değerlendirilir. Bu değerlendirme sırasında, sadece geometriksel anlamda ekseninde katlama yaptığımızda kenarların üst üste gelmesine değil aynı zamanda eksenin iki yanındaki parçaların iç yapılarındaki düzensiz yapılanmalar da göz önüne alınır. Elips şeklindeki bir lezyon iç yapısında düzensizlik var ise, yüksek asimetri skoru alabilir.

Eksenlerde asimetri yok ise asimetri skoru 0 değeri alır. Eksenlerden birinde asimetri var ise skor 1, ikisinde asimetri var ise 2 değerini alır.

3.1.2. Sınır Skoru

Lezyonun kenarlarının durumu MM teğhisi için kullanılan bir faktördür. Sınır skoru hesaplanırken, lezyon, kitle merkezi referans alınarak 8 eşit parçaya bölünür. Lezyon parçalarında ani pigment kesilmesi olup olmadığına bakılır. Ani pigment kesilmesi olan her bölüme 1'er puan verilir. Sınır Skoru 0 ile 8 puan arasında değer alır.

3.1.3. Renk Skoru

Lezyon üzerindeki farklı renklerin sayısı hesaplanır. Bu farklı renkler; beyaz, kırmızı, kahverengi, açık-kahverengi, mavi-gri ve siyahtır. Her renk 1 değerliklidir ve tüm değerlerin toplamı renk skorunu verir. Renk skoru 0 ile 6 puan arasında değer alır.

3.1.4. Yapı Skoru

Lezyon üzerindeki farklı yapıların sayısı hesaplanır. Bu yapılar; ağ yapısı, homojen bölgeler, noktalar, globüller ve ışınal yayılımdır. Her yapı 1 değerliklidir ve yapı skoru 0 ile 5 arasında puan alır.

3.2. Toplam Dermatoloji Skoru

ABCD kriterine göre hesaplanmış skorlar kullanılarak toplam dermatoloji skoru hesaplanır. Bu hesaplama sırasında skorlar çok değişkenli analizle elde edilmiş farklı ağırlık değerleriyle çarpılır ve toplanır. Bu ağırlık değerleri A, B, C ve D için sırasıyla 1.3, 0.1, 0.5 ve 0.5'dir. Ağırlık değerlerinden de görüldüğü gibi en ağırlıklı özellik asimetridir.

Toplam dermatoloji skorlaması sonucunda elde edilen skor 1-4.75 arasında ise lezyon iyi huyludur, 4.75 ile 5.45 arasında ise lezyon şüphelidir, 5.45'den büyük ise lezyon MM şüphesi ile deriden keserek çıkartılır.

Dermatolojik ABCD skorlaması kuralında yapılar ve renklerin asimetrisine bakılırken, Friedman'ın kuralında şekil asimetrisine dikkat edilmektedir. Dermatolojik ABCD

skorlaması kuralında kenarda pigment sonlanması incelenirken Friedman'ın kuralında kenar düzensizliği değerlendirilmektedir. Her iki kuralda da renk değişiklikleri değerlendirilmektedir. Friedman'ın kuralında çap incelenirken, Stolz ve arkadaşlarının dermatoskopik ABCD skorlaması kuralında ayırt edici yapıla değerlendirilmektedir.

Bu farklılıklara rağmen dermatoskopik ABCD skorlaması kuralında teşhis doğruluğu %92'lere kadar çıkmaktadır.



BÖLÜM 4

DÜZENSİZLİK İNDEKSİNİN HESAPLANMASI

Daha önce 2.3. numaralı kısımda tartışıldığı gibi, kenar düzensizliğini hesaplamada kullanılan eski metotlar yapısal düzensizlikten çok dokusal düzensizliğe duyarlı olmuşlardır. Tek ölçekli metotlar ise lezyona ait bazı global özellikler tanımlamışlardır. Ancak bu metotlar kenarlardaki gürültüye çok duyarlı olmuşlardır. Bu problem kenarların elle çizildiği programdan daha çok gürültüye duyarlı otomatik bir programla kenarlar çizildiğinde daha da büyümüştür. Fraktal boyutlar (FD) ve yapısal fraktal boyutları (SFD) çok ölçekli metotlar olmalarına rağmen yapısal düzensizliği tanıyamamaktadırlar. Bu problemleri çözmek için yapısal düzensizliğe duyarlı, kararlı bir hesaplama sistemi hem global hem yerel özelliklere uygulanmalıdır. Bu bölümde bu problemleri aşmak için, bu tez çalışmasında geliştirilen düzensizlik indeksi hesaplaması algoritması adım adım anlatılmaktadır.

4.1. Veri Toplama ve Ön İşleme

Yeni şekil ölçüm metodu açıklanmadan önce verilerin nasıl toplandığı ve ön işlemler, ölçümün gelişimi için önemli olduğu için anlatılacaktır.

4.1.1. Veri Toplama

Klinik olarak iyi huylu ve MM olan lezyon imgelerinin toplanması, deri lezyonlarının analizi için bir hesaplama algoritması geliştirmek için çok önemli bir ön koşuldur. Lezyon imgeleri Erciyes Üniversitesi Gevher Nesibe Tıp Fakültesi Hastanesi cildiye polikliniğinde bulunan Molemax II cihazı kullanılarak alınmıştır. Bu amaç doğrultusunda ilk olarak Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Akademik kuruluna başvuruda bulunulmuştur. Bu başvuru sonucu polikliniğin kullanılmasına izin alınmıştır. Ardından

Erciyes Üniversitesi etik kuruluna başvurulmuş ve etik kuruldan hastaların lezyon imgelerinin kullanılmasının etik açıdan bir sakıncası olmadığına dair bir karar alınmıştır. Hastalar için “katılımcı bilgilendirilmiş onay formu” hazırlanmıştır. Bu formla birlikte nevus polikliniğinde uzman dermatolog nezaretinde hastalar bilgilendirilmiş ve bu çalışmada imgelerinin kullanılması için onayları alınmıştır. İmgeler nevus polikliniğinde bulunan ve nevus imgelerini bilgisayar ortamına aktarmak için kullanılan Molemax II cihazıyla alınmıştır.

4.1.1.1. Molemax II Cihazıyla İmgelerin Alınması

Şekil 4.1.'de görülen Molemax cihazı iki el kamerası, bir bilgisayar, bir monitör ve bir yazıcıdan oluşmaktadır. Cihaza yüklü program yardımıyla imgeler bilgisayara yüklenir. Cihaza bağlı iki el kamerasından biri genel çekimler yapmak için kullanılır ve uzak çekim yapar. Bu sayede nevusların uzaktan görüntüsü ve yerleri belirlenmiş olur. Cihaza bağlı ikinci el kamerası optik büyütme özelliğine sahip bir kameradır. İncelemede bu kamerayla çekilen imgeler kullanılmıştır. El kameraları silaha benzer bir kılıf içine gizlenmiştir. Bu kılıf üzerinde Mouse görevi yapan küçük bir joystick ve resim karesi yakalamaya yarayan bir buton vardır. Kılıfın ön kısmında bir mercek sistemi, mercek sisteminin arkasında süzgeç, süzgecin arkasında kamera ve onun arkasında imgesi alınacak yüzeyi aydınlatan halojen lamba vardır. El kameraları cihaza bağlıdır ve cihaz üzerindeki bir potansiyometre yardımıyla kameraların ışık şiddetleri ayarlanabilmektedir. Tabanca şeklindeki kılıfın ön kısmındaki silindir sayesinde imge alınması işlemi sırasında, etraftaki ışıktan etkilenme önlenmiş olur. Ayrıca silindir direk olarak deri üzerine temas ettirilerek çekim sırasında kameranın titremesinden kaynaklanabilecek çekim hataları önlenmiş olur. Buna ek olarak silindir kameranın odak uzaklığında sonlandığı için nevus imgesi 10 kez büyütülerek bilgisayara kaydedilir. Kameranın ön kısmında polarize süzgeçler bulunur. Bu süzgeçler sayesinde deri yüzeyinden yansıyan ışınlar engellenir ve incelemek için deri alt yüzeyinin imgesi alınmış olur. El kamerası küçük ve hafif olduğu için hastanın derisinin her tarafında dolaştırılabilir ve kolaylıkla imgeler alınabilir. Alınan imgeler RGB formatında, 24 bit ve 640x480 çözünürlüktedir. Alınan her imge merkeze yakın bir yere yerleşmiş bir lezyon imgesi içerir. Lezyonların çevresi farklı renkteki normal deri ile çevrelenmiştir. Lezyon çok farklı büyüklükte, renkte ve şekilde olabilir. Birçok durumda lezyon ve çevresi arasında keskin olmayan geçişler söz konusudur. Şekil 1.3. el kamerasıyla çekilmiş imgeleri gösterir.



(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 4.1. Molemax II Cihazı, (a) 10 Kat Büyütme Özelliği Olan El Kamerası, (b) Yerel Çekimler için Kullanılan El Kamerası, (c) Molemax II Ünitesi (d) Bilgisayarlı Molemax II Cihazı Ünitesi.

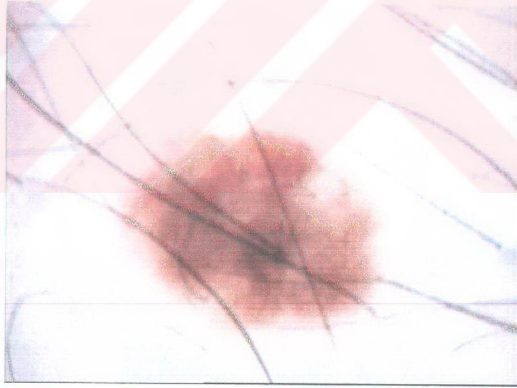
Bu tez çalışmasında 110 hastadan 530 imge alınmıştır. Bu imgeler içinde 200 tanesi değerlendirme kriterlerine uygun imgelerdir ve bu imgeler uzman dermatolog yardımıyla değerlendirilmiştir.

4.1.2. Ön İşleme Aşamaları

Deri lezyonların şekil analizi için kullanılmadan önce bazı ön işlemlere tabi tutulması gerekmektedir. Bu amaçla iki ön işlem yapılmıştır. Bu işlemlerin birincisi dullrazer adı verilen, lezyon üzerindeki kılların tıraşlanmasına yarayan işlemdir. İkinci işlem ise lezyon kenarlarını belirleyen sınıflandırma işlemidir.

4.1.2.1. DullRazer (Tıraşlama)

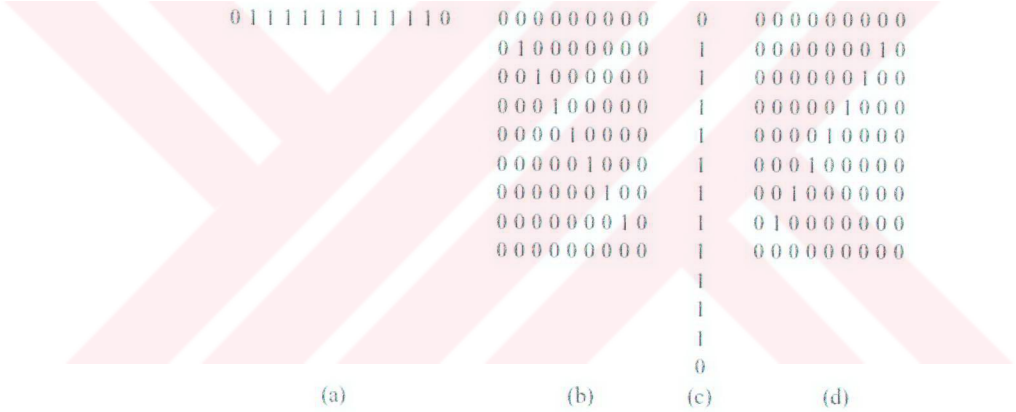
Birçok deri imgesi kıl içerir. Şekil 4.2.'de bu resimlere bir örnek görülmektedir. Özellikle sabit renk yoğunluğuna sahip koyu ve kalın olan kıllar sınıflandırma işleminde hatalara yol açabilmektedir. İmge işleme uygulamaları dermatoloji alanında hızlı bir gelişme gösterene kadar [46, 63] kılların teşkil ettiği sorun göz ardı edilmiştir. Elbetteki imgeler alınmadan önce kılları tıraş etmek bir çözümdür [57, 61]. Ancak bu işlem sadece rahatsız edici değil aynı zamanda imgeleme işlemini hem daha zahmetli hale getirmekte hem de imgeleme için ayrılan süreyi arttırmaktadır [39, 40]. Bu yüzden, koyu kalın kılları deri yüzeyinden yok eden bir yazılıma ihtiyaç duyulmuştur. Bu amaçla bir çok yaklaşım yapılmıştır. Kıllar lezyonu birçok parçaya bölünmektedir. Bu nedenle, sınıflandırma programının önce bu bölümleri birleştirmesi gerekir. Bu durum ise sınıflandırma programını karmaşık hale dönüştürür. Sınıflandırma programını karmaşıkleştirmek yerine, sınıflandırma işlemi öncesinde lezyon üzerindeki koyu ve kalın kılları yok edecek bir program kullanılması daha uygun olur. Bu programa DullRazer adı verilir.



Şekil 4.2. Kıl İçeren Deri İmgesi.

DullRazer üç temel aşamadan oluşur; (1) Koyu renkli kılların yerinin belirlenmesi, (2) Kılları temsil eden piksellerin yerinin, o piksellere en yakın kıl olmayan piksellerle doldurulması, (3) Sonuçta elde edilen resmin düzgünleştirilmesidir. Bu üç aşamada aşağıda detaylı olarak anlatılmıştır.

Koyu renkli kılların yerlerini belirleyebilmek için, her renk (kırmızı, yeşil, mavi) bandına ayrı ayrı genelleşmiş bir gri sıklala morfolojik kapatma işlemi uygulanmıştır [97]. Gri sıklaladaki kapatma işlemi düşük keskinlik değerine sahip pikselleri yapısal eleman doğrultusunda yok etmektedir. Şekil 4.3.'de görüldüğü gibi 4 farklı yapısal eleman tanımlanmıştır. Bu elemanlar 0° , 45° , 90° ve 135° açılarında dizilmiştir. Genelleştirilmiş gri sıklala imgeyi elde etmek için her renk bandının en yüksek cevapları alınmıştır. Son olarak ikili saç maskesini elde etmek için genelleştirilmiş gri sıklala imge ile orijinal renk bandı arasında bir eşikleme yapılmıştır. Bu maske kıllarla, kıl olmayan alanı birbirinden ayırır.



Şekil 4.3. Genelleştirilmiş Kapatma İşlemi için Yapısal Elemanlar, (a) (6,0)'da Merkezi Bulunan 0° Yapısal Elemanı, (b) (4,4) Noktasında Merkezi Bulunan 45° Yapısal Elemanı, (c) (0,6) Noktasında Merkezi Bulunan 90° Yapısal Elemanı, (d) (4,4) Noktasında Merkezi Bulunan 45° Yapısal Elemanı.

G_r kırmızı kanalda genelleştirilmiş gri sıklala imgeyi, S_0 , S_{45} , S_{90} ve S_{135} dikey, yatay ve diyagonal doğrultularındaki yapısal elemanı ve O_r kırmızı kanaldaki orijinal imgeyi temsil ederken, G_r şöyle formülize edilebilir:

$$G_r = |O_r - \max\{O_r \bullet S_0, O_r \bullet S_{45}, O_r \bullet S_{90}, O_r \bullet S_{135}\}| \quad (4.1)$$

olup olmadığı kontrol edilir. Eğer ince ve uzun yapıdaysa kıl pikselidir. Aksi takdirde piksel, gürültüdür ve program tarafından atılır. M kıl alanındaki her piksel için yukarı, aşağı, sol, sağ ve 4 diagonaldaki 8 yön, pikselden başlayarak kıl yüzeyi dışına doğru çizilir. Bu 8 çizgi merkezi piksel olan 4 çizgiyle şekli böler. Her çizginin uzunluğu hesaplanmalı ve en uzununu not edilmelidir. En uzun çizgi 50 pikselden daha uzun olmalı ve diğer çizgiler 10 pikselden küçük olmalıdır. Diğer durumda bu piksel atılır. Temizlenmiş saç maskesi Şekil 4.5.'de görülmektedir.

Bir pikselin kıl yapısında olduğu onaylandıktan sonra, orijinal imgedeki bu piksel en uzun çizgiye dik olan en kısa çizgideki iki kıl olmayan pikselle bilineer interpolasyonu kullanılarak değiştirilir. İnterpolasyonda kullanılacak yoğunluk değeri $I_n(x, y)$

$$I_n(x, y) = I_2(x_2, y_2) * \frac{D(I_1, I_1)}{D(I_1, I_2)} + I_1(x_1, y_1) * \frac{D(I_1, I_2)}{D(I_1, I_2)} \quad (4.4)$$

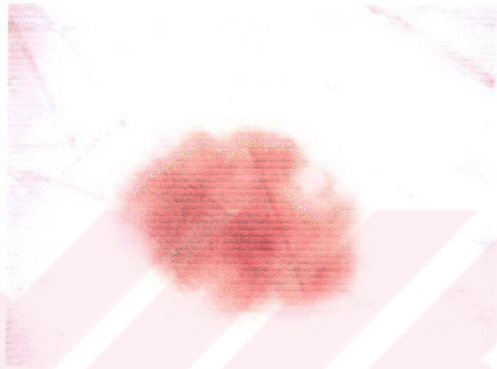
denklemleriyle hesaplanır. Burada $D(a, b)$, a ile b arasındaki öklit uzunluğunu, I piksellerin yoğunluk değerlerini göstermektedir. I_1 ve I_2 çizilmiş en kısa çizgi üzerindeki kıl olmayan piksellerin yoğunluk değerleridir.



Şekil 4.5. Şekil 4.4.'den Temizlenmiş Kıl Maskesi.

Şekil 4.6. piksel değiştirme işlemi sonucunda ortaya çıkan deri imgesini göstermektedir. Son adım olarak DullRazer, adaptif median süzgeci kullanarak imgedeki ince çizgileri

yumuşatmıştır. İlk olarak, kare merkezinde 1 bulunan 5×5 'lik bir kare yapısal elemanı ile ikili genişletme uygulanarak genişletilmiş kıl maskesi üretilmiştir. Bu genişletilmiş kıl maskesi Şekil 4.7.'de görülmektedir. Daha sonra 5×5 'lik bir median süzgeç, sadece genişletilmiş kıl alanına uygulanmıştır.



Şekil 4.6. Yer Değiştirme İşlemi Sonrasındaki Lezyon İmgesi.



Şekil 4.7. Genişletilmiş Kıl Maskesi

4.1.2.2. Sınıflandırma

Ön işlemenin ikinci aşaması, deri imgesinin lezyon kenarını çıkartır. Kılıarın DullRazor'la yok edilmesinden sonra deri imgesi, kıldan arındırılmış lezyon imgesine dönüşür. Şekil 4.6. böyle bir imgeyi gösterir. Normal derinin yoğunluğu düzgün dağılımlıdır. Fakat lezyon çeşitli şekil, büyüklük, yoğunluk ve renkte olabilmektedir. Lezyon imgesini arka plandan çıkartmak için derinin ve lezyonun bu özelliklerinden yararlanılmıştır.

Lezyon kenarları çıkartılırken renkli olarak alınan imge siyah-beyaz hale getirilmiş ve bu imge Şekil 4.8.a.'da verilmiştir. Lezyon imgesindeki parazitlerden kaynaklanan keskinliklerden kurtulmak için 0 pikselleri ile çerçeveleme ve 3x3'lük pencereleme yapılmış ve ortalama alınmıştır. Şekil 4.8.a.'ya göre keskinliği giderilmiş ve gri sıklaya oturtulmuş imge Şekil 4.8.b.'de gösterilmiştir.

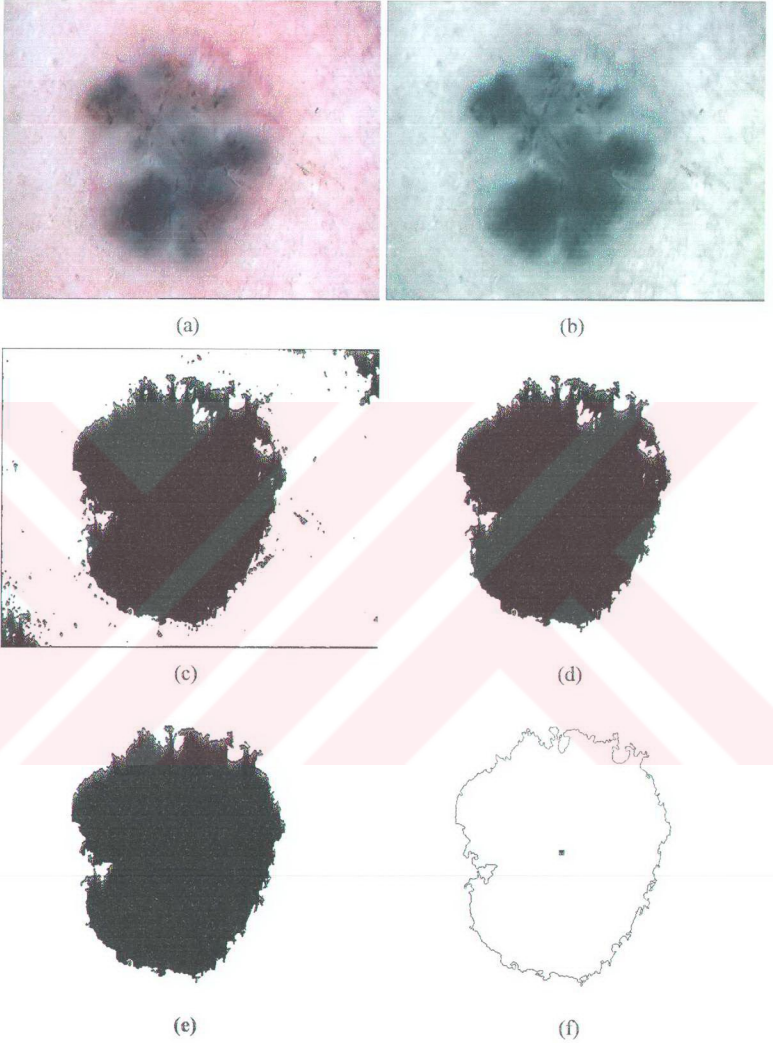
İmgedeki lezyonun deri rengine göre bariz renk farkına sahip olması özelliği kullanılarak bir sınıflandırmaya tabii tutulmuştur. Bu sınıflandırma ile deri için 0 ve nevus için 1'lerden oluşan bir imge oluşturulmaya çalışılmıştır. Bu sınıflandırma için ilk adım renk ortalamasının hesaplanmasıdır. Bu hesaplama

$$\text{İmgeRenkOrtalaması} = \frac{\sum \text{renk değerleri}}{\sum \text{piksel sayısı}} \quad (4.5)$$

denklemleriyle yapılabilir. Hesaplanan eşik değerinin üzerindeki değerler deri, altındaki değerler ise lezyon olarak alınır. Bu yol kullanılarak lezyon maskesi

$$\text{LezyonMaskesi} = \begin{cases} x = 0 & \text{I } x > \text{İmgeRenkOrtalaması} \\ x = 1 & \text{I } x > \text{İmgeRenkOrtalaması} \end{cases} \quad (4.6)$$

denklemleriyle hesaplanır. Bu maske Şekil 4.8.c.'de verilmiştir. Görüldüğü gibi bu dönüşüm sırasında, hem lezyon içinde hem de lezyon dışında lekeler, gölgeler ve açıklıklar oluşmuştur. Lezyon dışındaki bu adacıklardan kurtulmak için imgede en büyük ada olan lezyon dışındaki küçük adacıklar, toplam ada alanıyla oranlanarak yok edilmiştir. Şekil 4.8.d.'de dış adaları temizlenmiş imge gösterilmiştir. Benzer işlem lezyon içindeki adacıklar içinde uygulanmış ve sonuç Şekil 4.8.e.'de gösterilmiştir. Bu işlemler



Şekil 4.8. (a) İşlenecek İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş ve Gri Skalaya İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkartılmış ve Kitle Merkezi İşaretlemiş Lezyon İmgesi

sonucunda Şekil 4.8.e'de görülen gürültüden arındırılmış bir imge maskesi elde edilmiş olur. Yine morfolojik kenar belirleme algoritması kullanılarak lezyonun kenarları çıkartılmıştır. Şekil 4.8.f. kenarları çıkartılmış lezyon imgesini göstermektedir. Lezyonun kitle merkezini hesaplamak için gürültüden arındırılmış lezyon maskesi piksellerinin koordinatlarının aritmetik ortalaması alınmaktadır. Bu işlem 4.3. bölümünde anlatılacaktır.

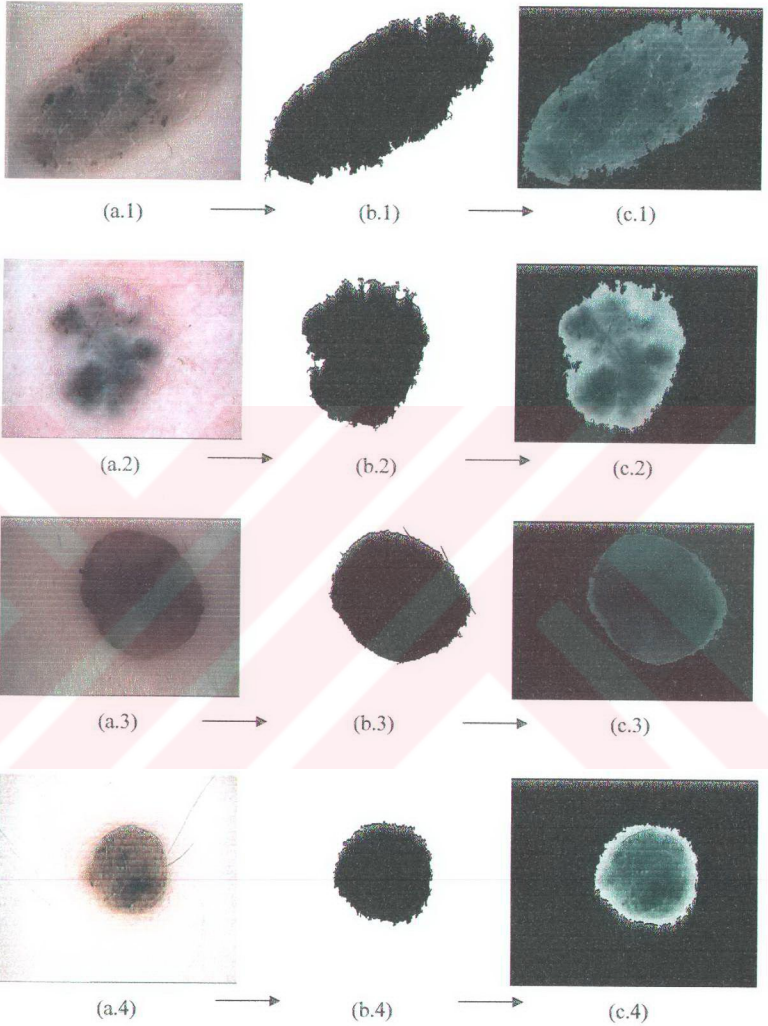
4.2 Lezyonun İmgeden Çıkartılması

Lezyonun değerlendirilmesi sırasında imgenin bütününün sınıflandırıcılara girilmesi hem hesaplama süresini artırır hem de hatalara sebep olabilir. Bu yüzden lezyonun imgeden çıkartılması ve yeni bir imgede tutulması gerekmektedir. Sınıflandırıcıya bu yalın lezyon imgesinin girdi olarak verilmesi gerekmektedir.

Yalın lezyon imgesini imgeden çıkartmak için gürültüden arındırılmış lezyon maskesi kullanılmıştır. Bu amaç doğrultusunda, orijinal imgeden üretilen lezyon maskesi, yine orijinal imge ile skaler çarpıma tabii tutulur. Skaler olarak çarpılan imge maskesinin lezyon dışındaki değeri 0 olduğu için orijinal imgedeki deri bu 0'lar sayesinde yutulur. Elde edilen yeni imge sadece lezyon görüntüsüne sahiptir. Geri kalan kısımlar ise 0'la kaplıdır. Şekil 4.9. bu yolla çıkartılmış imgeleri göstermektedir.

4.3 Düzensizlik İndeksi

Düzensizlik indeks geliştirilirken 3. bölümde anlatılmış olan ABCD kriterinin asimetri özelliği göz önünde tutulmuştur. Asimetriklik geometrik anlamıyla eksenin iki yanındaki parçaların birbiri üzerine kapatılması sonucu kenarlardaki birbiri ile uyuşmayan kısımlardan ibarettir. Oysa tıbbi açıdan bir lezyon değerlendirilirken direk olarak kenarlarla ilgilenilmez. Değerlendirme için lezyonun iç yüzeyinin dokusu da kullanılır. Bu yüzden kenarları tam olarak simetrik olsa bile bir lezyonun iç düzensizliği var ise bu lezyon asimetriktir. Geometrik olarak tanımlanan asimetriklik, lezyonun MM tehlikesini araştırmada yeterli değildir. Bu sebeple düzensizlik indeksi adı verilen bir başka parametrenin hesaplanması daha uygun olur. Düzensizlik indeksi, bir lezyonun yapısal ve dokusal özelliklerini bir arada kullanmaktadır.



Şekil 4.9. Orijinal İmgeden Çıkarılmış Lezyon İmgeleri, (a) Orijinal İmgeler, (b) Yukarıda Anlatılan Teknikle Çıkarılmış Lezyon Maskeleri, (c) İmgeden Çıkarılmış Lezyon İmgeleri. 4 Grup İçinde Ok İşareti Birer Aşamayı Temsil Etmektedir.

Ayrıca bir eksen de asimetriye sebep olan bir şekilsel bozukluğun diğer eksen de asimetriye sebep olmaması sağlanmalıdır. Eğer bu şart sağlanmaz ise lezyonun bir yerindeki asimetriklik sebebinden dolayı lezyon her zaman iki eksen de asimetric çıkar. Düzensizlik indeksi hesaplanırken bu durumda göz önünde tutulmuştur. Düzensizlik indeksinin hesaplanması için ilk önce cismin kitle merkezi belirlenmelidir. Kitle merkezini belirlerken yine lezyon maskesi kullanılır. Lezyon maskesinin kitle merkezini bulmak için imgedeki piksel koordinatlarının aritmetik ortalaması alınır. Bu işlem için

$$X_{merkez} = \frac{\sum \text{Lezyon maskesinde x eksenindeki piksellerin koordinatları}}{\sum \text{piksel sayısı}} \quad (4.7)$$

$$Y_{merkez} = \frac{\sum \text{Lezyon maskesinde y eksenindeki piksellerin koordinatları}}{\sum \text{piksel sayısı}} \quad (4.8)$$

denklemleri kullanılır. Şekil 4.8.e.'ye göre kitle merkezi hesaplanmış ve işaretlenmiş imge Şekil 4.8.f.'de gösterilmiştir. Kitle merkezi bulunduktan sonra artık lezyonun bir i pikseli ile merkez arasındaki uzaklık hesaplanabilir. Bu amaçla

$$\text{Piksel Uzaklığı}_i = \sqrt{(X_i - X_{merkez})^2 + (Y_i - Y_{merkez})^2} \quad (4.9)$$

denklemini kullanılır. Tüm pikseller için bu denklem kullanılarak tüm piksellerin merkeze uzaklıkları hesaplanır ve bir matrise kaydedilir. Bu matris, lezyondaki tüm piksellere ait değerli bilgileri tutan 5 satırlık bir matristir. Matrisin ilk satırında piksellerin X koordinatları, ikinci satırında Y koordinatları, üçüncü satırında piksellerin merkeze uzaklıkları, dördüncü satırında piksellerin merkeze göre açıları ve beşinci satırında renk değerleri bulunmaktadır. Bu matris

$$\text{İmgeninDeğerliBilgileri} = \begin{bmatrix} X \text{ koordinatları} \\ Y \text{ koordinatları} \\ \text{Piksel Uzaklıkları} \\ \text{Piksel Açılırları} \\ \text{Piksel Renkleri} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

ile verilir. Piksellerin açıları

$$\text{pikselaçısağı}_i = \text{atan}((X_{merkez} - X_i)/(Y_i - Y_{merkez})) \times \frac{180}{\pi} \quad (4.11)$$

denklemleriyle hesaplanır. Her pikselin rengi matrise 5. satır olarak kaydedilir. Artık elimizde lezyonu temsil eden bir matris vardır. Değerlendirme için tüm lezyonu değil bu matrisi kullanmak, algoritmanın çalışmasını hızlandırır. Lezyonlar değerlendirilirken merkeze en uzak nokta referans alınarak birbirine dik iki eksen takımı belirlenir. Bu eksen takımları içinde kalan lezyon 4 eşit parçaya bölünür. Bu bölme sırasında eksen takımlarının iki yanındaki 45°'lik açılar arasında kalan bölümler alınmış ve karşılıklı değerlendirmeye tabii tutulmuştur. Bu sayede bir eksen de asimetriye sebep olan bir şekilsel bozukluğun diğer eksen de asimetriye sebep olması önlenmiştir.

Lezyonun referans eksenini belirlemek için ilk olarak en uzak piksel bulunmalıdır. Bu amaçla

$$\text{EnUzakPikselKoordinatı}(x, y) = \text{Max}(\text{Piksel Uzaklıkları}) \quad (4.12)$$

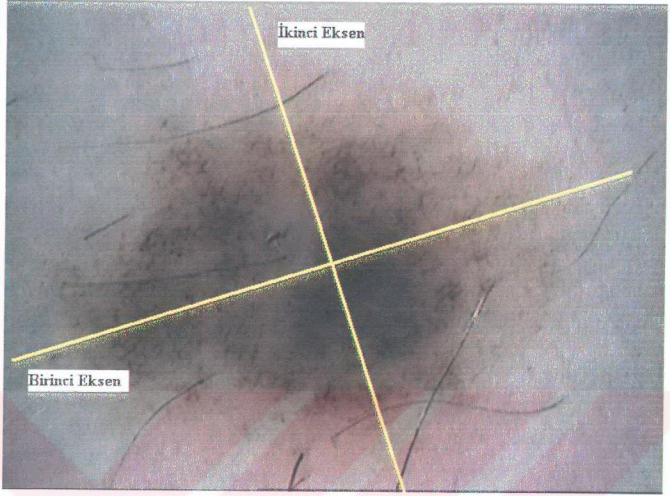
denklemleri kullanılmıştır. Denklemde “Piksel Uzaklıkları”, “İmgeninDeğerliBilgileri” matrisinin 3. satırındadır. Bu satırın en yüksek değerinin belirlenmesiyle en uzaktaki pikselin koordinatına ve açısına ulaşırlar. Bu açı, referans açı olarak isimlendirilir ve

$$\text{ReferansEkseniAçısı}(x, y) = \text{EnUzakPikselKoordinatı}(x, y) \quad (4.13)$$

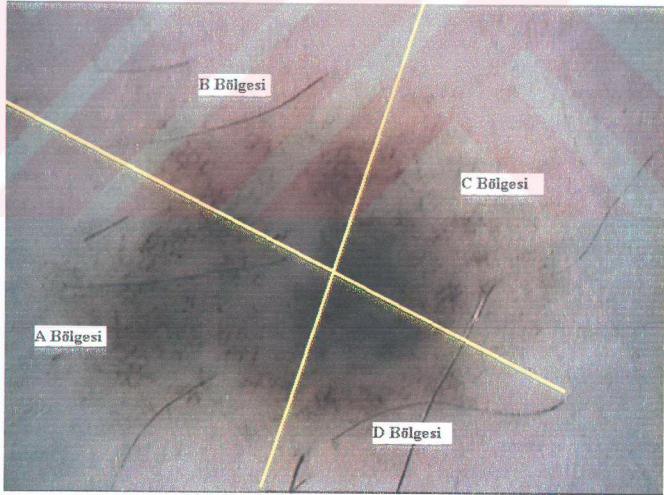
denklemleriyle ifade edilir. Referans eksenini, yeni eksen takımının 0°'sini temsil eder. Yeni eksen takımı bu açıya göre yerleştirilir. Yeni eksen takımının eksenlerinin 45°'lik pozitif ve negatif yönünü kapsayan alan bir bölgeyi temsil etmek üzere lezyon 4 bölgeye ayrılır. Lezyonu 4 bölgeye ayırmak için “İmgeninDeğerliBilgileri” matrisi kullanılır. A, B, C ve D bölgeleri

$$\begin{aligned} \text{Abölgesi} &= \text{İmgeninDeğerliBilgileri}((\text{REA}-45) < \text{PikselAçıları} \leq (\text{REA}+45)) \\ \text{Bbölgesi} &= \text{İmgeninDeğerliBilgileri}((\text{REA}+45) < \text{PikselAçıları} \leq (\text{REA}+135)) \\ \text{Cbölgesi} &= \text{İmgeninDeğerliBilgileri}((\text{REA}+135) < \text{PikselAçıları} \leq (\text{REA}+225)) \\ \text{Dbölgesi} &= \text{İmgeninDeğerliBilgileri}((\text{REA}+225) < \text{PikselAçıları} \leq (\text{REA}+315)) \end{aligned} \quad (4.14)$$

denklemleriyle hesaplanır. Burada REA, “ReferansEkseniAçısı” nı temsil etmektedir. Şekil 4.10.a.’da eksenleri yerleştirilmiş imge görülmektedir. Düzensizlik indeksinde kullanılmak üzere her bölgeden düzensizlik skoru hesaplanır. Bu skor hesaplanırken lezyonun hem yapısı hem de örgüsü dikkate alınmalıdır. Her parçanın



(a)



(b)

Şekil 4.10. Bölünmüş İmge, (a) En Uzak Nokta Referans Alınarak 2 Eksen Yerleştirilmiş İmge, (b) Eksenler Referans Alınarak 4 Bölüme Bölünmüş İmge

düzensizlik skoru, o parçanın içindeki tüm piksellerin düzensizlik yoğunlukları toplamıdır. Bir lezyonun bir eksende katlanması sonucu üst üste gelecek iki parçada hem kenarlar hem de renk yoğunluğunun dikkate alınabilmesi için bir ağırlıklandırma yaklaşımı kullanılmıştır. Bu yaklaşıma göre bir pikselin düzensizlik yoğunluğu, o pikselin merkeze uzaklığının, o pikselin renk değerine oranıdır. Çünkü her bölgedeki parçanın genişliği ve renklerdeki düzenliliğin lezyonun değerlendirilmesinde önemi vardır. Lezyonlar için genel olarak merkezden kenarlara doğru gidildikçe renk açılır. Rengin açılması değerinin artması anlamına gelir. Lezyon için önemli olan kısım özellikle koyu renkteki kısımlardır. Yani, lezyondaki bir pikselin rengi açıldıkça deriye yaklaştığı için yoğunluk değeri düşerken, merkezden uzaklaştıkça asimetrikliği ölçmek için yoğunluk değeri artar. İşte bu ters orantı kullanılarak düzensizlik skoru

$$\begin{aligned}
 A_{DS} &= \sum \frac{\text{Abölgesi PikselUzaklıkları}}{\text{Abölgesi PikselRenkleri}} \\
 B_{DS} &= \sum \frac{\text{Bbölgesi PikselUzaklıkları}}{\text{Bbölgesi PikselRenkleri}} \\
 C_{DS} &= \sum \frac{\text{Cbölgesi PikselUzaklıkları}}{\text{Cbölgesi PikselRenkleri}} \\
 D_{DS} &= \sum \frac{\text{Dbölgesi PikselUzaklıkları}}{\text{Dbölgesi PikselRenkleri}}
 \end{aligned} \tag{4.15}$$

denklemlerle hesaplanmıştır. Burada A_{DS} , B_{DS} , C_{DS} ve D_{DS} sırasıyla A, B, C ve D bölgeleri için düzensizlik skorunu temsil eder. Bu skor 4 bölge içinde uygulanmıştır. Renklerin düzensiz dağılımı ve kenarlardaki düzensizlikler gibi anormal durumlar için, düzensizlik skorunda sapma gerçekleşir.

Düzensizlik indeksini hesaplamak için A, B, C ve D bölgeleri ikişer ikişer karşılaştırılır. A bölgesi karşısındaki C bölgesi ile, B bölgesi karşısındaki D bölgesiyle karşılaştırılır. Karşılaştırma sırasında A_{DS} , B_{DS} , C_{DS} ve D_{DS} değerleri kullanılır. Karşılıklı bölgelerin düzensizlik skorları ± 5 toleransla birbirine eşit ise o eksen için simetrik ibaresi kullanılır. Düzensizlik indeksinin, 0 çıkması durumunda lezyon iyi huyludur ve doktorun tetkikine gerek yoktur, 1 çıkması durumunda lezyon şüphelidir, 2 çıkması durumunda ise lezyonun MM olma olasılığı yüksektir ve bu lezyon uzman dermatolog tarafından mutlak suretle tetkik edilmelidir yorumları yapılır.

Şekil 4.11.'den Şekil 4.18'e kadar olan şekillerde Erciyes Üniversitesi Gevher Nesibe Hastanesin Nevus Polikliniğinde Molemax II cihazı kullanılarak hastalardan alınan imgeler ve imgelerin düzensizlik indeksleri hesaplanana kadar geçtikleri aşamalar görülmektedir. Şekil 4.11.'den Şekil 4.16.'e kadar olan şekillerde ilk imge hastadan alınan imgedir, ikinci imge bir önceki imgenin keskinliği giderilmiş ve gri sikalaya yerleştirilmiş halidir. Bu imgeden lezyon maskesi, yukarıda anlatılan morfolojik özellikler kullanılarak çıkartılmıştır. Lezyon maskesi kullanılarak orijinal imgeden deri atılarak sadece lezyona ait kısım çıkartılmıştır. Bu imgede yukarıda anlatılan düzensizlik indeksi hesaplama yöntemi kullanılarak lezyon için düzensizlik indeksi hesaplanmış ve (h) şıkkı olarak verilmiştir. Aynı imge uzman dermatologa gösterilerek değerlendirme yapması istenmiştir. Dermatologun lezyon için hesapladığı skor (i) şıkkında verilmiş ve bilgisayarın hesapladığı indeksle paralellik taşıdığı görülmüştür. Şekil 4.17. ve Şekil 4.18. önceki şekillerden farklı olarak kıl içerirler. Önceki şekillere uygulanan işlemler uygulanmadan önce bu iki şekle DullRazor uygulanmış ve kıllar giderilmiştir. Daha sonra diğer şekiller gibi düzensizlik indekleri hesaplanmış ve dermatologdan indeks hesaplaması alınmıştır. Bu şekiller içinde sonuçlar birbirini tutmuştur. Bu işlemler hastalardan alınan birçok imgeye uygulanarak bilgisayar değerlendirmesinin, dermatologun verdiği skorla uyduğu kanıtlanmıştır.

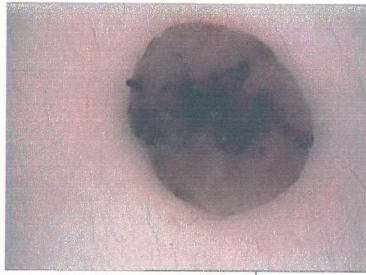
Şekil 4.11.1, Şekil 4.11.2 ve Şekil 4.13.2 için düzensizlik indeksi 0 çıkmıştır yani bu lezyonların MM değildirler. Doktorun tetkikine tabii tutulmaları gerekmemektedir. Dermatolog zamanını, hastanın indeksi yüksek çıkan bir başka lezyonuna ayırabilir. Böylece uzman dermatolog sadece hastanın tehlikeli lezyonları inceler. Tehlikeli olmayan lezyonlar için zaman ayırmadığı için hastanın tüm lezyonlarının kontrolü yapılabilir.

Şekil 4.12.1'in düzensizlik indeksi 2 çıkmıştır. Bu lezyonun MM olma olasılığı yüksektir ve bir uzman dermatolog tarafından kesinlikle görülmelidir. Uzman dermatologun skoru da 2 çıkmış ve programın bulduğu indeksi doğrulamıştır.

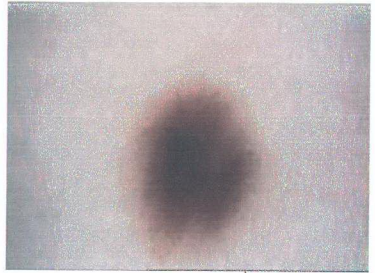
Şekil 4.12.2, Şekil 4.13.1 ve Şekil 4.17.1'in indeksleri 1 çıkmış ve şüpheli lezyonlardır. Bu lezyonlar takip edilmeli ve mümkün ise bir uzman dermatologa gösterilmelidir. Tablo 4.1.'de, sunulan tüm örnek lezyonlar için bilgisayar tarafından hesaplanmış düzensizlik

indeksi, uzman dermatolog değerlendirmesi ve elde edilen skollara göre Őekillerin yorumları toplu halde görülmektedir.

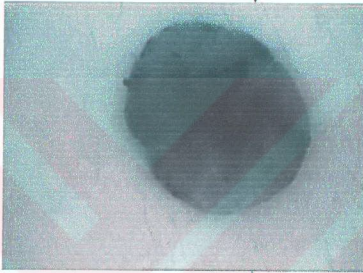




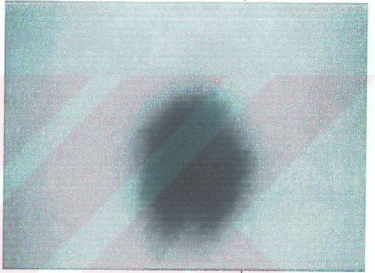
(a.1)



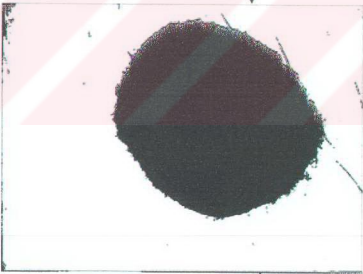
(a.2)



(b.1)



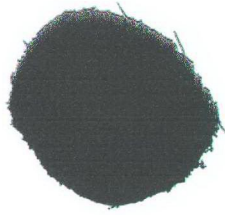
(b.2)



(c.1)



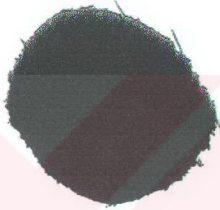
(c.2)



(d.1)



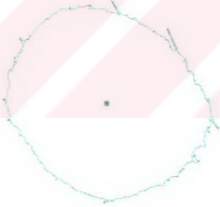
(d.2)



(e.1)



(e.2)

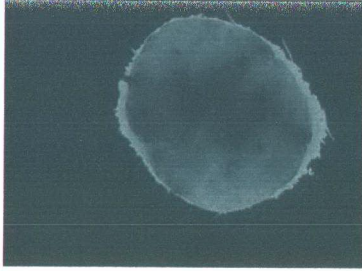


(f.1)



(f.2)





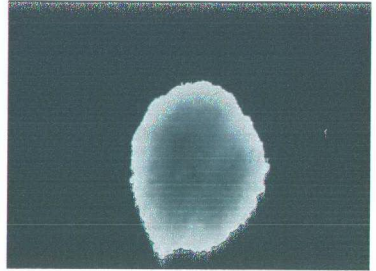
(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 0

(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 0

(i.1)



(g.2)

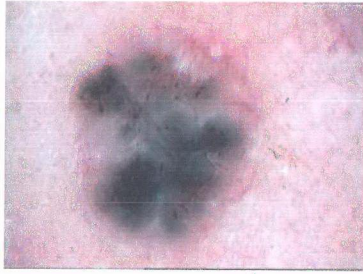
Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 0

(h.2)

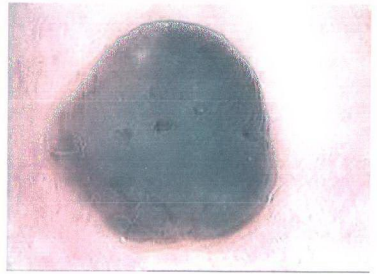
Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 0

(i.2)

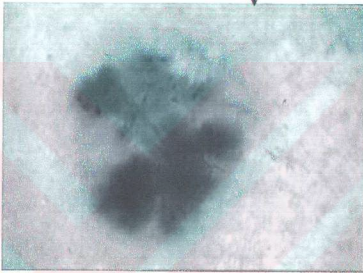
Şekil 4.11. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



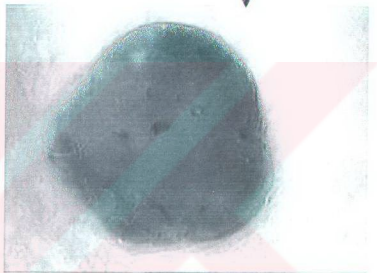
(a.1)



(a.2)



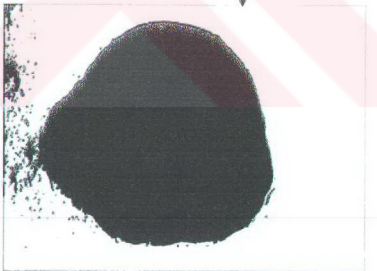
(b.1)



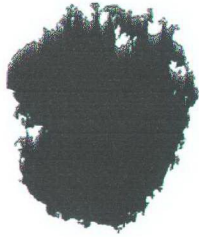
(b.2)



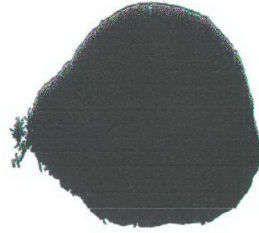
(c.1)



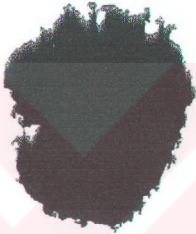
(c.2)



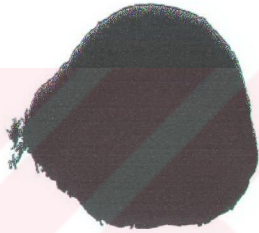
(d.1)



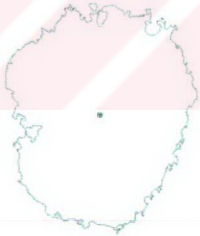
(d.2)



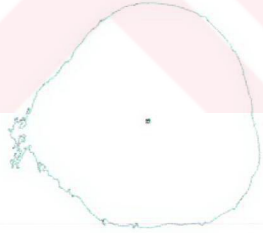
(e.1)



(e.2)

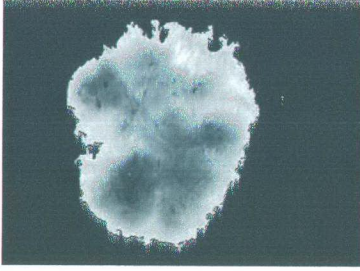


(f.1)



(f.2)



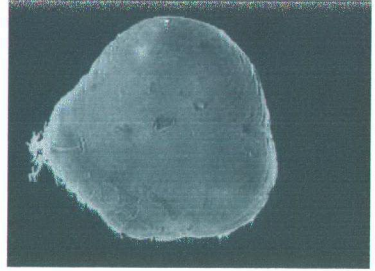


(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 2
(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 2

(i.1)



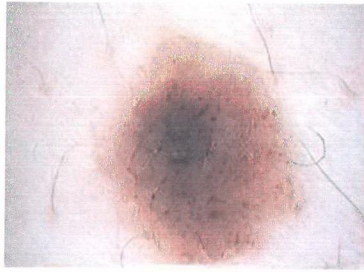
(g.2)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1
(h.2)

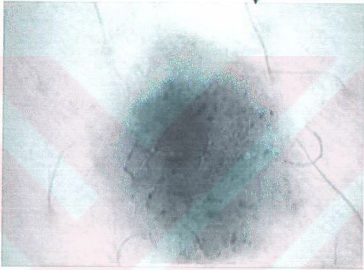
Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1

(i.2)

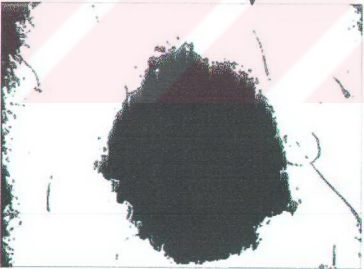
Şekil 4.12. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkartılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkartılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkartılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



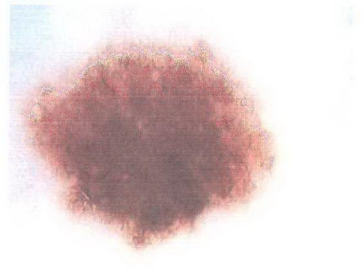
(a.1)



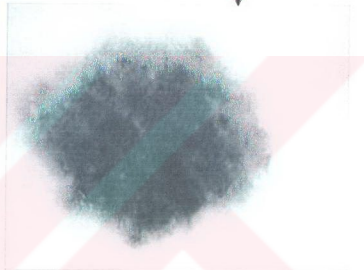
(b.1)



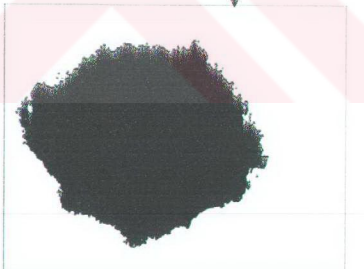
(c.1)



(a.2)

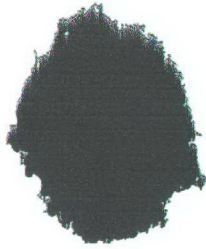


(b.2)

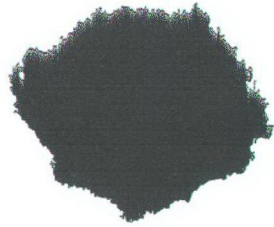


(c.2)

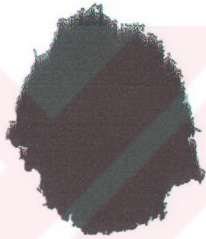




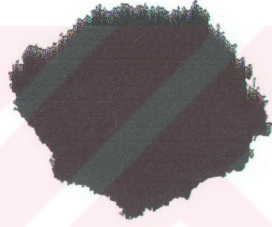
(d.1)



(d.2)



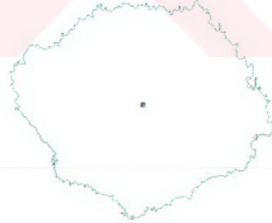
(e.1)



(e.2)

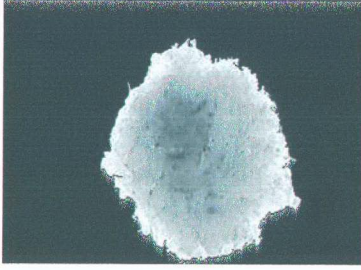


(f.1)



(f.2)

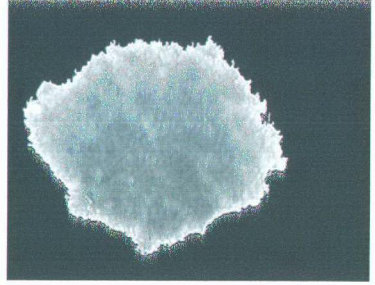




(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1
(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1
(i.1)

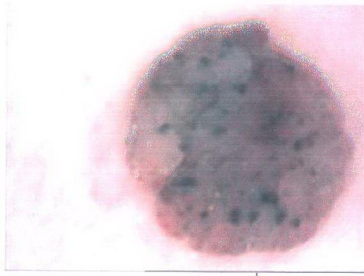


(g.2)

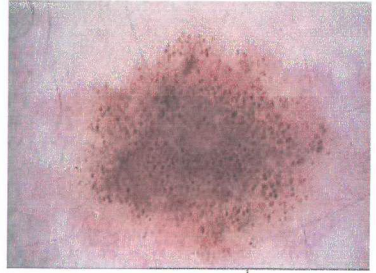
Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 0
(h.2)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 0
(i.2)

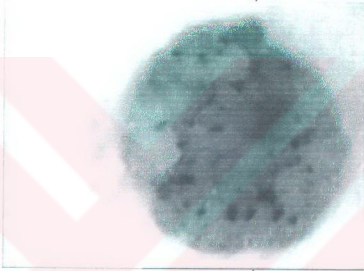
Şekil 4.13. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



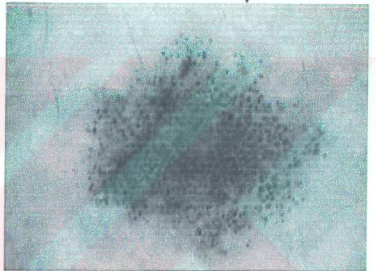
(a.1)



(a.2)



(b.1)



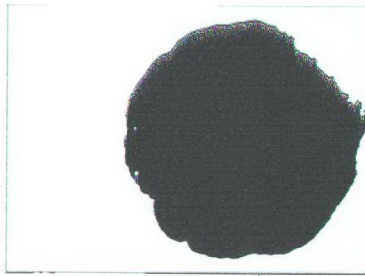
(b.2)



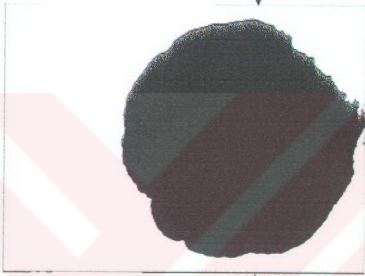
(c.1)



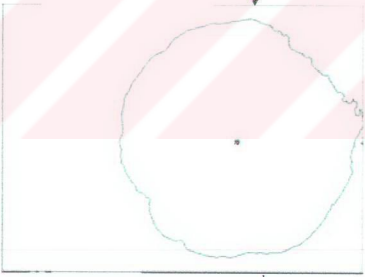
(c.2)



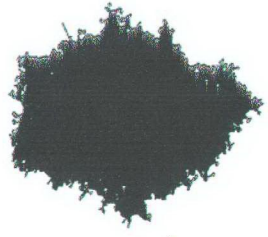
(d.1)



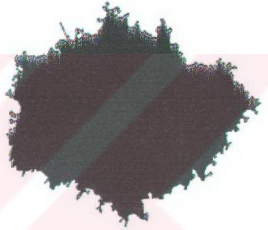
(e.1)



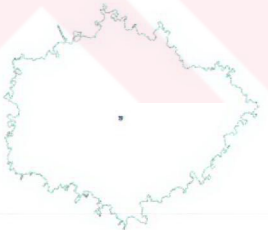
(f.1)



(d.2)

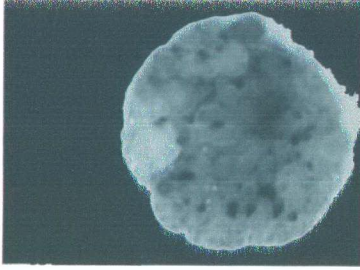


(e.2)



(f.2)





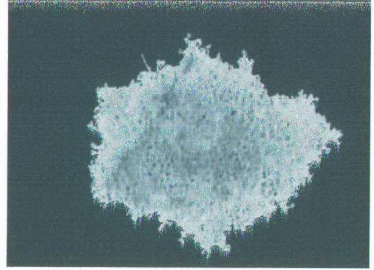
(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1

(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1

(i.1)



(g.2)

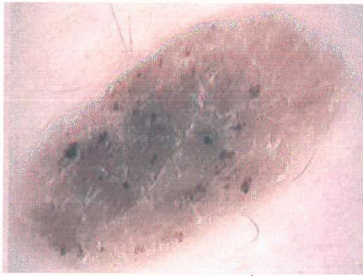
Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1

(h.2)

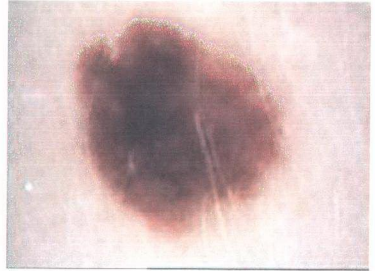
Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1

(i.2)

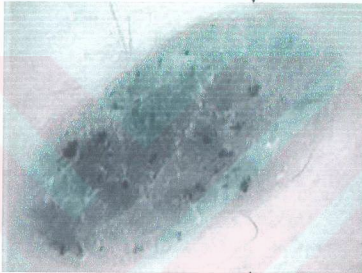
Şekil 4.14. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkartılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkartılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkartılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



(a.1)



(a.2)



(b.1)



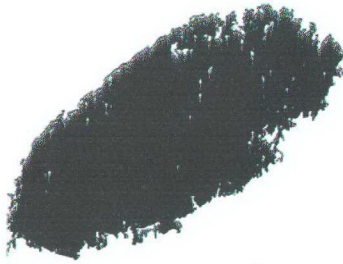
(b.2)



(c.1)



(c.2)



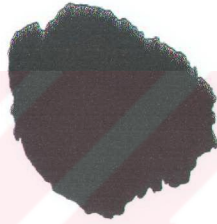
(d.1)



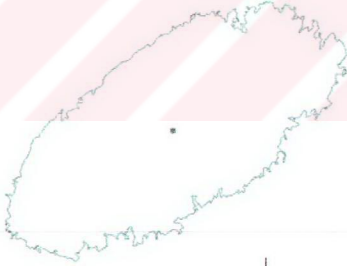
(d.2)



(e.1)



(e.2)

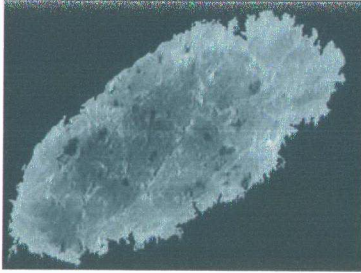


(f.1)



(f.2)





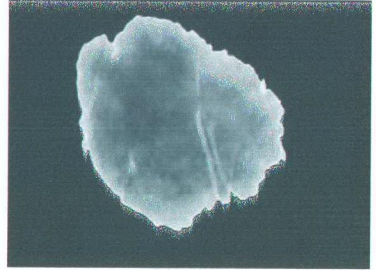
(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1

(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1

(i.1)



(g.2)

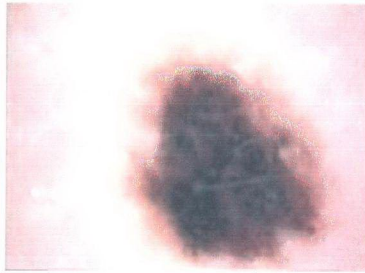
Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 1

(h.2)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 1

(i.2)

Şekil 4.15. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



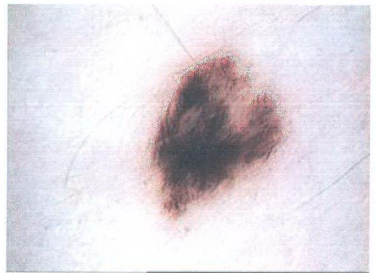
(a.1)



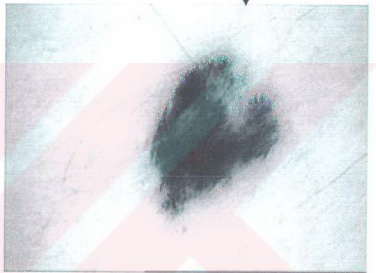
(b.1)



(c.1)



(a.2)

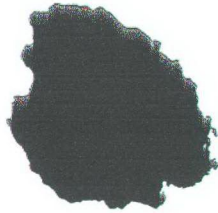


(b.2)



(c.2)

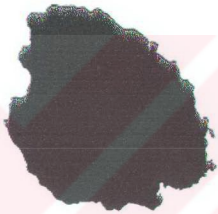




(d.1)



(d.2)



(e.1)



(e.2)

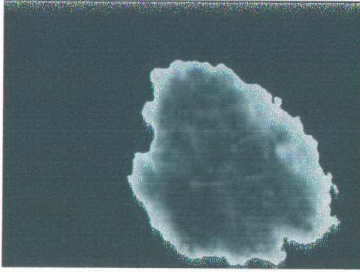


(f.1)



(f.2)





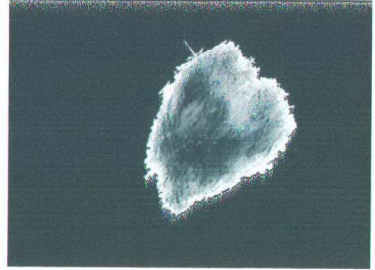
(g.1)

Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 2

(h.1)

Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 2

(i.1)



(g.2)

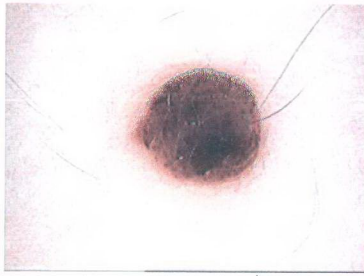
Bilgisayarın Hesapladığı Düzensizlik
İndeksi = 2

(h.2)

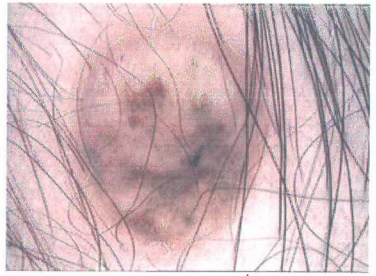
Doktorun Lezyona Verdiği Skor = 2

(i.2)

Şekil 4.16. (a) İşlenecek Lezyon İmge, (b) Keskinliği Giderilmiş İmge, (c) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (d) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (e) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (f) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (g) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (h) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (i) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



(a.1)



(a.2)



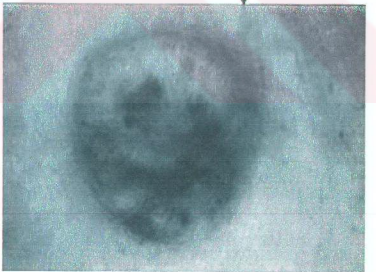
(b.1)



(b.2)

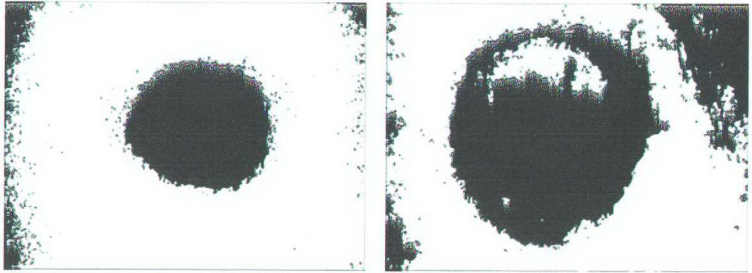


(c.1)



(c.2)

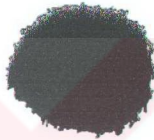




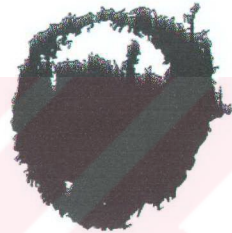
(d.1)



(d.2)



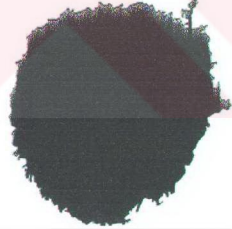
(e.1)



(e.2)

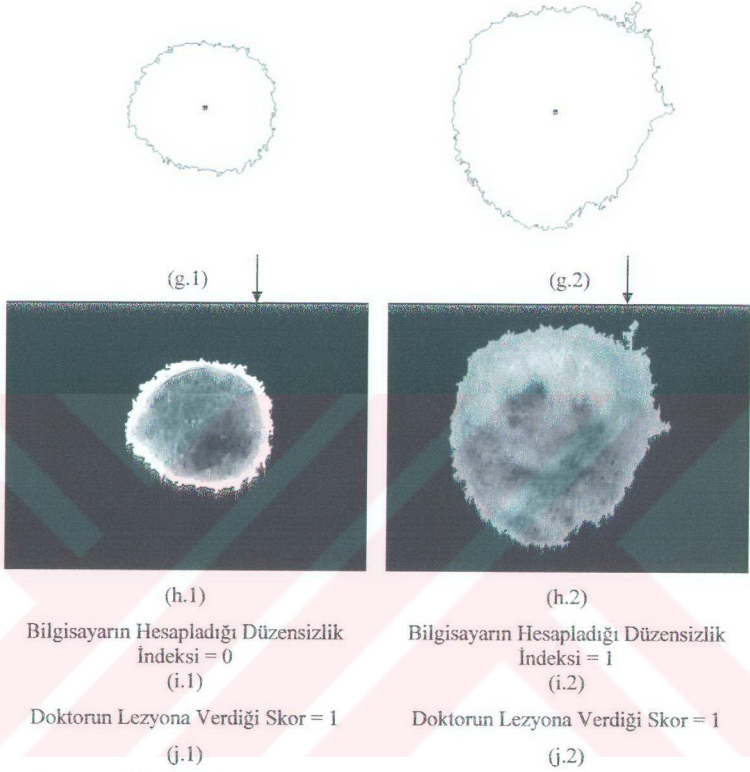


(f.1)

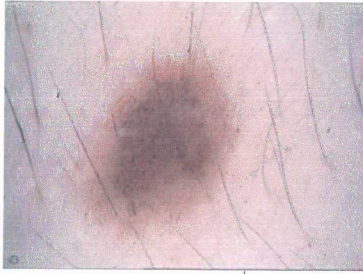


(f.2)

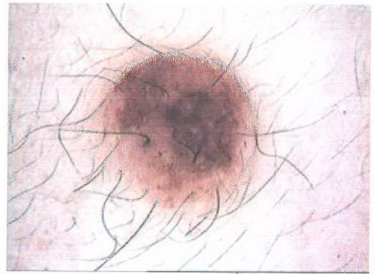




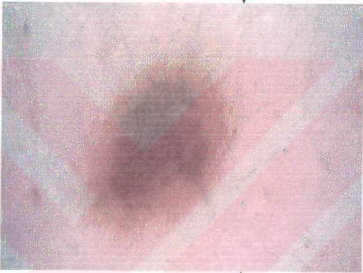
Şekil 4.17 (a) Ön İşleme Tabii Tutulacak Kıl İçeren Lezyon İmgesi, (b) Temizlenmiş, İşlenecek Lezyon İmge, (c) Keskinliği Giderilmiş İmge, (d) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (e) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (f) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (g) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (h) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (i) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (j) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.



(a.1)



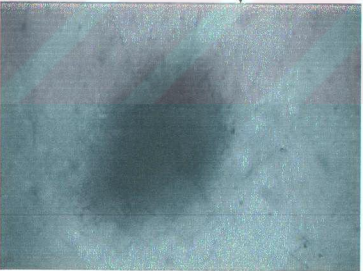
(a.2)



(b.1)



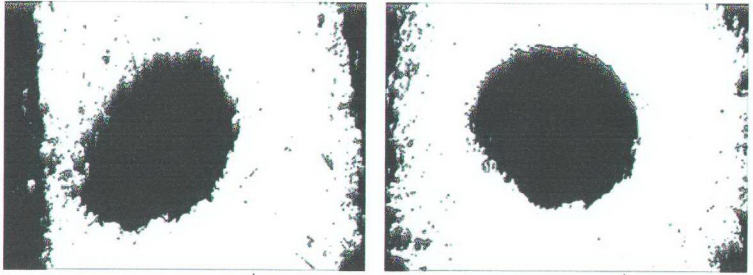
(b.2)



(c.1)



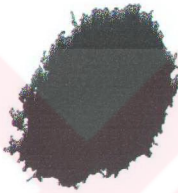
(c.2)



(d.1)



(d.2)



(e.1)



(e.2)

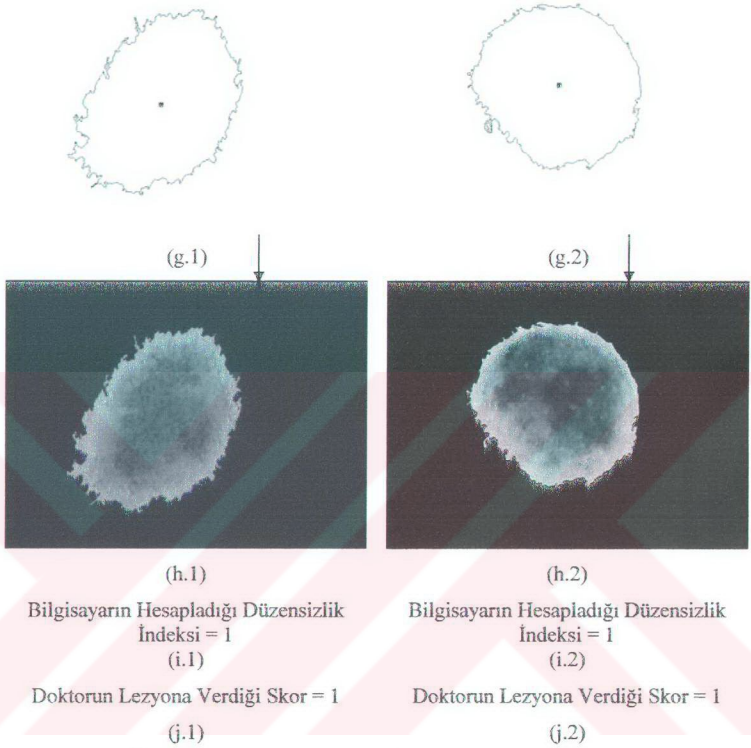


(f.1)



(f.2)





Şekil 4.18 (a) Ön İşleme Tabii Tutulacak Kıl İçeren Lezyon İmgesi, (b) Temizlenmiş, İşlenecek Lezyon İmge, (c) Keskinliği Giderilmiş İmge, (d) Eşiklenmiş Siyah Beyaz İmge, (e) Lezyon Dışındaki Adacıkları Yok Edilmiş İmge, (f) Gürültüden Arındırılmış Lezyon Maskesi, (g) Kenarları Çıkarılmış ve Kitle Merkezi İşaretlenmiş Lezyon İmgesi, (h) Lezyon İmgesinden Çıkarılmış Derisiz Lezyon İmgesi (İşleme Tabii Tutulacak İmge), (i) Çıkarılan İmgeye Göre Hesaplanan Düzensizlik İndeksi, (j) Doktorun Lezyona Verdiği Asimetri Skoru.

Tablo 4.1. Örnek Lezyon İmgelerinin Skor ve Değerlendirmeleri

Şekil Adı	Bilgisayar Tarafından Hesaplanan Düzensizlik İndeksi	Uzman Dermatologun Lezyona Verdiği Skor	Elde Edilen Skorun Fiziksel Anlamı
Şekil 4.11.1	0	0	Lezyonun MM olma ihtimali çok düşüktür, doktor kontrolüne gerek yoktur
Şekil 4.11.2	0	0	Lezyonun MM olma ihtimali çok düşüktür, doktor kontrolüne gerek yoktur
Şekil 4.12.1	2	2	Lezyonun MM olma ihtimal çok yüksektir, mutlaka uzman dermatologun değerlendirmesi gerekir
Şekil 4.12.2	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.13.1	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.13.2	0	0	Lezyonun MM olma ihtimali çok düşüktür, doktor kontrolüne gerek yoktur
Şekil 4.14.1	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.14.2	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.15.1	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.15.2	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.16.1	2	2	Lezyonun MM olma ihtimal çok yüksektir, mutlaka uzman dermatologun değerlendirmesi gerekir
Şekil 4.16.2	2	2	Lezyonun MM olma ihtimal çok yüksektir, mutlaka uzman dermatologun değerlendirmesi gerekir
Şekil 4.17.1	1	1	Lezyonun MM olma ihtimali çok düşüktür, doktor kontrolüne gerek yoktur
Şekil 4.17.2	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.18.1	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır
Şekil 4.18.2	1	1	Lezyon takibe alınmalıdır, ileride MM olma ihtimali vardır

BÖLÜM 5

SONUÇ

Bu çalışmada, deri kanserlerinin en yaygın ve öldürücü çeşitlerinden birisi olan MM yi erken safhada teşhis etmek, teşhis doğruluğunu ve hızını arttırmak, hastaların tüm lezyonlarının MM tehlikesine karşı tetkikini mümkün kılmak, kararlı ve her zaman aynı sonucu verecek bir sistem ortaya koymak amacıyla bilgisayarlı görme teknikleri kullanılmıştır. Bu teknikler sayesinde bir lezyonun düzensizlik indeksi adı verilen indeksinin, kararlı bir şekilde hesaplanması sağlanmıştır. Düzensizlik indeksi MM ve iyi huylu lezyonları birbirinden ayırmak için önemli kriterdir. Bu tez çalışmasında sunulan ve bu indeksin hesaplanması için kullanılan algoritmalar eş zamanlı kullanılabilir kadar hızlı sonuç vermektedir. Bu sayede doktor lezyon imgesini alıp bilgisayara kaydettikten hemen sonra, lezyonun düzensizlik indeksi hesaplanabilmektedir. Böylece, uzman dermatolog sadece düzensizlik indeksi yüksek çıktığı için MM olma olasılığı yüksek olan lezyonları değerlendirir ve hastasının vücudundaki onlarca lezyonu tek tek incelemek zorunda kalmaz. Hastanın vücudundaki tüm benlerin program tarafından MM açısından değerlendirilmesi yapılmış olur. Ayrıca bu sistem sayesinde dermatoloji uzmanı olmayan hekimler bile geniş halk kitlelerini MM açısından değerlendirebilir ve MM şüphesi olan, risk altındaki insanları uzman hekime yönlendirerek hayatlarının kurtulması sağlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Armstrong, B.K. and English, D.R., Cutaneous Malignant Melanoma, In *Cancer Epidemiology and Prevention*, D. Schottenfeld and J. Joseph F. Fraumeni, Eds., 2nd ed. New York: Oxford University Press, 1282-1312, 1996.
2. Gallagher, R.P., et al., Trends in Basal Cell Carcinoma, Squamous Cell Carcinoma, and Melanoma of the Skin from 1973 through 1987, *Journal of the American Academy of Dermatology*, 23 (3), 413-421, 1990.
3. Horn-Ross, P.L., et al., Temporal Trends in the Incidence of Cutaneous Malignant Melanoma Among Caucasians in the San Francisco-Oakland MSA, *Cancer Causes and Control*, 2, 299-305, 1991.
4. MacLennan, R., et al., Increasing Incidence of Cutaneous Melanoma in Queensland, Australia, *Journal of the National Cancer Institute*, 84 (18), 1427-1432, 1992.
5. Parkin, D.M., et al., *Cancer Incidence in Five Continents*, Lyon: International Agency for Research on Cancer, 1997.
6. National Cancer Institute of Canada, *Canadian Cancer Statistics 2000*, Toronto, Canada: National Cancer Institute of Canada, 2000.
7. Gawkrödger, D.J., *An Illustrated Colour Text*, 2nd ed., Hong Kong: Churchill Livingstone, 1997.
8. Tortora, G.J., Anagnostakos, N.P., *Principles of Anatomy & Physiology*, 2nd ed: Canfield Press, 1978.
9. Zeng, H., *Human Skin Optical Properties and Autofluorescence Decay Dynamics*, Ph.D. Thesis, The University of British Columbia, 1993.
10. Guillod, J.F., et al., Epiluminescence Videomicroscopy: Black Dots and Brown Globules Revisited by Stripping the Stratum Corneum. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 36 (3), 371-377, 1997.

11. Sakamaki, T., Hayashi, S., and Hayakawa, R., Melanin Distribution in Corneocytes and Fine Patterns of Pigmentation on Pigmented Areas in Pigmentary Disorders, *Skin Research and Technology*, 5, 37-41, 1999.
12. Andersen, P.H., Reflectance Spectroscopic Analysis of Selected Experimental Dermatological Models with Emphasis on Cutaneous Vascular Reactions, *Skin Research and Technology*, 3 (1), 1-58, 1997.
13. Anderson, R.R., Parrish, J.A., The Optics of Human Skin, *The Journal of Investigative Dermatology*, 77, 13-19, 1981.
14. Karamfilov, T., et al., Remittance Spectroscopy Mapping of Human Skin In-Vivo, *Skin Research and Technology* 5, 49-52, 1999.
15. Maize, J.C., Ackerman, A.B., *Pigmented Lesions of the Skin*, Philadelphia: Lea & Febiger, 1987.
16. Binder, M., et al., Application of an Artificial Neural Network in Epiluminescence Microscopy Pattern Analysis of Pigmented Skin Lesions: a Pilot study, *British Journal of Dermatology*, 130, 460-465, 1994.
17. BC Cancer Agency: Cancer Management Manual, <http://www.bccancer.bc.ca/cmm/skin/01.shtml>, 1999.
18. Halpern, A.C., Imaging Analysis: Marriage Between the Computer and the Dermoscope, *The Melanoma Letter*, 18 (1), 1, 2000.
19. Gallagher, R.P., et al., Broad Spectrum Sunscreen Use and Nevus Development in School Children: Results of a Randomized Trial, In 13th International Congress on Photobiology and 28th Annual Meeting American Society for Photobiology, San Francisco, 214, 2000.
20. Gallagher, R.P., et al., Broad-Spectrum Sunscreen Use and the Development of New Nevi in White Children: a Randomized Controlled Trial, *The Journal of the American Medical Association*, 283 (22), 2955-2960, 2000.
21. Rivers, J.K., Melanoma, *Lancet*, 347, 803-807, 1996.
22. Balch, C.M., Houghton, A., Peters, L., *Cutaneous Melanoma*, In *Cancer Principle & Practice of Oncology*, J.B. Lippincott Company, 1499-1542, 1989.
23. Gallagher, R.P., McLean, D.I., The Epidemiology of Acquired Melanocytic Nevi-a Brief Review, *Dermatologic Clinics*, 13 (3), 595-603, 1995.

24. Ellsworth, D.L., Manolio, T.A., The Emerging Importance of Genetics in Epidemiologic Research. I. Basic Concepts in Human Genetics and Laboratory Technology, *Annals of Epidemiology*, 9 (1), 1-16, 1999.
25. Weinberg, R.A., How Cancer Arises, *Scientific American*, 62-70, September 1996.
26. Weinberg, R.A., *One Rengade Cell*, New York: Basic Books, 1998.
27. Ruoslahti, E., How Cancer Spreads, *Scientific American*, 72-77, September 1996.
28. McLean, D.I., et al., On the Prognostic Importance of White Depressed Areas in the Primary Lesion of Superficial Spreading Melanoma, *Cancer*, 43, 157-161, 1979.
29. Koh, H.K., et al., Evaluation of the American Academy of Dermatology's National Skin Cancer Early Detection and Screening Program, *Journal of the American Academy of Dermatology*, 34 (6), 971-978, 1996.
30. MacKie, R.M., Melanoma Prevention and Early Detection, *British Medical Bulletin*, 51 (3), 570-583, 1995.
31. Pehamberger, H., et al., Immediate Effects of a Public Education Campaign on Prognostic Features of Melanoma, *Journal of the American Academy of Dermatology*, 29 (1), 106-109, 1993.
32. Rivers, J.K., Gallagher, R.P., Public Education Projects in Skin Cancer, Experience of the Canadian Dermatology Association, *Cancer*, 75 (2), 661-666, 1995.
33. Berwick, M., et al., Screening for Cutaneous Melanoma by Skin Self-Examination, *Journal of National Cancer Institute*, 88 (1), 17-23, 1996.
34. Friedman, R.J., Rigel, D.S., Kopf, A.W., Early Detection of Malignant Melanoma: the Role of Physician Examination and Self-Examination of the Skin, *CA-A Cancer Journal for Clinicians*, 35 (3), 130-151, 1985.
35. Hall, P., Clinical Diagnosis of Melanoma, In *Diagnosis and Management of Melanoma in Clinical Practice*. London and New York: Springer-Verlag, 35-52, 1992.
36. Healsmith, M.F., et al., An Evaluation of the Revised Seven-Point Checklist for the Early Diagnosis of Cutaneous Malignant Melanoma, *British Journal of Dermatology*, 130, 48-50, 1994.

37. Bittorf, A., Krejci, N.C., Diepgen, T.L., Storage and Retrieval of Digital Images in Dermatology, *Skin Research and Technology*, 1, 192-199, 1995.
38. Hanrahan, P.F., et al., Examination of the Ability of People to Identify Early Changes of Melanoma in Computer Altered Pigmented Skin Lesions, *Archive Dermatology*, 133, 301-311, 1997.
39. Slue, W., Kopf, A.W., Rivers, J.K., Total Body Photographs of Dysplastic Nevi, *Archives Dermatology*, 124, 1239-1243, 1988.
40. Voigt, H., ClaBen, R., Topodermatographic Image Analysis for Melanoma Screening and the Quantitative Assessment of Tumor Dimension Parameters of the Skin, *Cancer*, 75 (4), 981-988, 1995.
41. Dummer, W., et al., Preoperative Characterization of Pigmented Skin Lesions by Epiluminescence Microscopy and High-Frequency Ultrasound, *Archives Dermatology*, 131, 279-285, 1995.
42. Gniadecka, M., Potential for High-Frequency Ultrasonography, Nuclear Magnetic Resonance, and Raman Spectroscopy for Skin Studies, *Skin Research and Technology*, 3, 139-146, 1997.
43. Kaspar, K., et al., Does 100 Mhz Sonography Allow a more Detailed Visualization of Malignant Melanomas?, *Skin Research and Technology*, 5, 141, 1999.
44. Bowser, A., Computerized Dermatoscopes Could Simplify Lesion Analysis: Developer, However, Wondering if Devices will Catch on in the United States, *Dermatology Times*, 10-11, October 1998.
45. Casinelli, N., et al., A possible New Tool for Clinical Diagnosis of Melanoma: the Computer, *Clinical Diagnosis of Melanoma*, 16 (2), 361-367, 1987.
46. Fleming, M.G., Image Analysis for Melanoma Diagnosis, *The Melanoma Letter*, 18 (1), 1-3, 2000.
47. Hall, P.N., Claridge, E., Smith, J.D.M., Computer Screening for Early Detection of Melanoma-Is There a Future?, *British Journal of Dermatology*, 132, 325-338, 1995.
48. Kenet, R.D., Digital Imaging in Dermatology, *Clinics in Dermatology*, 13, 381-392, 1995.
49. Stoecker, W.V., *Computer Applications in Dermatology*, New York: Igaku-Shoin, 1993.

50. Stoecker, W.V., et al., Nondermatoscopic Digital Imaging of Pigmented Lesions, *Skin Research and Technology*, 1, 7-16, 1995.
51. Kenet, R.O., et al., Clinical Diagnosis of Pigmented Lesions Using Digital Epiluminescence Microscopy, *Archives Dermatology*, 129, 157-174, 1993.
52. Bahmer, F.A., et al., Terminology in Surface Microscopy, *Journal of American Academy of Dermatology*, 23 (6), 1159-1162, 1990.
53. Binder, M., et al., Epiluminescence Microscopy: a Useful Tool for the Diagnosis of Pigmented Skin Lesions for Formally Trained Dermatologists, *Archives Dermatology*, 131, 286-291, 1995.
54. Pehamberger, H., et al., In Vivo Epiluminescence Microscopy: Improvement of Early Diagnosis of Melanoma, *The Journal of Investigative Dermatology*, 100 (3), 356-362, 1993.
55. Jacques, S.: Video imaging with polarized light finds skin cancer margins not visible to dermatologists, <http://omlc.ogi.edu/omlc/news/feb98/polarization/index.html>, 1998.
56. Seidenair, S., Pellacani, G., Pepe, P., Digital Videomicroscopy Improves Diagnostic Accuracy for Melanoma, *Journal of the American Academy of Dermatology*, 39 (2), 175-181, 1998.
57. Seidenari, S., et al., Computerized Evaluation of Pigmented Skin Lesion Images Record by a Videomicroscope: Comparison between Polarizing Mode Observation and Oil/Slide Mode Observation, *Skin Research and Technology*, 1, 187-191, 1995.
58. Dawson, J.B., et al., A theoretical and Experimental Study of Light Absorption and Scattering by In Vivo Skin, *Phys. Med. Biol.*, 25 (4), 695-709, 1980.
59. Argenziano, G., et al., Epiluminescence Microscopy: Criteria of Cutaneous Melanoma Progression, *Journal of American Academy of Dermatology*, 37, 68-74, 1997.
60. Puppini, D., Salomon, D., Saurat, J.H., Amplified Surface Microscopy, *Journal of American Academy of Dermatology*, 28 (6), 923-927, 1993.
61. Andreassi, L., et al., Computerized Image Analysis of Pigmented Lesions, *Chronica Dermatologica*, 5 (1), 11-24, 1995.

62. Schindewolf, T., et al., Classification of Melanocytic Lesions with Color and Texture Analysis Using Digital Image Processing, *Analytical and Quantitative Cytology and Histology*, 15 (1), 1-11, 1993.
63. White, R., Rigel, D.S., Friedman, R.J., Computer Applications in the Diagnosis and Prognosis of Malignant Melanoma, *Dermatologic Clinics*, 9 (4), 695-702, 1991.
64. Dhawan, A.P., An Expert System for the Early Detection of Melanoma Using Knowledge Based Image Analysis, *Analytical and Quantitative Cytology and Histology*, 10 (6), 405-416, 1988.
65. Kjoelen, A., et al., Performance of AI Methods in Detecting Melanoma, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 411-416, July/August 1995.
66. Shao, S., Grams, R.R., A Proposed Computer Diagnostic System for Malignant Melanoma (CDSMM), *Journal of Medical Systems*, 18 (2), 85-96, 1994.
67. Guthowicz, D., et al., Can Early Malignant Melanoma be Differentiated from Atypical Melanocytic Nevus by In Vivo Techniques?, Part II. Automatic Machine Vision Classification, *Skin Research and Technology*, 3, 15-22, 1997.
68. Colot, O., et al., A Colour Image Processing Method for Melanoma Detection, In *The First International Medical Imaging Computing and Computer-Assisted Intervention*, Cambridge, MA, 562-569, 1998.
69. Claridge, E., et al., Shape Analysis for Classification of Malignant Melanoma, *Journal Biomed. Eng.*, 14, 229-234, 1992.
70. Ercal, F., et al., Neural Network Diagnosis of Malignant Melanoma from Color Images, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41 (9), 837-845, 1994.
71. Golston, J.E., et al., Automatic Detection of Irregular Borders in Melanoma and Other Skin Tumors, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 16 (3), 199-203, 1992.
72. A. Bono, et al., The ABCD System of Melanoma Detection: A Spectrophotometric Analysis of the Asymmetry, Border, Color, and Dimension, *Cancer*, 85 (1), 72-77, 1999.
73. Pentland, A.P., Fractal-Based Description of Natural Scenes, *IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 6 (6), 661-674, 1984.
74. Mandelbrot, B.B., *The Fractal Geometry of Nature*, New York: W.H. Freeman and Co., 1982.

75. Claridge, E., Smith, J.D.M., Hall, P.N., Evaluation of Border Irregularity in Pigmented Skin Lesions Against a Consensus of Expert Clinicians, In Proceedings of Medical Image Understanding and Analysis, Leeds, U.K., 85-88, 1998.
76. Ng, V., Lee, T., Measuring Border Irregularities of Skin Lesions Using Fractal Dimensions, In SPIE Photonics China, Electronic Imaging and Multimedia Systems, Beijing, China, 64-72, 1996.
77. Chaudhuri, B.B., Sarkar, N., Texture Segmentation Using Fractal Dimension, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 17 (1), 72-77, 1995.
78. Loncaric, S., A Survey of Shape Analysis Technique, Pattern Recognition, 31 (8), 983-1001, 1998.
79. Pavlidis, T., A Review of Algorithms for Shape Analysis, Computer Graphics and Image Processing, 7, 243-258, 1978.
80. Sonka, M., Hlavac, V., Boyle, R., Image Processing, Analysis and Machine Vision, London: Chapman & Hall, 1995.
81. Asada, H., Brady, M., The Curvature Primal Sketch, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8, 2-14, 1983.
82. Kimia, B., Tannenbaum, A., Zucker, S., Shapes, Shocks, and Deformations, I: The Components of Shape and the Reaction-Diffusion Space, International Journal of Computer Vision, 15, 189-224, 1995.
83. Brady, M., Criteria for Representations of Shape, In Human and Machine Vision, J. Beck, B. Hope, and A. Rosenfeld, Eds. New York: Academic Press, 1983.
84. Mokhtarian, F., Mackworth, A., Scale-based Description and Recognition of Planar Curves and Two-Dimensional Shapes, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8 (1), 34-43, 1986.
85. Freeman, H., On the Encoding of Arbitrary Geometric Configuration, IRE Transactions on Electronic Computers, 10 (2), 260-268, 1961.
86. Freeman, H., Computer Processing of Line-Drawing Images, ACM Computing Surveys, 6, 57-97, 1974.
87. Zahn, C., Roskies, R., Fourier Descriptors for Plane Closed Curves, IEEE Transactions on Computers, C-21, 269-281, 1972.

88. Wang, S.S., Chen, P.C., Lin, W.G., Invariant Pattern Recognition by Moment Fourier Descriptor, *Pattern Recognition*, 27 (12), 1735-1742, 1994.
89. Teague, M.R., Image Analysis Via the General Theory of Moments, *Journal of Optical Society of America*, 70 (8), 920-930, 1980.
90. Hu, M.K., Visual Pattern Recognition by Moment Invariants, *IRE Trans. Inform. Theory*, 8, 179-187, 1962.
91. Chen, C.C., Improved Moment Invariants for Shape Discrimination, *Pattern Recognition*, 26 (5), 683-686, 1993.
92. MacAulay, C., Development, Implementation and Evaluation of Segmentation Algorithms for the Automatic Classification of Cervical Cells, Ph.D. Thesis, The University of British Columbia, 1989.
93. Blum, H., Nagel, R.N., Shape Description Using Weighted Symmetric Axis Features, *Pattern Recognition*, 10, 167-180, 1978.
94. Brady, M., Representing Shape, In *Robotics and Artificial Intelligence*, M. Brady, L.A. Gerhardt, and H.F. Davidson, Eds. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1984.
95. Leyton, M., A Process-Grammar for Shape, *Artificial Intelligence*, 34, 213-247, 1988.
96. Leyton, M., Inferring Causal History from Shape, *Cognitive Science*, 13, 357-387, 1989.
97. Haralick, R.M., Shapiro, L.G., *Computer and Robot Vision*, v.1, 180-200, 1992.
98. Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D., Snakes: Active Contour Models, In *Proceedings of the first ICCV*, 259-268, 1987.
99. Leymarie, F., Levine, M.D., Simulating the Grassfire Transform Using an Active Contour Model, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14 (1), 56-75, 1992.
100. Ogniewicz, R.L., Kubler, O., Hierarchic Voronoi Skeletons, *Pattern Recognition*, 28 (3), 343-359, 1995.
101. Pavlidis, T., Algorithm for Shape Analysis of Contours and Waveforms, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2 (4), 301-312, 1980.
102. Attneave, F., Some Informational Aspects of Visual Perception, *Psychol. Rev.*, 61, 183-193, 1954.

103. Hoffman, D.D., Richards, W.A, Parts of Recognition, *Cognition*, 18, 65-96, 1985.
104. Richards, W., Hoffman, D.D., Condon Constraints on Closed 2D Shapes, *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 31, 265-281, 1985.
105. Siddiqi, K., Kimia, B.B., Parts of Visual Form: Computational Aspects, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17 (3), 239-251, 1995.
106. Fischler, M.A., Wolf, H.C., Locating Perceptually Salient Points on Planar Curves, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 16 (2), 113-129, 1994.
107. Anderson, M., Task-Oriented Lossy Compression of Magnetic Resonance Images, M.Sc. Thesis, School of Computing Science, Simon Fraser University, 1995.
108. Graps, A.L., An Introduction to Wavelets, *IEEE Computational Sciences and Engineering*, 50-61, 1995.
109. Strang, G., Wavelets and Dilation Equations: a Brief Introduction, *Siam Review* 31, 613-627, 1989.
110. Strang, G., Wavelets, *American Scientist*, 250-255, April 1994.
111. Babaud, J., et al., Uniqueness of the Gaussian Kernel for Scale-Space Filtering, *IEEE Trans, Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 8 (1), 26-33, 1986.
112. Xin, K., Lim, K.B., Hong, G.S., A Scale-Space Filtering Approach for Visual Feature Extraction, *Pattern Recognition*, 28 (8), 1145-1158, 1995.
113. Mokhtarian, F., Silhouette-Based Isolated Object Recognition Through Curvature Scale Space, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17 (5), 539-544, 1995.
114. Mokhtarian, F., Suomela, R., Robust Image Corner Detection Through Curvature Scale Space, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 20, 1376-1381, 1998.
115. Lee, T.K., Measuring Border Irregularity and Shape of Cutaneous Melanocytic Lesions, Ph.D. Thesis, Simon Fraser University, BC Canada, 2001.
116. Nachbar, F., et al., The ABCD Rule of Dermatoscopy, *J. Am Acad Dermatol*, 30 (4), 77-80, April 1994.

ÖZGEÇMİŞ

21/07/1979 tarihinde Ankara da doğdu, ilk öğrenimini Ankara da tamamladı. Liseyi, Kayseri Anadolu teknik lisesi elektronik bölümünde okudu. Üniversite hayatının ilk yılını Fırat Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde geçirdikten sonra, Erciyes Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bölümüne yatay geçiş yaptı. Lisans eğitimini burada tamamladı. Şu anda üniversitemiz Sivil Havacılık Yüksekokulunda araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

Adres:

Erciyes Üniversitesi
Sivil Havacılık Yüksekokulu
38039, Melikgazi/KAYSERİ
Tel: (352) 437 49 01 (İç Hat: 41106)