

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**GÜRÜLTÜ AZALTMA TEKNİKLERİNİN DERMATOSKOP GÖRÜNTÜLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Münire ÖZEN

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

OCAK 2023

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**GÜRÜLTÜ AZALTMA TEKNİKLERİNİN DERMATOSKOP GÖRÜNTÜLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Münire ÖZEN

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

OCAK 2023

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GÜRÜLTÜ AZALTMA TEKNİKLERİNİN DERMATOSKOP GÖRÜNTÜLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Münire ÖZEN
BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

OCAK 2023

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GÜRÜLTÜ AZALTMA TEKNİKLERİNİN DERMATOSKOP GÖRÜNTÜLERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Münire ÖZEN
BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 20/01/2023 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Evgin GÖÇERİ (Danışman)
Dr. Öğr. Üyesi Çiğdem SARAÇ
Dr. Öğr. Üyesi Enver KÜÇÜKKÜLAHLI

ÖZET

GÜRÜLTÜ AZALTMA TEKNİKLERİNİN DERMATOSKOP GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Münire ÖZEN

Yüksek Lisans Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Evgin GÖÇERİ

OCAK 2023; 31 sayfa

Cilt hastalıkları erken safhada doğru teşhis ve tedavi edilmesi gereken hastalıklardır. Erken teşhis ve tedavinin sağlanması için de dermatoloji alanında bilgisayar destekli otomatik yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu doğrultuda yapılmış olan çalışmalarda genellikle dermatoskop görüntülerinin analizi, sınıflandırılması veya görüntülerden lezyon bölütlemenin gerçekleştirilmesi üzerinde durulmuş olup, bu işlemlerden elde edilen sonuçlar incelenip değerlendirilmiştir. Fakat ön işlem aşaması olarak uygulanan gürültü azaltma tekniklerinin ne kadar başarılı olduğu üzerinde durulmamıştır. Bunun yanı sıra, literatürdeki çalışmalarda dermatoskop görüntüleri ile geliştirilen otomatik yöntemlerde, farklı sınıflandırma veya lezyon bölütleme yaklaşımları, farklı gürültü azaltma teknikleri ile birlikte kullanılmıştır. Bu nedenle, hangi gürültü azaltma tekniğinin daha etkili olduğu net olmayıp, bu tekniklerin sonuçlar üzerindeki etkisi belirsizdir. Bu sorunun çözümü için, bu tez çalışması kapsamında, dermatoskop görüntüleri üzerinde uygulanmış olan gürültü azaltma tekniklerinin performansları incelenip karşılaştırılmış ve en uygun tekniğin belirlenmesi sağlanmıştır. Ayrıca, bu tez çalışmasında dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak için daha önce kullanılmamış olan bir yöntem de önerilmiştir. Çalışmalarımızda üç farklı değerlendirme ölçütü ile elde edilen bulgular, önerilen yöntem ile gürültü azaltma işleminin literatürde uygulanmış olan yöntemlere göre daha yüksek bir performans ile gerçekleştirilebildiğini göstermiştir. Önerilen yöntem kullanılarak geliştirilecek olan cilt lezyonlarının otomatik tespit edilmesi, bölütlenmesi veya sınıflandırılması yaklaşımlarından daha başarılı sonuçların elde edilmesi, bu sayede bu hastalıkların teşhisi ve tedavi süreçlerinde daha doğru değerlendirmelerin yapılması için dermatologlara yardımcı olunması sağlanacaktır.

ANAHTAR KELİMELEER: Cilt hastalıkları, dermatoskop görüntüsü, gürültü türleri, gürültü azaltma

JÜRİ: Doç. Dr. Evgin GÖÇERİ

Dr. Öğr. Üyesi Çiğdem SARAÇ

Dr. Öğr. Üyesi Enver KÜÇÜKKÜLAHLI

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF NOISE REDUCTION TECHNIQUES ON DERMATOSCOPY IMAGES

Münire ÖZEN

MSc Thesis in Biomedical Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Evgin GÖÇERİ

January 2023; 31 pages

Skin diseases are diseases that need to be correctly diagnosed and treated at an early stage. Computer-assisted automated methods are needed in the field of dermatology to provide early diagnosis and treatment. Studies conducted in this direction have generally focused on the analysis and classification of dermatoscope images or performing lesion segmentation from images, and the results obtained from these procedures have been examined and evaluated. However, it has not been emphasized how successful the noise reduction techniques applied as a pre-processing stage are. In addition, in the studies in the literature, different classification or lesion segmentation approaches have been used together with different noise reduction techniques in automatic methods developed with dermatoscope images. Therefore, it is not clear which noise reduction technique is more effective and the effect of these techniques on the results is unclear. In order to solve this problem, within the scope of this thesis, the performances of noise reduction techniques applied on dermatoscope images were examined and compared, and the most appropriate technique was determined. In addition, a method that has not been used before to reduce noise from dermatoscope images is also proposed in this thesis. The findings obtained with three different evaluation criteria in our studies showed that the noise reduction process with the proposed method can be performed with a higher performance than the methods applied in the literature. It will help dermatologists to get more successful results from automatic detection, segmentation or classification approaches of skin lesions to be developed using the proposed method and to make more accurate evaluations in the diagnosis and treatment processes of these diseases.

KEYWORDS: Dermatological diseases, dermatoscopy images, noise types, noise reduction

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. Evgin GÖÇERİ

Asst. Prof. Dr. Çiğdem SARAÇ

Asst. Prof. Dr. Enver KÜÇÜKKÜLAHLI

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasının oluşmasında bilgi ve tecrübelerini paylaşan, çalışmaların her aşamasında katkı sağlayan, motivasyon ve desteğini esirgemeyen ve bana emeği geçen tez danışman hocam Doç. Dr. Evgin GÖÇERİ'ye çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans programı boyunca yol gösterici önerilerini, tecrübelerini, motivasyon ve desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Ahmet BOZKURT hocama çok teşekkür ederim.

Ardından Akdeniz Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm öğretim üyelerine yüksek lisans eğitimi boyunca bana kattıkları bilgiler ve tecrübeleri için teşekkür ederim.

Ayrıca yüksek lisans programı boyunca her konuda yardımını, tecrübelerini ve manevi desteğini esirgemeyen arkadaşım Arş. Gör. Hacer KUDUZ'a çok teşekkür ederim.

En önemlisi hayatımın her aşamasında manevi desteklerini ve sevgilerini esirgemeyen kıymetli annem, babam ve ablama çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iv
AKADEMİK BEYAN	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	6
3. MATERYAL VE METOT	9
3.1. Materyal.....	9
3.2. Uygulanan Metot.....	10
3.2.1. Gaussian filtrelemeye dayalı gürültü azaltma.....	11
3.2.2. Uyarmalı Wiener filtrelemeye dayalı gürültü azaltma	11
3.2.3. Ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma	12
3.2.4. Harmonik ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma	12
3.2.5. Gradyan yükselmesine dayalı olarak gürültü azaltma.....	12
3.2.6. Ortanca değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma.....	12
3.2.7. Orta nokta değeri ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma	13
3.2.8. Dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma.....	13
3.2.9. Markov rastgele alan kullanarak gürültü azaltma.....	13
3.2.10. İzotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı gürültü azaltma.....	14
3.2.11. Önerilen yöntem	14
3.3. Yazılım Sisteminin Geliştirilmesi	16
3.4. Sonuçların Değerlendirilmesi ve Kullanılan Sayısal Ölçütler	16
4. BULGULAR	19
4.1. Görsel Sonuçlar	19
4.2. Sayısal Sonuçlar	21
5. TARTIŞMA	22
6. SONUÇLAR	26
7. KAYNAKLAR	27

ÖZGEÇMİŞ



AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Gürültü Azaltma Tekniklerinin Dermatoskop Görüntüleri Üzerindeki Etkisinin Araştırılması” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

20/01/2023

Münire ÖZEN

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

.	: Ondalık ayırıcı
σ	: Standart sapma
μ	: Fonksiyonun ortalama değeri
e	: Euler sayısı
λ	: Poisson dağılım ortalama ve varyans değeri
k	: Bağımsız rastgele olayların meydana gelme sayısı
π	: Pi sayısı
I	: Gürültülü görüntü
$I^{filtered}$	: Filtrelenmiş görüntü
σ^2	: Varyans değeri
θ	: Parametre ayarı
G_S	: Uzaysal olarak değişen Gaussian fonksiyonu
G_r	: Gaussian aralığı fonksiyonu
$I_G(y)$	: Ölçeklenmiş görüntü piksel değeri
G_G	: İki boyutlu Gaussian çekirdek fonksiyonu

Kısaltmalar

BKL	: Benign Keratosis
BCC	: Basal Cell Carcinoma
AKIEC	: Actinic Keratosis
VASC	: Vascular Lesion
MN	: Melanocytic Nevi
DF	: Dermatofibroma
MEL	: Melanoma

PSNR : Tepe Sinyal Gürültü Oranı (Peak Signal to Noise Ratio)

SSIM : Yapısal Benzerlik İndeksi Ölçütü (Structural Similarity Index Measurement)

MSE : Ortalama Kare Hatası (Mean Square Error)



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Gürültü içeren (a) ve gürültüsü azaltılmış görüntü (b); Gürültü içeren (c) ve gürültüsü azaltılmış görüntü (d) örnekleri.....	1
Şekil 1.2. Gaussian dağılım	2
Şekil 1.3. Dürtü tipinde gürültü için olasılık yoğunluk fonksiyonu	3
Şekil 1.4. Benek tipindeki gürültü için olasılık yoğunluk fonksiyonu grafiği	3
Şekil 1.5. Atış gürültü tipine ait olasılık yoğunluk fonksiyon grafiği	4
Şekil 3.1. Farklı hastalıkları gösteren dermatoskop görüntü örnekleri: BCC (a), VASC (b), AKIEC (c), MN (d), DF (e), MEL (f), BKL (g)	9
Şekil 4.1. Gaussian tipinde (0 ortalama ve 0.05 varyans değeri ile) gürültü eklenmiş gri tonlamalı dermatoskop görüntü örneği (a), Gaussian filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (b), uyarmalı Wiener filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (c), ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (d), harmonik ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (e), gradyan yükselmesine dayalı olarak gürültü azaltma (f), ortanca değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (g), orta nokta değeri ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (h), dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma (i), Markov rastgele alan kullanarak gürültü azaltma (j), izotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (j) ve ölçeklenmiş iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (k) teknikleri ile elde edilen görüntüler	19
Şekil 4.2. Gri tonlamalı dermatoskop görüntüsü (a), Gaussian gürültü eklenmiş görüntü (b), görüntüden çıkarılan gürültü (c), ölçeklenmiş iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği ile elde edilen görüntü (d)	20

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Çeşitli gürültü türleri için kurtuz ve çarpıklık değerleri	10
Çizelge 4.1. Gürültü azaltma yöntemleri ile elde edilen performans değerleri	21



1. GİRİŞ

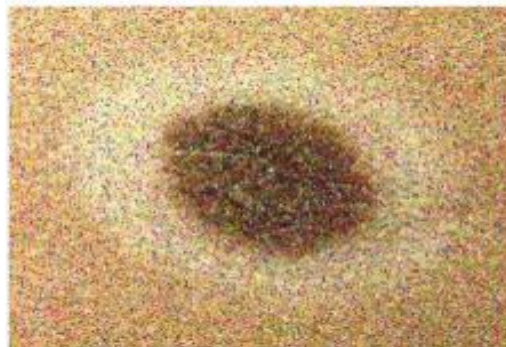
Her yaş, cinsiyet, ırk ve coğrafyadan kişilerde görülebilen cilt hastalıkları, dünya genelinde yaklaşık nüfusun üçte birini etkilemektedir (Hay ve Flohr 2021). Bununla birlikte, güncel bir çalışma, cilt hastalığı olan pek çok kişinin bir dermatoloğa gitmediğini, bu nedenle bu hastalıkların aslında belirtilenlerden çok daha yaygın olduğunu göstermiştir (Tizek vd. 2019).

Cilt hastalıkları, ölüm oranının azaltılması için erken evrede teşhis ve tedavi edilmesini gerektiren ciddi hastalıklardır (Hay ve Flohr 2021). Örneğin, lezyonların kan dolaşımı ile vücudun diğer bölgelerine de yayılabildiği bir cilt kanseri çeşidi olan melanoma ölümcül bir türdür ve deri kanserinden kaynaklanan ölümlerin %75'ini oluşturmaktadır (Chuchu vd. 2018).

Bu hastalıkların doğru teşhis edilmesi için dermatoskop (dermoscopy) cihazlarından yararlanılmaktadır. Dermatoskop cilt yüzeyindeki yansımaları ortadan kaldırmak ve böylece daha derin cilt yapılarını görselleştirmek için polarize ışık kullanan, istilacı (*invasive*) olmayan bir görüntüleme tekniğini kullanır. Cildin yakınlaştırılmış bir görüntüsüne sahip olmak için özel ekipman kullanılarak elde edilen, cilt lezyonlarının görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılan dermatoskop görüntüleri, lezyonların incelenmesinde ve hastalıkların teşhis edilmesinde dermatologlara yardımcı olmaktadır.

Dermatoskop, çıplak gözle muayeneye kıyasla, hastalıkların teşhisindeki doğruluğu %20 oranında artırmaktadır (Xie vd. 2020). Fakat dermatoskop görüntülerinin görsel olarak incelenmesi zaman alıcı bir işlem olmakla birlikte, dermatologların deneyimlerine göre değişiklik gösterebilmektedir. Bu nedenle, yanlış teşhis ve tedavilere neden olabilmektedir. Bu sorunları ortadan kaldırmak için sayısal verilere dayalı olarak görüntülerin analiz edilmesi ve hastalık teşhisinin yapılmasını sağlayan bilgisayar destekli otomatik yöntemler geliştirilmektedir. Bu yöntemlerde, lezyon kenarlarının doğru tespit edilmesi ve lezyonların doğru sınıflandırılması için gerekli olan ayırt edici özniteliklerin dermatoskop görüntülerinden otomatik olarak çıkarılması kritik bir role sahip olmakla birlikte oldukça zordur.

Dermatoskop görüntülerinden özniteliklerin otomatik metotlar ile çıkarılmasını zorlaştıran en önemli unsur görüntülerdeki gürültülerdir. Bu gürültü unsuru, literatürde sunulmuş olan ve Şekil 1.1'de gösterilen, gürültülü ve gürültüsü azaltılmış dermatoskop görüntü örneklerinde görülebilmektedir (Wei vd. 2021; Singh vd. 2021).



(a)



(b)

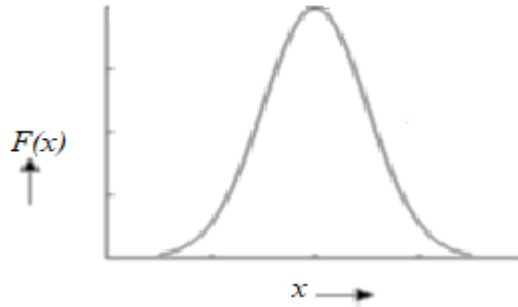


Şekil 1.1. Gürültü içeren (a) ve gürültüsü azaltılmış görüntü (b) (Wei vd. 2021); Gürültü içeren (c) ve gürültüsü azaltılmış görüntü (d) (Singh vd. 2021) örnekleri

Gürültü türleri Gaussian, benek (*speckle*), atış (*poisson* veya *shot*) ve dürtü (tuz ve biber) gürültüsü gibi çeşitli tiplerde olabilmektedir. Gaussian tipinde gürültü içeren bir görüntüde, her piksel gerçek piksel değeri ile rastgele Gaussian dağıtılmış gürültü değerinin toplamıdır. Gaussian tipinde bir gürültü, adından da anlaşılacağı gibi, Gaussian dağılımına sahiptir ve bu dağılım çan şeklindeki bir olasılık dağılış fonksiyonu ve grafiksel olarak Şekil 1.2'deki gibi gösterilmekte olup, matematiksel olarak şöyle ifade edilmektedir:

$$F(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (1.1)$$

Denklem (1.1)'de x gri seviyeyi temsil eder, μ fonksiyonun ortalama değerini ve σ sembolü de standart sapmayı temsil etmektedir.

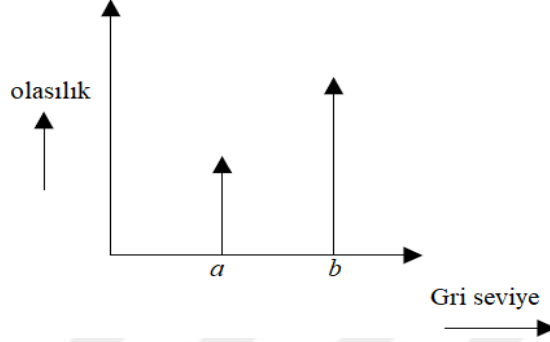


Şekil 1.2. Gaussian dağılım

Dürtü tipindeki gürültü modelinde bozuk pikseller, minimum veya maksimum değere ayarlanır ve görüntüye "tuz ve karabiber" benzeri bir görünüm verir. Etkilenmeyen pikseller değişmeden kalır. Bu nedenle piksellerin yalnızca (a ve b gibi) iki olası değeri vardır. Bu tür gürültü için olasılık yoğunluk fonksiyonu;

$$F(x) = \begin{cases} p_a, & x = a \\ p_b, & x = b \\ 0, & \text{aksi halde} \end{cases} \quad (1.2)$$

olup Şekil 1.3'deki gibi gösterilir:

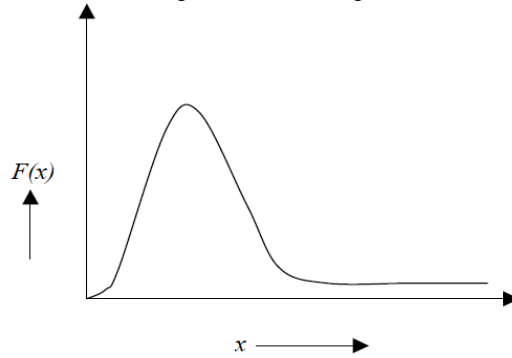


Şekil 1.3. Dürtü tipinde gürültü için olasılık yoğunluk fonksiyonu

Benek tipindeki gürültü *gamma* dağılıma sahip olup olasılık yoğunluk fonksiyonu şöyle yazılır:

$$F(x) = \begin{cases} \frac{1}{\sigma^2} \exp\left(\frac{-x}{\sigma^2}\right), & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (1.3)$$

Benek tipindeki gürültüye ait olasılık yoğunluk fonksiyonunun grafiksel gösterimi varyans değeri 0.05 için Şekil 1.4'de gösterilmiştir.

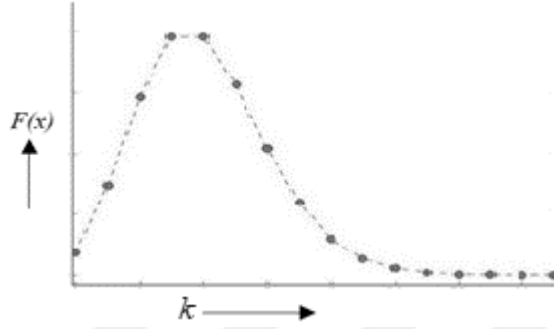


Şekil 1.4. Benek tipindeki gürültü için olasılık yoğunluk fonksiyon grafiği

Atış tipindeki gürültü ise, bağımsız rastgele olayların oluşumunu tanımlayan *poisson* dağılım göstermektedir. Enerji taşıyan sonlu sayıda parçacıkların (bir elektronik devredeki elektronlar veya bir optik cihazdaki fotonlar gibi) sayısı çok az olan bu gürültü tipi için olasılık yoğunluk fonksiyonu şöyle yazılır:

$$F(x) = \frac{\lambda^k e^{-\lambda}}{k!} \quad (1.4)$$

Denklem (1.4)'de λ sembolü *poisson* dağılımda birbirine eşit olan ortalama ve varyans değerini, k sembolü bağımsız rastgele olayların meydana gelme sayısını temsil eder. Şekil 1.5'de bu olasılık yoğunluk fonksiyonuna ait bir grafik gösterilmektedir.



Şekil 1.5. Atış gürültü tipine ait olasılık yoğunluk fonksiyon grafiği

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde bu gürültülerin azaltılması için çeşitli gürültü azaltma yaklaşımlarının uygulandığı görülmektedir. Yapılmış çalışmalarda farklı cilt hastalıkları ele almış ve çoğunlukla görüntü sınıflandırma olmak üzere, lezyon kenarlarının belirlenip lezyonların görüntüden çıkarılması (*segmentation*) amacıyla yöntemler geliştirilmiştir. Gürültü azaltma işlemi, bu yöntemlerden daha başarılı sonuçların elde edilmesi için ilk adım olarak uygulanmıştır.

Başka bir deyişle, gürültü azaltma teknikleri, literatürdeki çalışmalarda genellikle bir ön işlem aşaması olarak kullanılmaktadır. Dolayısı ile, ön işlem aşamasından sonra uygulanacak olan aşamalardan beklenen yüksek performansın sağlanması, ön işlem aşamasından elde edilen sonuçlara bağlıdır. Bu ise, en etkili gürültü azaltma tekniğinin uygulanmasını gerektirmektedir.

Literatürdeki çalışmalarda, ön işlem aşaması olarak farklı gürültü azaltma teknikleri farklı yöntemler ile birlikte kullanılmış olduğundan, hangi gürültü azaltma tekniğinin daha etkili olduğu belirsizdir. Yapılan çalışmalarda, ilk adım olarak uygulanan gürültü azaltma tekniklerinin sonuçlar üzerindeki etkileri belirtilmemiştir.

Bu nedenle, gerçekleştirilen bu tez çalışmasında, literatürde dermatoskop görüntülerinden gürültüleri azaltmak için uygulanmış olan gürültü azaltma tekniklerinden hangisinin daha etkili olduğu araştırılmıştır. Bunun için, öncelikle literatürdeki teknikler incelenmiş ve aynı görüntü kümeleri üzerinde uygulanmıştır. Daha sonra, uygulamalardan elde edilen sonuçlar hem görsel olarak hem de sayısal olarak analiz edilip karşılaştırılmıştır. Sayısal analiz işlemlerinde çeşitli değerlendirme ölçütleri kullanılmış ve uygulanan tüm tekniklerin avantajları ve dezavantajları belirlenmiştir.

Ayrıca, bu tez çalışmasında dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak için daha önce kullanılmamış olan bir yöntem de uygulanmıştır. Çalışmalarımızda farklı

değerlendirme ölçütleri ile elde edilen bulgular, önerilen bu yöntem ile gürültü azaltma işleminin literatürde uygulanmış olan yöntemlere göre daha yüksek bir performans ile gerçekleştirilebildiğini göstermiştir.

Önerilen yöntemin kullanılması sayesinde, gürültüsü en iyi şekilde azaltılmış olan dermatoskop görüntüleri elde edileceğinden, dermatologların görsel incelemeye dayalı olan değerlendirmelerinde gürültü içeren görüntüler yerine bu görüntüleri kullanmaları, daha doğru kararlar verilmelerine yardımcı olacaktır.

Ayrıca, çeşitli yöntemler ile cilt lezyonlarının görüntülerden otomatik olarak tespit edilmesi, çıkarılması veya sınıflandırılmasında, ön işlem olarak önerilen gürültü azaltma yönteminin uygulanıp elde edilen görüntülerin kullanılması, daha başarılı sonuçlara ulaşılmasını sağlayacaktır. Bu sayede, otomatik lezyon tespit ve sınıflandırma uygulamaları ile hastalıkların daha doğru teşhis edilmesi için dermatologlara yardımcı olacaktır.

Tez çalışmasının birinci bölümünde cilt hastalıkları, dermatoloji alanında otomatik yöntemlerin ve dermatoskop görüntülerinin önemi, görüntülerdeki gürültü türleri ve gürültü azaltma teknikleri ile ilgili bilgilere değinilmiştir. İkinci bölümde dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak için literatürde yapılmış olan çalışmalar sunulmuştur. Üçüncü bölümde bu tez çalışması kapsamında kullanılan materyal ve uygulanan yöntemler açıklanmıştır. Dördüncü bölümde, uygulamalarımızdan ulaşılan bulgular sunulmuştur. Beşinci bölümde çalışmalarımızda kullanılan teknikler hakkında tartışmalara yer verilmiş ve son bölümde de ulaşılan sonuçlar açıklanmıştır.

2. KAYNAK TARAMASI

Literatürdeki güncel çalışmalar incelendiğinde, çeşitli algoritmalar ile gürültü azaltma tekniklerinin uygulandığı gözlenmiştir. Gerçekleştirilen çalışmalarda çoğunlukla medyan süzgeç olmak üzere, Gaussian süzgeç ve Weiner süzgeç kullanılmıştır. Bununla birlikte, yerel olmayan ortalama değer ile süzgeçleme, izotropik olmayan difüzyon süzgeç ile süzgeçleme, harmonik ortalama değer ile süzgeçleme, ve dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma teknikleri de kullanılmıştır.

Örneğin, melanoma lezyonlarının tespiti ile ilgili olarak önerilen yöntemlerde medyan süzgeç ile süzgeçleme (median filtering) uygulanmıştır (Zghal vd. 2020a; Zghal vd. 2020b). Melanoma lezyonlarının tam otomatik olarak tespit edilmesi probleminin ele alındığı bir çalışmada bu lezyonların iyi huylu ve kötü huylu olarak sınıflandırılması işlemi de gerçekleştirilmiş olup, sınıflandırma işleminden önce gürültü ve yapay sinyallerin en aza indirgenmesi için medyan süzgeç ile süzgeçleme uygulanmıştır (Loganathan vd. 2022).

Psoriasis, lichen, planus ve pityriasis rosea hastalıklarının ele alındığının belirtildiği bir başka çalışmada (Ponmalar vd. 2021) ve lezyonların iyi huylu (benign) ve kötü huylu (malignant) olup olmadıklarına karar vermek için yapılan bazı sınıflandırma çalışmalarında da medyan süzgeç ile süzgeçleme uygulanmıştır (Bobby 2020; Singh vd. 2021). Cilt kanserlerinin tespiti ve sınıflandırılması için destek vektör makinalarının kullanıldığı bir yöntemin ön işleme aşamasında medyan süzgeç ile süzgeçleme tekniği kullanılarak gürültü azaltma sağlanmıştır (Arivuselvam vd. 2021).

Dermatoskop görüntülerinden çeşitli lezyon türlerinin sınıflandırılması için geliştirilen ve evrişimli derin sinir ağ yapısının kullanıldığı bir çalışmada da gürültünün azaltılması için medyan süzgeçleme tekniğinin kullanıldığı gözlenmektedir (Ignatius ve Mary 2022; Dhavala vd. 2022; Sengupta vd. 2021; Jain vd. 2022). Cilt kanserinin erken evrede teşhisi üzerinde durulan ve bütünleşik bir derin sinir ağ mimarisinin önerildiği bir başka güncel çalışmada da yine medyan süzgeç ile süzgeçleme uygulanarak gürültü etkisinin en aza indirgenmesi sağlanmıştır (Maniraj ve Maran 2022). Görüntülerden cilt lezyonlarının bölütlenmesi amacıyla dalgacık dönüşüm yönteminin uygulandığı bir çalışmada da gürültü indirgeme işlemi için medyan süzgeçleme kullanılmıştır (Ramya vd. 2021).

Melanoma, basal ve skuamöz kanser türlerinin tespiti için yapılan bir çalışmada ortalama değer ile süzgeçleme (mean filtering) (Xiong vd. 2021), bir başka sınıflandırma çalışmasında da yerel olmayan ortalama değer ile süzgeçleme (Wei vd. 2021) uygulanmıştır.

Dört farklı cilt hastalığının (psoriasis, paederus, herpes, melanoma) ele alındığı bir çalışmada, bu hastalıkları gösteren lezyonlar ile birlikte iyi huylu lezyonların da bölütlenmesi ve sınıflandırılmasını sağlamak amacıyla geliştirilen yöntemde gürültü azaltma işlemi uyarlamalı Weiner süzgeçleme ile gerçekleştirilmiştir (Raju vd. 2021). Melanoma lezyonlarının görüntülerden çıkarılması (Wei vd. 2021) ve görüntülerden saç veya kılı çıkarmak için geliştirilen bir başka yöntemde de ilk adım olarak uygulanan gürültü azaltma işleminde uyarlamalı Weiner süzgeçleme kullanılmıştır (Maglogiannis ve Delibasis 2015).

Melanoma ve nevus lezyonlarının ayrıştırılması için önerilen ikili sınıflandırma çalışmasında (Khan vd. 2019), cilt kanserlerinin tespiti ve sınıflandırılması ile ilgili yapılan bazı sınıflandırma çalışmalarında Gaussian süzgeç ile süzgeçleme (Shanthi vd. 2020; Junayed vd. 2022) uygulanmıştır.

Cilt kanserinin hangi evrede olduğunu belirlemek (Caleb ve Kannan 2018), lezyon kenarlarını tespit etmek (Abbas vd. 2010), görüntülerden melanoma lezyon bölütlemesi gerçekleştirmek (Khan vd. 2018), farklı türdeki cilt lezyonları için bölütleme yapmak amacıyla geliştirilen yöntemde (Ashwini vd. 2021) izotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği uygulanmıştır. Melanoma lezyonlarının sınıflandırılması için önerilen bir başka güncel yaklaşımda da izotropik olmayan difüzyon filtreleme ile gürültünün en aza indirgenmesi sağlanmıştır (Rahman vd. 2022).

Cilt kanser türlerinin sınıflandırılması için geliştirilen derin öğrenmeye dayalı bir yaklaşımda dermatoskop görüntülerinden gürültünün azaltılması iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği ile sağlanmıştır (Montaha vd. 2022). Benzer şekilde, melanoma tespiti ve sınıflandırması için yapılan başka bir çalışmada da iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği kullanılmıştır (Vaiyapuri vd. 2022).

Cilt lezyonlarının iyi huylu ve kötü huylu olup olmadıklarına karar vermek için yapılan derin öğrenme tabanlı sınıflandırma çalışmasında (Salama ve Aly 2021), cilt lezyonu bölütlemesi için geliştirilen evrişimli sinir ağının kullanıldığı çalışmalarda (Kaur vd. 2022; Arora vd. 2021) ve cilt lezyonlarının tespiti için geliştirilen optimizasyona dayalı bir yaklaşımın (Kumar ve Vanmathi 2022) ön işleme adımlarında görüntülerdeki gürültüyü azaltmak için Gaussian süzgeç ile süzgeçleme tekniği kullanılmıştır. Cilt lezyonlarının sınıflandırılması amacıyla geliştirilen bir yöntemde gürültünün en aza indirgenmesi için sırası ile ortalama değer ile süzgeçleme, medyan süzgeç ile süzgeçleme ve Gaussian süzgeç ile süzgeçleme teknikleri uygulanmıştır (Ghosh vd. 2022). Cilt lezyonlarının sınıflandırılması amacıyla geliştirilen güncel bir başka yöntemde ise, gürültünün azaltılması için her bir dermatoskop görüntüsü üzerinde Gaussian süzgeç ile süzgeçleme yapıldıktan sonra elde edilen görüntüye Wiener süzgeç ile süzgeçleme uygulanarak gürültünün en aza indirgenmesi sağlanmıştır (Krishna vd. 2022).

Dermatoskop görüntülerinden iyi ve kötü huylu lezyonların sınıflandırılması ve melanoma tespiti için yapılan çalışmada (Shrinithi ve Aravinth 2021), lezyon bölütleme ve sınıflandırılması için geliştirilen bir başka çalışmada (Imtiaz vd. 2021) da medyan ve Gaussian süzgeç ile süzgeçleme teknikleri birlikte kullanılarak gürültü azaltma işlemi sağlanmıştır.

Bunların yanı sıra, lezyon görünümünü iyileştirmek amacıyla uygulanan çeşitli yaklaşımlarda Markov rastgele alan yöntemi (Chen vd. 2013; Cao vd. 2011; Chen 2009), görüntü iyileştirme amacıyla geliştirilen yöntemlerde harmonik ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği (Pullan vd. 2020; Patel vd. 2018), lezyon tespitinin daha iyi performans ile yapılmasını sağlamak için geliştirilen yaklaşımlarda dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma (Choudhary vd. 2021; Gautam ve Amhia 2019) teknikleri de uygulanmıştır.

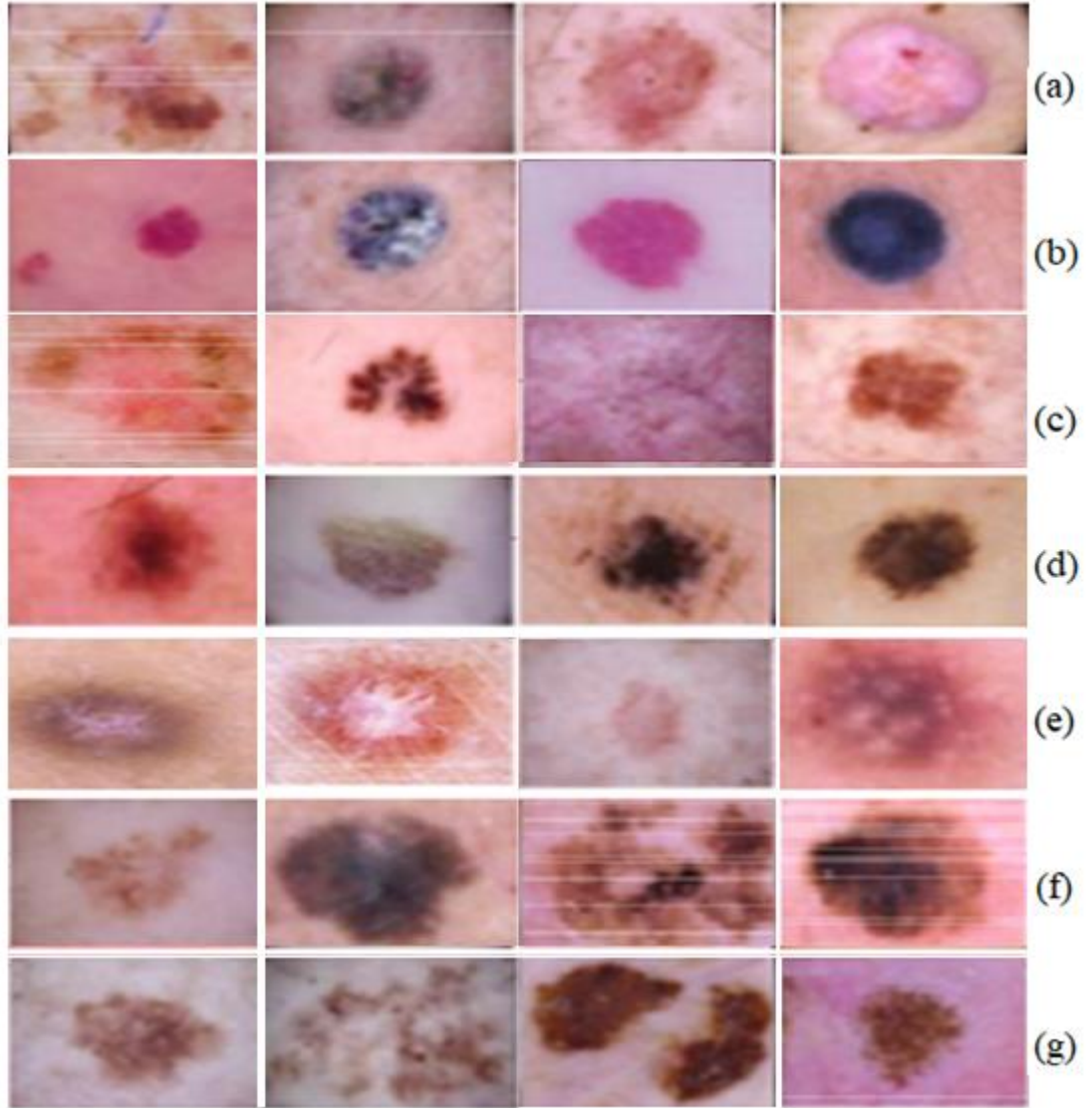
Literatürdeki çalışmalarda, ön işlem aşaması olarak farklı gürültü azaltma teknikleri farklı yöntemler ile birlikte kullanılmış olduğundan, hangi gürültü azaltma tekniğinin daha etkili olduğu belirsizdir. Yapılan çalışmalarda uygulanan gürültü azaltma tekniklerinin sonuçlar üzerindeki etkileri belirtilmemiştir. Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında, dermatoskop görüntülerinden gürültüleri azaltmak için uygulanmış olan gürültü azaltma tekniklerinden hangisinin daha etkili olduğu araştırılmış olup, literatürde böyle bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bununla birlikte, bu tez çalışmasında dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak için daha önce kullanılmamış olan bir yöntem de uygulanmıştır.



MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

Bu çalışma kapsamında yapılan uygulamalarda sadece dermatoskop cihazı ile elde edilen görüntü verileri kullanılmış olup, diğer görüntüleme teknikleri ile elde edilen görüntüler dahil edilmemiştir. Bu çalışmada kullanılan görüntüler HAM10000 veri tabanından (Tschandl vd. 2018) elde edilmiştir. Bu veri tabanında yedi farklı cilt hastalığına ait görüntüler mevcut olup bu hastalıklar şunlardır: İyi huylu keratoz lezyon (BKL), bazal hücre karsinom (BCC), aktinik keratoz (AKIEC), damarsal lezyon (VASC), melanositik nevüs (MN), dermatofibrom (DF), melanom (MEL). Çalışmalarımızda her hastalık grubundan 50’şer görüntü alınmış ve toplam 350 görüntü ile uygulanan yöntemler test edilmiştir. Her hastalık için kullanılan görüntü örnekleri Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Farklı hastalıkları gösteren dermatoskop görüntü örnekleri: BCC (a), VASC (b), AKIEC (c), MN (d), DF (e), MEL (f), BKL (g)

3.2. Uygulanan Metot

Bu çalışmada literatürdeki gürültü azaltma tekniklerinin performanslarının karşılaştırılması için oluşturduğumuz görüntü kümesindeki her görüntü üzerinde şu adımlar uygulanmıştır:

- 1) Görüntüdeki gürültü türünün belirlenmesi.
- 2) Belirlenen gürültü tipi ile aynı tipte gürültünün görüntüye eklenip gürültüsü arttırılmış yeni bir görüntü elde edilmesi.
- 3) 2. adımda oluşan yeni görüntü üzerine gürültü azaltma teknikleri uygulanıp eklenmiş gürültünün en aza indirgenmesi.
- 4) 3. adımda her gürültü azaltma tekniğinden elde edilen görüntü ile 1.adımdaki görüntünün benzerliklerinin sayısal değerlendirme ölçütleri ile karşılaştırılması.

Yapılan karşılaştırma sonucunda 1. adımda kullanılan görüntüye benzerliği en fazla olan gürültüsü azaltılmış görüntü hangi gürültü azaltma tekniğinden elde edilmiş ise, o teknik 1.adımdaki görüntüden gürültünün azaltılması için en uygun tekniktir. Başka bir deyişle, bir görüntüye eklemiş olduğumuz gürültüyü en iyi azaltan teknik, o görüntüdeki zaten var olan gürültüyü de en iyi azaltabilecek tekniktir. Çünkü eklenen gürültünün tipi, o görüntüde mevcut olan gürültü tipi ile aynıdır.

Uygulamalarımızda gürültü türünün belirlenmesi önemli bir adımdır. Bu işlem için görüntü sinyaline ait önemli istatistiksel özelliklerinden olan kurtoz (*curtosis*) ve çarpıklık (*skewness*) özelliği incelenmiştir. Kurtoz özelliği sinyaldeki merkezi tepe noktanın standart bir çan eğrisi grafiğine göre ne kadar uzun ve keskin olduğu hakkında bilgiler vermekte, çarpıklık özelliği ise sinyalin yön ve eğrilik miktarı ile ilgili bilgiler vermektedir.

Çeşitli gürültü türlerine ait kurtoz ve çarpıklık değerleri farklılık göstermektedir (Jain 1989; Lim 1990). Mesela, gürültü modeli standart Gaussian ise kurtoz değeri 3 ve çarpıklık değeri 0'dır. Bunun nedeni Gaussian gürültü modelindeki bir dağılımda varyans 1 ($\sigma=1$) ve ortalama 0 ($\mu=0$)'dır. Benek tipindeki gürültü için çarpıklık değeri 2 ve kurtoz değeri de 9 olduğu bilinmektedir (Jain 1989; Lim 1990).

Çizelge 3.1'de dört değişik gürültü türü için kurtoz ve çarpıklık değerleri sunulmaktadır (Jain 1989; Lim 1990).

Çizelge 3.1. Çeşitli gürültü türleri için kurtoz ve çarpıklık değerleri

Gürültü Modelleri	Kurtoz	Çarpıklık
Gaussian olmayan gürültü	1.8	0
Gaussian tipinde gürültü	3	0
Benek tipinde gürültü	9	2

Çizelge 3.1.'in devamı

Dürtü tipinde gürültü	Geniş (genellikle 20'den büyük yada gürültü yoğunluğuna bağlı)	0
Atış tipinde gürültü	$3 + \lambda^{-1}$ (Aşırı kurtuz: λ^{-1})	$\lambda^{-1/2}$

Çizelge 3.1'de görüldüğü gibi değişik gürültü modelleri için kurtuz ve çarpıklık değerleri farklılık göstermektedir. Bu nedenle, gerçekleştirilen bu tez çalışmasında, bu farklılık dermatoskop görüntülerindeki gürültü tiplerinin ayırt edilmesi için kullanılmıştır. Gürültü modelleri için gereken ortalama, varyans ve gürültü yoğunluk parametreleri sırasıyla 0, 0.05 ve 0.05 olarak alınmıştır.

Literatürde dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak için kullanılmış olan teknikler ve bu tekniklerin çalışmalarımızda hangi formüller ile uygulandığı aşağıda açıklanmış olup, bu formüllerdeki $I^{filtered}$ filtrelenmiş görüntüyü, I ise uygulamalarda girdi olarak kullanılan gürültülü görüntüyü temsil etmektedir.

3.2.1. Gaussian filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu teknik ile gürültü azaltma işleminde, Gaussian filtreleme görüntü üzerinde yatay ve dikey yönde olmak üzere ardışık iki adımda uygulanmaktadır. Bir Gaussian çekirdek fonksiyon kullanarak görüntü üzerinde evrişim işlemi ilk olarak dikey yönde uygulanmakta, daha sonra aynı işlem görüntü üzerinde yatay yönde uygulanmaktadır. İki boyutta gerçekleştirilen bu işlem için standart sapma (σ) parametresi ve sıfır ortalama değeri ile Gaussian dağılım formülü matematiksel olarak şöyle yazılır:

$$G(x, y) = (1/2\pi\sigma^2) e^{-(x^2+y^2)/(2\sigma^2)} \quad (3.1)$$

3.2.2. Uyarlamalı Wiener filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu teknik ile gürültü azaltma işleminde, filtre bölgesi içindeki görüntünün ortalama ve varyans değerleri kullanılarak piksel bazında bir Wiener filtreleme uygulanmaktadır. Uyarlamalı olan teknikte görüntüdeki yerel ortalama ve varyans değerleri kullanılmaktadır. Bu filtreleme, matematiksel olarak şu formüller ile ifade edilir:

$$I^{filtered}(i, j) = \frac{\sigma^2(i, j)I(i, j) + \sigma_n^2\mu(i, j)}{\sigma^2(i, j) + \sigma_n^2} \quad (3.2)$$

$$\sigma^2(i, j) = \max\{0, \sigma_I^2(i, j) - \sigma_n^2\} \quad (3.3)$$

Denklem (3.3)'de σ_n^2 sembolü görüntüdeki gürültünün varyans değerini, $\mu(i, j)$ ve $\sigma_i^2(i, j)$ sembolleri ise gürültülü görüntüdeki yerel ortalama ve varyans değerini temsil etmektedir. Uygulamalarımızda yerel ortalama ve varyans değerlerinin hesaplanmasında 3x3 komşuluğundaki piksel değerleri kullanılmıştır.

3.2.3. Ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğinde, görüntüdeki her pikselin değeri komşularının ortalama değeri ile değiştirilmektedir. Ortalama değer ile filtreleme işlemi, bir çekirdek fonksiyon ile görüntü üzerinde evrişim uygulanarak sağlanır. Filtrenin kapsadığı piksellerin ortalama değeri hesaplanıp sonuç merkezi piksele atanır. Uygulamalarımızda bu filtreleme için 3x3 boyutunda kare şeklinde bir çekirdek fonksiyon kullanılmıştır.

3.2.4. Harmonik ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu teknikte harmonik ortalama değer ile filtreleme işlemi uygulanmakta olup bu işlem şu matematiksel formül ile tanımlanmaktadır:

$$I^{filtered}(i, j) = \frac{MN}{\sum_{(s,t) \in S_{ij}} (1/I(s, t))} \quad (3.4)$$

Denklem (3.4)'de, M ve N kullanılan filtrenin boyutlarını, S_{ij} ise $M \times N$ boyutlu ve (i, j) merkezli bu filtredeki koordinat noktalarını temsil etmektedir. Bu tekniğin uygulanması için çalışmalarımızda kullanılan filtrenin boyutu 3x3'dür.

3.2.5. Gradyan yükselmesine dayalı olarak gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğinde, sonsal (posterior) dağılımın maksimum değerinin hesaplanması ile gürültü çıkarımı sağlanmıştır. Gradyan yükselmesi, şu parametre iyileştirme formülü kullanılarak sağlanmıştır:

$$\theta = \arg \max_{\theta} q(\theta) \quad (3.5)$$

Denklem (3.5)'de $q(.)$ gürültü azaltma kalitesini göstermekte olup, parametre ayarı (θ) kullanılarak hesaplanmaktadır. Gradyan yükselmesi parametre ayarlarının iyileştirilmesi ile şu formül kullanılarak gerçekleştirilmektedir:

$$\theta_{k+1} = \theta_k + \lambda \nabla q(\theta_k) \quad (3.6)$$

Denklem (3.6)'da λ sembolü adım boyutunu, $\nabla q(\theta_k)$ sembolü ise $\nabla q(\theta_k) = (q(\theta_k + d\theta) - q(\theta_k - d\theta)) / 2d\theta$ olarak yazılan ve sonlu farkla hesaplanan gürültü azaltma kalitesinin gradyanını belirtir.

3.2.6. Ortanca değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğinde, ortalama değer ile filtrelemede olduğu gibi evrişim işlemi uygulanmaktadır. Fakat ortalama değer ile filtrelemeden farklı olarak, kayan pencere olarak adlandırılan bir çekirdek fonksiyon görüntü üzerinde kaydırılması işlemi, pencerenin kapsadığı tüm piksel değerleri artan sırada sıralanıp medyan değeri hesaplanmakta ve ardından pencerenin merkezindeki piksele hesaplanan bu medyan değer atanmaktadır. Bu nedenle, ortalama filtreden farklı olarak doğrusal olmayan bir filtredir. Çalışmalarımızda bu filtreleme için pencerenin boyutu 3x3 olarak seçilmiştir.

3.2.7. Orta nokta değeri ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniği, ortalama ve medyan filtreleme yöntemlerinde olduğu gibi evrişim işlemi uygulanmakta olup, seçilen filtrenin görüntü üzerinde kaydırılması ile filtreleme gerçekleştirilmektedir. Fakat bu filtreleme işlemi, kaydırılan pencerenin merkezindeki pikselin değeri, pencerenin kapsadığı piksellerin minimum ve maksimum değerlerinin ortalaması ile değiştirilmektedir. Bu tekniğin uygulanması için çalışmalarımızda 3x3 boyutlu filtre kullanılmıştır.

3.2.8. Dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğinde öncelikle dalgacık dönüşümü uygulanmakta ve dalgacık katsayıları hesaplanmaktadır. Elde edilen dalgacık katsayıları üzerinde bir eşikleme algoritması uygulanıp yeni dalgacık katsayıları oluşturulmaktadır. Bu adımdan sonra ise, gürültüsü azaltılmış görüntüyü elde etmek için, oluşturulan yeni dalgacık katsayıları ile ters dalgacık dönüşümü uygulanmaktadır. Farklı dalgacık fonksiyonları seçilerek uygulanabilecek bu teknik için çalışmalarımızda Haar dalgacık fonksiyonu kullanılmış olup, eşikleme işlemi de yaygın kullanılan Otsu eşikleme algoritması (Otsu 1979) ile sağlanmıştır.

3.2.9. Markov rastgele alan kullanarak gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğini açıklamak üzere, öncelikle Markov rastgele alanı açıklamak için, $D=\{1,2,...,d\}$ ve $L=\{1,2,...,l\}$ olarak tanımlanmış kümeler ve S terimi $S=\{1,2,...,N\}$ olan bir indeks kümesini temsil etsin. Böyle bir durumda,

$$Y = \{y = (y_1, y_2, \dots, y_N) | y_i \in D, i \in S\}$$

$$X = \{x = (x_1, x_2, \dots, x_N) | x_i \in L, i \in S\}, \quad (3.7)$$

x ve y terimleri sırası ile rastgele alanları, X ve Y terimleri ise rastgele alanların toplam kümelerini göstermektedir. Bir Markov rastgele alan için, görüntüdeki tüm pikseller komşuluk bağıyla birbirlerine bağlanmakta olup, bağ şöyle tanımlanmaktadır:

$$N = \{N_i, i \in S\},$$

$$i \notin N_i,$$

$$i \in N_j \Leftrightarrow j \in N_i \quad (3.8)$$

Denklem (3.8)'de, N_i , i ile indekslenmiş piksele komşuluğu olan tüm piksellerin kümesini temsil etmektedir. Bir rastgele alan, şu iki özelliğe sahip ise, Markov rastgele alan olarak adlandırılmaktadır (Zhang vd. 2001):

$$P(x) > 0, \forall x \in X$$

$$P(x_i | x_{S-\{i\}}) = P(x_i | x_{N_i}) \quad (3.9)$$

Markov rastgele alan kullanarak gürültü azaltma işleminde, bir görüntü ayrı bölgelerin kombinasyonu olarak düşünülmekte ve hiyerarşik Markov rastgele alan modeli uygulanmaktadır.

3.2.10. İzotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı gürültü azaltma

Bu gürültü azaltma tekniğinde kullanılan filtreleme, görüntüde kenar olma olasılığının yüksek olduğu bölgelerde yayılmayı azaltma özelliğindeki izotropik olmayan difüzyon filtresi kullanılmaktadır (Perona ve Malik 1990). Bu filtreleme yaklaşımında gürültü azaltma işlemi, ikinci dereceden kısmi diferansiyel denklemine dayanan bir ısı denklemi olarak tanımlanır. Gürültü azaltma işleminde kullanılan formül şöyle yazılır:

$$\frac{\partial I}{\partial k} = \text{div}(c(p, k)) \nabla I(p, k) \quad (3.10)$$

Denklem (3.10)'da, k terimi yineleme sayısını, $\nabla I(p, k)$ terimi p piksel konumundaki görüntünün gradyan değerini, $\partial I(p, k) / \partial k$ ise $I(p, k)$ 'nin kısmi türevini temsil etmekte olup, difüzyonu kontrol eden c akış (flux) fonksiyonu $c(p, k) = g \|\nabla I(p, k)\| = e^{-\|\nabla I(p, k)\|/R^2}$ ile hesaplanmaktadır.

3.2.11. Önerilen yöntem

Tez çalışması kapsamında, ölçeklenmiş iki taraflı (*bilateral*) filtreleme (Aswatha vd. 2011) tekniğinin özellikleri de incelenmiştir. İki taraflı filtre, doğrusal olmayan ağırlıklı bir filtredir. Gaussian filtreye benzer, fakat düzleştirme işlemi için komşu piksellerin yoğunluk değerlerindeki değişim ile birlikte geçerli piksel değerini de dikkate alır. Bu nedenle, diğer pikseli etkileyen her piksel, o piksel ile yakın konumlarda olmalı ve benzer yoğunluk değerlerine sahip olmalıdır.

İki taraflı filtrelemede ağırlıklar şu iki parametreye bağlıdır: piksel yoğunluk değerleri arasındaki uzaklık (*intensity distance*) ve uzaysal uzaklık (*spatial distance*). Ölçeklenmiş iki taraflı filtrelemede ise ağırlıkların hesaplanmasında görüntünün farklı ölçekleri kullanılır.

Bu tez çalışmasında; doğrusal olmayan, görüntüdeki kenar bilgilerini koruyabilen ve seçilen çekirdek fonksiyonun özelliğine bağlı olarak sağlayabildiği düzleştirme etkisi sayesinde, ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme tekniğinin dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmayı, literatürdeki tekniklerden daha başarılı bir şekilde sağlayabileceği düşünülmüştür. Bu nedenle çalışmalarımızda ölçeklenmiş iki taraflı

filtreleme tekniği, oluşturmuş olduğumuz dermatoskop görüntüler kullanılarak uygulanmıştır. Uygulama sonuçlarında yapay sinyallerin oluşmadığı, lezyon kenar bilgilerinin korunduğu ve gürültünün de etkili bir şekilde bastırılabilirdiği gözlenmiştir.

Bu nedenle, bu tez çalışması kapsamında önerilen gürültü azaltma yöntemi, matematiksel olarak şöyle ifade edilen ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yöntemidir (Aswatha vd. 2011):

$$G_{FG}(x) = \frac{\sum_{y \in K} G_s(\|y-x\|) G_r(|I_G(y)-I(x)|) I(y)}{\sum_{y \in K} G_s(\|y-x\|) G_r(|I_G(y)-I(x)|)} \quad (3.11)$$

Denklem (3.11)'deki $I(x)$ ve $I(y)$ piksel konumları x ve y olan piksellerin değerlerini, $G_{FG}(x)$ terimi x konumundaki piksel için ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme sonucunu, $G_s(.)$ terimi diğer piksellerin geçerli değer üzerindeki etkisini uzaysal olarak kontrol eden fonksiyonunu (*spatially varying Gaussian function*), $G_r(.)$ terimi belirli bir varyans aralığındaki diğer piksellerin etkisini uzaysal olarak kontrol eden fonksiyonu (*Gaussian range function*), K ise geçerli pikselin komşuluğunu temsil etmektedir.

Burada kullanılan “ölçeklenmiş” kelimesi uzaysal ve aralık fonksiyonlarının hesaplanmasında kullanılan metodun özelliğini belirtmekte olup, bu fonksiyonların görüntüden farklı ölçeklerle elde edildiği anlamına gelmektedir.

Uzaysal olarak değişen Gaussian fonksiyon (G_s) ve Gaussian aralığı fonksiyonu (G_r) matematiksel olarak şöyle yazılır:

$$G_s(\|y-x\|) = \exp\left(\frac{-\|y-x\|^2}{2\sigma_s^2}\right) \quad (3.12)$$

$$G_r(|I_G(y)-I(x)|) = \exp\left(\frac{-|I_G(y)-I(x)|^2}{2\sigma_r^2}\right) \quad (3.13)$$

Denklem (3.12)'deki σ_s^2 uzaysal olarak değişen Gaussian fonksiyon için varyans değeri ve denklem (3.13)'deki σ_r^2 ise Gaussian aralığı fonksiyonu için varyans değeridir. Bu iki parametre filtreyi kontrol etmeyi sağlar. Bunlardan uzaysal parametre olan σ_s^2 ile bulanıklık kontrol edilebilmektedir. Bu parametre değeri arttıkça bulanıklık artar. σ_r^2 parametresi ise düzleştirme etkisini kontrol etmeyi sağlar. Bu parametre değeri azaldıkça kenar bilgisi daha çok korunur.

Denklem (3.13)'deki $I_G(y)$ ölçeklenmiş görüntünün piksel değeridir. $I_G(y)$, orijinal görüntü üzerine Gaussian filtre kullanılarak evrişim işleminin uygulanmasıyla elde edilir. Gaussian filtre ile evrişim işlemi görüntüdeki bir x konumu için şöyle ifade edilir:

$$I_G(x) = \sum_{y \in K} G_G(\|x-y\|) I(y) \quad (3.14)$$

Denklem (3.14)'de kullanılan $G_G(.)$, iki boyutlu Gaussian çekirdek fonksiyon olup, bu fonksiyon varyans parametresi (σ_G^2) ile şöyle tanımlanır:

$$G_G(x) = \frac{1}{2\pi\sigma_G^2} \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma_G^2}\right) \quad (3.15)$$

Gaussian filtre ile evrişim işlemi, bir alçak-geçirgen filtreleme işlemi olup görüntüdeki yüksek frekans bileşenlerin kaldırılmasını sağlamaktadır. Bu nedenle, özellikle yüksek frekanslı bölgelerdeki gürültülerin kaldırılması sağlanabilmektedir. Bundan dolayı, ölçeklenmiş görüntüde kaba yapılar kalır. Aralık hesaplamaları, verilen görüntüdeki bir piksel değeri ile o piksele ölçeklenmiş görüntüde karşılık gelen pikselin değeri arasındaki fark ile elde edilir. Ölçeklenmiş görüntüde hassas detaylar bastırıldığı için, filtrelenmiş görüntüdeki piksel değeri, o pikselin ölçeklenmiş görüntüdeki daha kaba haline göre değerlendirilir (Aswatha vd. 2011).

Ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yöntemi, orijinal görüntüdeki ince detayların ölçeklenmiş görüntüdeki daha kaba yapılar içine doldurulmasını sağlamaktadır. Kullanılan aralık parametresi bu kaba yapılar ve detaylar arasındaki bağıntıyı sağlama işlevi görür.

Ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme algoritması şöyledir (Aswatha vd. 2011):

Adım 1: Uzaysal parametre σ_s ile Gaussian uzaysal fonksiyonu hesapla

Adım 2: Ölçekleme faktörü σ_G ile görüntüyü ölçeklendir

Adım 3: Ölçeklenmiş görüntü üzerinden aralık parametresi σ_r ile Gaussian aralık fonksiyonunu hesapla

Adım 4: Uzaysal ve ölçeklenmiş aralık fonksiyonlarının çarpımı ile filtre katsayılarını elde et

Adım 5: Filtreleme katsayılarını kullanarak görüntü üzerinde filtreleme işlemini uygula

3.3. Yazılım Sisteminin Geliştirilmesi

Bu çalışmada gerçekleştirilen programın geliştirilmesi için Python 3.6.5 programlama dili kullanılmış olup, tüm uygulamalar Windows 10 işletim sisteminin bulunduğu Intel i7-10700F işlemcili, 32 GB RAM ve NVIDIA GTX2070 grafiksel işlemci birimini içeren bilgisayar kullanılarak yapılmıştır.

3.4. Sonuçların Değerlendirilmesi ve Kullanılan Sayısal Ölçütler

Çalışmalarımızda uygulanan tüm gürültü azaltma tekniklerinin avantajları ve dezavantajları incelenmiş ve bu tekniklerin gürültü azaltma potansiyelleri ile ilgili değerlendirmeler yapılmıştır. Hem görsel olarak hem de farklı değerlendirme ölçütleri ile sayısal olarak elde edilen sonuçlar incelenmiştir.

Bu çalışmada yapılan değerlendirmeler için kullanılan sayısal ölçütler, tepe sinyal gürültü oranı (PSNR), ortalama kareler hatası (MSE) ve yapısal benzerlik indeks ölçütü (SSIM) olup, bu ölçütler ile ilgili açıklamalar aşağıda sunulmuştur.

- **PSNR:** Yöntemlerin gürültü azaltma performanslarının değerlendirilmesinde önemli bir ölçüt olup, yöntemin gürültüyü ne kadar iyi bastırabildiğini gösterir. Yüksek ve düşük PSNR değerleriyle karşılaştırıldığında, PSNR değerinin

yüksek olması gürültüsü azaltılmış görüntü ile referans görüntü arasında daha fazla benzerlik olduğunu göstermektedir.

- **MSE:** PSNR gibi, kullanılan yöntemin gürültüyü ne kadar iyi bastırabildiğini gösterir. Gri tonlamalı bir görüntü için en yüksek MSE değeri 255 olup, bu değer görüntülerin tamamen birbirlerinden farklı olduğu anlamına gelmektedir. MSE değeri düşük olması, gürültüsü azaltılmış görüntü ile referans görüntü arasındaki benzerliğin fazla olması anlamına gelir. En düşük MSE değeri sıfırdır ve bu görüntünün gürültülerden en başarılı şekilde arındırılmış olduğu, en iyi görüntü kalitesine ulaşılabildiği anlamına gelir.
- **SSIM:** Gürültü azaltma yöntemlerinin görüntüdeki ayrıntılı bilgileri tutma yeteneğini gösteren bir ölçüdür. İnsanın görsel sisteminin kalite algısı ile ilişkili olduğu ve dolayısı ile görüntülerdeki yapısal benzerliklerin de dikkate alınması gerektiği düşünülerek oluşturulmuş olan SSIM, normalleştirilmiş bir değerlendirme ölçütüdür. SSIM değerleri 0 ile 1 arasında olup, değer yüksek olması gürültü azaltma sürecinde yapıların daha iyi korunduğu anlamına gelir. Başka bir ifade ile, SSIM değerleri ne kadar yüksek olursa, görüntüler o kadar iyi bir şekilde gürültüden arındırılmış demektir.

PSNR, MSE ve SSIM değerlerinin hesaplanmasında aşağıdaki matematiksel formüller kullanılmıştır:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (I(i, j) - I^{filtered}(i, j))^2 \quad (3.16)$$

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255^2}{MSE} \quad (3.17)$$

$$SSIM = \frac{(2\mu_{I^{filtered}} \mu_I + c_1)(2\sigma_{I^{filtered} I} + c_2)}{(\mu_{I^{filtered}}^2 + \mu_I^2 + c_1)(\sigma_{I^{filtered}}^2 + \sigma_I^2 + c_2)} \quad (3.18)$$

Denklem (3.16)'daki $I(i, j)$ ve $I^{filtered}(i, j)$ terimleri gürültülü ve filtrelenmiş görüntülerin (i,j) konumlarındaki piksel değerlerini gösterir. $M \times N$ ise, görüntünün boyutunu temsil etmektedir. Denklem (3.18)'deki $\mu_{I^{filtered}}$ sembolü filtrelenmiş görüntünün ortalama değerini, μ_I sembolü gürültülü görüntünün ortalama değerini, $\sigma_{I^{filtered}}^2$ filtrelenmiş görüntünün varyans değerini, σ_I^2 gürültülü görüntünün varyans değerini, $\sigma_{I^{filtered} I}$ ise iki görüntünün kovaryans değerini temsil etmektedir. C_1 ve C_2 değişkenleri, bölmeyi zayıf bir payda ile dayanıklı (stable) hale getirmek için kullanılmakta olup, $C_1 = (k_1 L)^2$ ve $C_2 = (k_2 L)^2$ ile hesaplanır. Burada $k_1 = 0.001$, $k_2 = 0.003$ varsayılan parametre değerleri ve L terimi ise piksellerin dinamik aralığını temsil etmektedir.

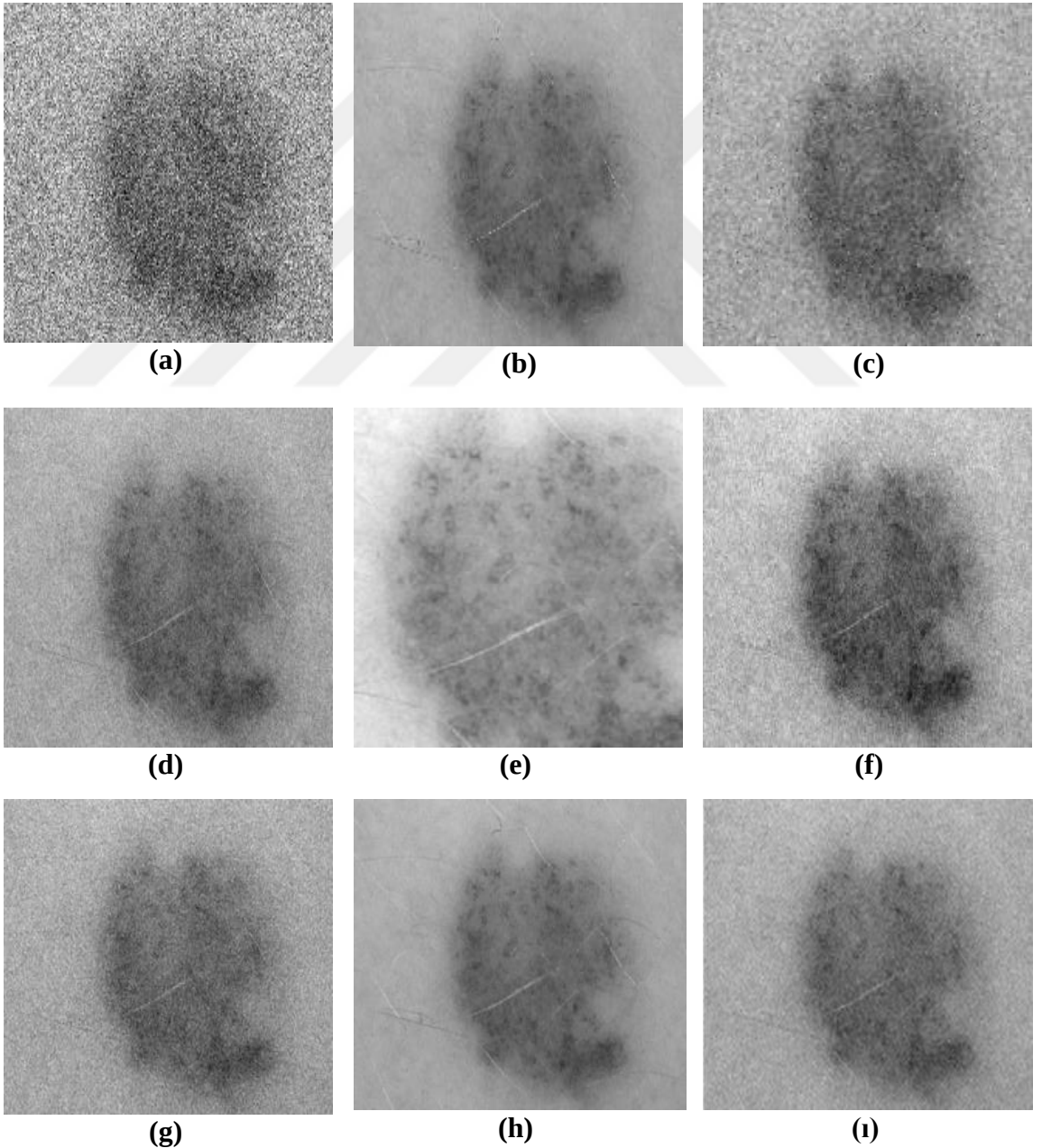
4. BULGULAR

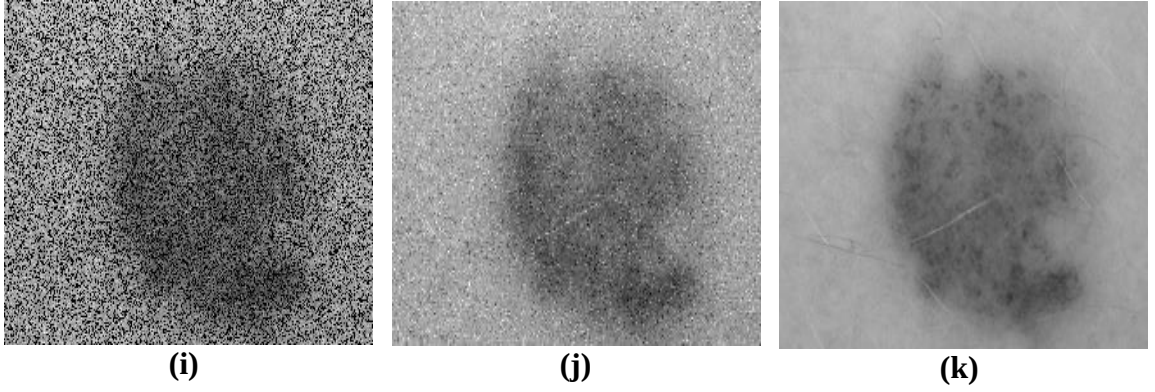
Bu tez çalışmasında, uygulanan yöntemlerden elde edilen bulgular hem görsel olarak hem de sayısal olarak incelenmiştir.

Bu nedenle, bu bölümde bulgular Bölüm 4.1’de görsel olarak ve Bölüm 4.2’de de sayısal verilere dayalı olarak ayrı ayrı açıklanmıştır.

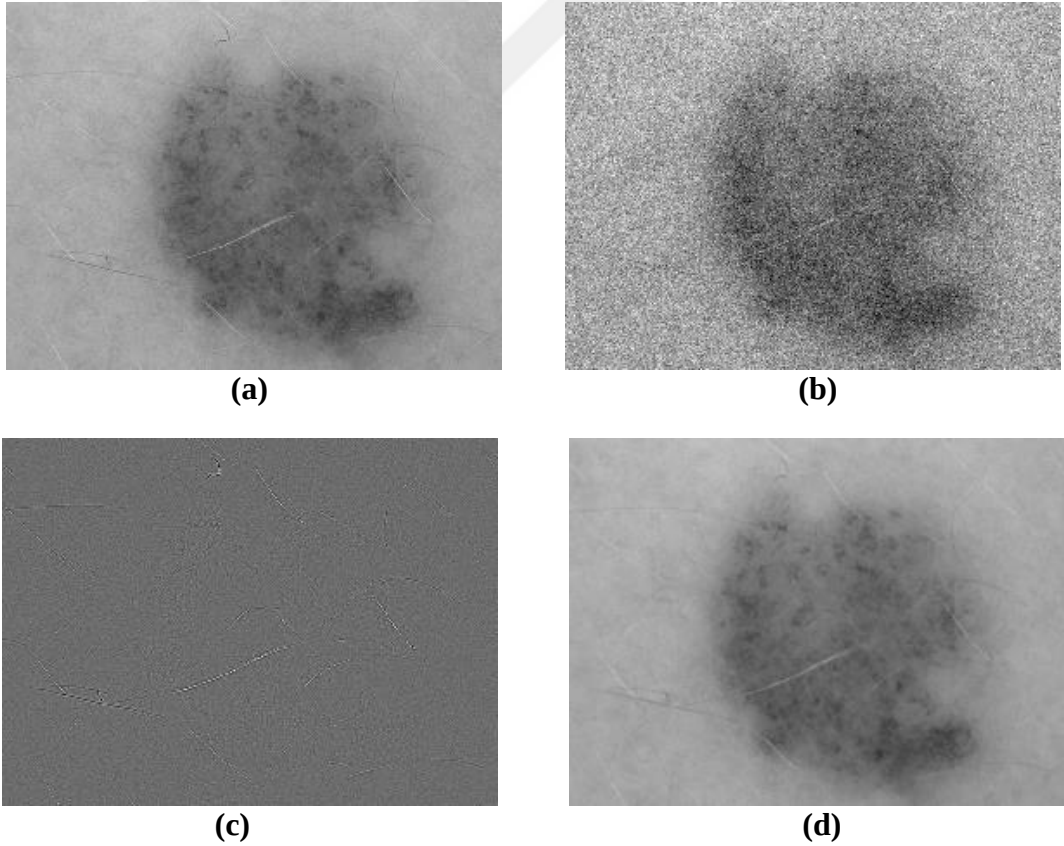
Bölüm 4.1. Görsel Sonuçlar

Aynı örnek görüntü üzerinde uygulanan tüm gürültü azaltma yöntemleri ile elde edilen sonuçlar Şekil 4.1’de gösterilmektedir.





Şekil 4.1. Gaussian tipinde (0 ortalama ve 0.05 varyans değeri ile) gürültü eklenmiş gri tonlamalı dermatoskop görüntü örneği (a), Gaussian filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (b), uyarlamalı Wiener filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (c), ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (d), harmonik ortalama değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (e), gradyan yükselmesine dayalı olarak gürültü azaltma (f), ortanca değer ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (g), orta nokta değeri ile filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (h), dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma (i), Markov rastgele alan kullanarak gürültü azaltma (j), izotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (j) ve ölçeklenmiş iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma (k) teknikleri ile elde edilen görüntüler



Şekil 4.2. Gri tonlamalı dermatoskop görüntüsü (a), Gaussian gürültü eklenmiş görüntü (b), görüntüden çıkarılan gürültü (c), ölçeklenmiş iki taraflı filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği ile elde edilen görüntü (d)

Bölüm 4.2. Sayısal Sonuçlar

Bölüm 3’de açıklanan değerlendirme ölçütleri ile hesaplanmış olan ortalama sonuç değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Gürültü azaltma yöntemleri ile elde edilen performans değerleri

Yöntemler	PSNR	SSIM	MSE
Gaussian Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	33.04	0.74	28.37
Uyarlamalı Wiener Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	29.38	0.66	31.90
Ortalama Değer ile Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	27.62	0.62	33.94
Harmonik Ortalama Değer ile Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	25.51	0.57	36.74
Gradyan Yükselmesine Dayalı Gürültü Azaltma	25.77	0.66	36.37
Ortanca Değer ile Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	23.27	0.52	40.28
Orta Nokta Değeri Kullanarak Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	22.01	0.49	42.59
Dalgacık Dönüşümüne Dayalı Gürültü Azaltma	30.14	0.68	31.09
Markov Rastgele Alan Kullanarak Gürültü Azaltma	15.93	0.36	58.83
İzotropik Olmayan Difüzyon Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	21.57	0.49	43.46
Ölçeklenmiş İki Taraflı Filtrelemeye Dayalı Gürültü Azaltma	40.03	0.90	23.42

5. TARTIŞMA

Vücudumuzun en geniş organı olan cildimiz, uzun süre güneş ışığına maruz kalmak ve benzeri çeşitli çevresel etkenlerin yanı sıra genetik unsurlar nedeni ile de hastalıklara karşı savunmasız olabilmektedir. Cilt hastalıkları ve özellikle cilt kanseri türleri dünya genelinde her bölgeden, her ırk, yaş ve cinsiyette kişilerde görülebilen hastalıklardır. Yaygın olan bu hastalıkların melanoma gibi bazı tehlikeli türlerinin ilk evrelerinde, kişilerin lezyon oluşumunun farkında olmaması, genellikle ileri evrelerde bir dermatoloğa gidilmesine yol açmaktadır. Bunun yanı sıra, yoğun tempoda çalışan dermatologların hasta sayısının fazla olması, yorgunluk ve ortamdaki çevresel faktörler nedeniyle hastanın çıplak gözle muayene edilmesi sırasında gözden kaçırdığı bir belirti, hastalık ile ilgili yanlış değerlendirmelerin yapılması ve hatalı teşhis konulması ile sonuçlanabilmektedir.

Bilim ve teknolojinin gelişmesi ile birlikte otomatik görüntü analizine dayalı yöntemler cilt lezyonlarının erken evrede teşhisi için önemli bir role sahip olmuştur. Yanlış teşhis ve dolayısı ile yanlış tedavi uygulamalarının en aza indirgenmesi için otomatik yöntemlerin performansları daha da iyileştirilmelidir. Bu yöntemlerde kullanılan görüntülerin gürültüden arındırılmış olması, yöntemlerden beklenen sonuçların alınması için gerekli bir adımdır. Bu nedenle farklı gürültü azaltma teknikleri uygulanmaktadır.

Dermatoskop görüntüleri ile kullanılmış olan gürültü azaltma tekniklerinden hangisinin en etkili yaklaşım olduğunun belirlenmesine gereksinim duyulmaktadır. Bu nedenle, bu çalışmada dermatoskop görüntülerinden gürültünün azaltılması için uygulanmış olan tekniklerin incelenmesi ve bu görüntüler üzerinden gürültüyü azaltma potansiyelleri karşılaştırılmıştır.

Literatürdeki çalışmalarda, gürültü azaltma teknikleri ön işlem aşaması olarak uygulanmakta ve sonraki aşamalarda gri tonlamalı gürültüsüz görüntülere gereksinim duyulmaktadır. Bu nedenle, literatürde dermatoskop görüntülerinin gri tonlamalı formu ile gürültü azaltma uygulanmış ve gri tonlamalı sonuçlar elde edilmiştir. Elde ettiğimiz bulguların diğer araştırmacılar için de faydalı olması, sonuçların kolayca karşılaştırılması için, bu tez çalışması kapsamında uyguladığımız gürültü azaltma tekniklerinin orijinal hali değiştirilmemiş, dolayısı ile literatürde olduğu gibi, dermatoskop görüntüleri gri tonlamalı olarak kullanılmış ve sonuçlar gri tonlamalı olarak elde edilmiş, Şekil 4.1’de de gri tonlamalı olarak gösterilmiştir.

Literatürdeki çalışmalardaki gürültü azaltma tekniklerinde, izotropik olmayan difüzyon filtre, uyarlamalı Wiener filtre, Gaussian filtrenin yanı sıra, görüntülerdeki piksel değerlerinin ortalaması, harmonik ortalaması ve medyan değerleri gibi özelliklerine dayalı olarak oluşturulan filtre çeşitleri de kullanılmış olup, gerekli parametreler deneysel olarak belirlenmektedir.

Genel olarak, gürültü azaltma işlemlerinde sonuçlar seçilen filtrenin (çekirdeğin) özelliklerine bağlı olarak farklılıklar göstermekte olup filtre boyutlarının ve parametrelerinin dikkatli seçilmesi gerekmektedir. Literatürdeki çalışmalarda seçilen filtre boyutları çoğunlukla 3x3 veya 5x5 komşuluğundaki pikselleri kapsamaktadır.

Dermatoskop görüntülerinde piksellerin yoğunluk değerlerinin homojen olmaması ve lezyonların belirli bir şekle ve desene sahip olmaması nedeniyle, doğrusal filtreler (alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre, bant dolduran ve bant geçiren filtre gibi) dayalı yöntemlere göre, bu tez çalışması kapsamında uyguladığımız filtreler gibi doğrusal olmayan filtreler ile yapılan gürültü azaltma işlemleri, daha başarılı sonuçlar vermektedir. Çünkü doğrusal olmayan filtreler ile yapılan süzgeçlemelerde, piksel komşulukları içindeki filtre tarafından kapsanan pikselleri içeren doğrusal olmayan işlemler uygulanmaktadır. Başka bir deyişle, doğrusal olmayan filtreleme, piksellerin komşuluk ilişkilerine bağlı olup, bir filtrenin merkez noktasının bir görüntü boyunca kaydırılarak doğrusal olmayan işlemlerin uygulanması ile gerçekleştirilir.

Bunun yanı sıra, çalışmalarımızda uyguladığımız tekniklerin de görüntülerdeki gürültüyü azaltma açısından sahip olduğu çeşitli avantaj ve dezavantajları da vardır.

Örneğin, izotropik olmayan difüzyon filtrelemeye dayalı teknikte, görüntü gradyanına dik (orthogonal) yönde evrişim ile kenar bileşenlerini koruyabilmektedir. Fakat, gürültüyü yalnızca tek tip (*uniform, homogenous*) bölgelerde etkili bir şekilde azaltabilmektedir. Ayrıca, yapay sinyallerin ve merdiven efektlerinin oluşmasına sebep olmaktadır.

Uyarlamalı Weiner filtreleme ile gürültü azaltma yöntemi, görüntüdeki gürültünün fazla olması durumunda düzleştirme etkisi ile kenar bilgilerinin kaybolmasına sebep olmaktadır. Gürültünün az olması durumunda da gürültüyü bastırma becerisi yetersiz kalmaktadır.

Gaussian filtreleme, piksel değerlerinin ortalaması, harmonik ortalaması ve medyan değeri kullanılarak yapılan filtreleme tekniklerinin önemli bir avantajı, uygulamasının kolay olması, hesaplama karmaşıklığının olmamasıdır.

Gaussian filtreleme ile gürültü azaltma yaklaşımı, görüntülerdeki gürültü tipi Gaussian ise gürültüyü bastırmada etkili olsa da diğer gürültü türlerinin olması durumunda ve filtre parametresinin uygun seçilmemesi durumunda desen ve lezyon sınırlarında bulanıklığa yol açmaktadır.

Ortalama değer kullanılarak uygulanan filtrelemeye dayalı gürültü azaltma tekniği görüntülerdeki kenar bilgilerinin kaybolmasına sebep olmaktadır.

Benzer şekilde, orta nokta değeri ve medyan değeri kullanılarak yapılan filtrelemeye dayalı tekniklerde, gürültüyü azaltabilmekte fakat keskin kenarların ve görüntü ayrıntılarının bulanıklaşmasına sebep olmaktadır. Medyan filtrelemeye dayalı olarak gürültü azaltma işlemi uygulanmasının bir diğer dezavantajı da medyan değerinin elde edilmesi için piksel değerlerinin sıralanmasının gerekli olması, bu nedenle ekstra işlem zamanına ihtiyaç duyulmasıdır. Bu çalışmada olduğu gibi, çoğunlukla uygulamalarda hızlı sıralama (*quick sort*) algoritması tercih edilse de çeşitli sıralama algoritmalarından en iyi sıralama algoritmasının belirlenip uygulanması gerekmektedir.

Markov rastgele alan yöntemine dayalı gürültü azaltma yaklaşımı, gürültüyü bastırırken lezyon dokusunda bozulmaların oluşmasına ve dolayısı ile bilgi kaybına neden olmaktadır. Ayrıca bu yöntem diğer filtreleme yöntemlerine göre daha fazla

hesaplama karmaşıklığına neden olmaktadır.

Gradyan yükselmesine dayalı gürültü azaltma tekniği lezyon desenleri üzerinde bulanıklıklar oluşturmaktadır. Düzenli bir biçim ve desen özelliğine sahip olmayan lezyonların, üzerindeki karmaşık yapılar nedeni ile olasılıksal olarak doğru bir şekilde modellenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle, gradyan yükselmesine bağlı olarak yapılan gürültü azaltma yaklaşımı gürültünün düşük performans ile bastırılmasına, görüntülerde gürültülerin kalmasına sebep olmaktadır.

Dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma tekniği, uygulamalarda farklı dalgacık fonksiyonlarının seçilebilmesine olanak sağlamaktadır. Bu tez çalışmasında olduğu gibi, çoğunlukla kolay anlaşılır olması özelliğinden dolayı Haar dalgacık fonksiyonu kullanılmaktadır. Fakat dalgacık dönüşümüne dayalı gürültü azaltma tekniği de Markov rastgele alan kullanılarak yapılan gürültü azaltma yaklaşımında olduğu gibi, hesaplama karmaşıklığının artmasına sebep olmaktadır. Bu çalışmada olduğu gibi genellikle görüntü ayrıştırma işlemi iki seviyeli olarak yapılsa da uygulamalarda ayrıştırma işlemlerinin kaç seviyeli olarak yapılacağı da belirsiz olup, deneysel olarak bulunmaktadır. Ayrıca, yapay sinyallerin ortaya çıkmasına ve yüksek frekanslı gürültülerin ortadan kalkmasını sağlarken ince yapıların kaybolmasına neden olmaktadır.

Harmonik ortalama değer kullanılarak uygulanan filtrelemeye ile gürültü azaltılması yönteminde, dürtü olarak adlandırılan tuz ve biber tipinde olan gürültü etkisi azaltılabilmektedir. Fakat keskin kenarlarda ve görüntü detaylarında bulanıklığa neden olmaktadır.

Değerlendirme ölçütleri ile hesaplanan sonuçlara göre, uygulamış olduğumuz gürültü azaltma tekniklerinden en düşük performans ile sonuçların alındığı yöntem Markov rastgele alan ile gürültü azaltma yaklaşımı olmuştur. Bu yöntem ile elde edilen PSNR, SSIM ve MSE değerleri sırası ile 15.93, 0.36 ve 58.83 olarak hesaplanmıştır.

Ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme tekniği ile gürültü azaltma uygulandığında ise görüntüdeki kenar bilgileri korunabilmekte ve gürültünün bastırılması da diğer tekniklere göre daha başarılı bir şekilde sağlanabilmektedir.

Elde edilen bulgular en yüksek PSNR ve SSIM değerinin 40.03 ve 0.90 değerleri ile ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yönteminden sağlandığını göstermiştir. Hesaplanan MSE değeri de 23.42 olup, diğer yöntemlerin MSE değerlerinden daha küçük olduğu gözlenmiştir.

Ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme tekniğinin gürültü azaltma işlemindeki yüksek performansı, ağırlık değerlerinin hesaplanmasında görüntünün farklı ölçeklerinin kullanılması sayesinde sağlanmaktadır. Elde edilen bulgular, bu tekniğin dermatoskop görüntülerinde oluşan gürültülerin en aza indirgenmesi için en uygun teknik olduğunu göstermektedir.

Çalışmalarımızda yaygın kullanılan PSNR dışında SSIM ve MSE değerlendirme ölçütü de dikkate alınmış, tüm uygulamalardan elde edilen sonuçlar bu üç benzerlik ölçütüne göre değerlendirilmiştir. Bu ölçütlere ait formüllerde kullanılan görüntüler

orijinal görüntü ve filtrelenmiş görüntüdür. PSNR ve MSE, yöntemlerin gürültü giderme yeteneğini gösterir. SSIM ise gürültü giderme yöntemlerinin görüntünün ayrıntılı bilgilerini tutma yeteneğini gösterir.

PSNR ve MSE, SSIM'den daha yaygın olarak bilinir ve kullanılır. Fakat, PSNR ve MSE hesaplamalarında normalleştirme yapılmamaktadır. Bu nedenle, yapısal benzerliklerin de dikkate alınması için normalleştirilmiş bir yöntem olan SSIM tercih edilebilmektedir. SSIM hesaplanmasında, insanın görsel sisteminin kalite algısı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. SSIM hesaplamasında, geleneksel hata toplama yöntemlerinin kullanılması yerine, herhangi bir görüntü bozulması üç farklı faktör (parlaklık bozulması, korelasyon kaybı ve kontrast (zıtlık) bozulması) kombinasyonu olarak modellenip tasarlanmıştır. Bu nedenle bu çalışmada her üç metrikle de performans değerlendirmeleri yapılmıştır.



6. SONUÇLAR

Dermatoloji alanında dermatoskop görüntülerinden otomatik olarak lezyonların bölütlenmesi ve sınıflandırılmasını başarılı bir şekilde gerçekleştiren bilgisayar destekli uygulamalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu uygulamaların başarısı ise ilk adım olarak uygulanan gürültü azaltma tekniğinin başarısına bağlıdır. Bu nedenle, dermatoskop görüntülerinden gürültünün azaltılmasında en iyi tekniğin hangisi olduğunun belirlenmesi gerekmektedir.

Literatürdeki çalışmalarda genellikle dermatoskop görüntülerinin analizi, sınıflandırılması veya görüntülerden lezyon bölütlemenin gerçekleştirilmesi üzerinde durulmuş olup, bu işlemlerden elde edilen sonuçlar incelenip değerlendirilmiştir. Fakat ön işlem aşaması olarak uygulanan gürültü azaltma yöntemlerinin ne kadar başarılı oldukları üzerinde durulmamıştır.

Bu nedenle, literatürdeki bu açığın kapatılmasını sağlayan bu tez çalışmasında, dermatoskop görüntüleri ile literatürde uygulanmış olan gürültü azaltma teknikleri araştırılmış, tüm teknikler incelenip aynı görüntü kümeleri ile uygulanmış, elde edilen bulgular üç farklı sayısal değerlendirme ölçütü kullanılarak karşılaştırılmış ve en uygun tekniğin belirlenmesi sağlanmıştır. Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında ayrıca, uygulanan diğer tekniklerin avantajları ve dezavantajları da belirtilmiştir.

Bununla birlikte, dermatoskop görüntüleri ile daha önce uygulanmamış ve gürültü azaltmanın daha etkili olarak yapılmasını sağlayan ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yönteminin kullanılması önerilmiştir. Bu tez çalışması kapsamında elde edilen bulgular, ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yönteminin dermatoskop görüntülerinden gürültünün azaltılmasını sağlamak için en uygun teknik olduğunu göstermiştir.

Literatürde, bu tez çalışmasında dermatoskop görüntülerinden kullanılması önerilen ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme yönteminin dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltmak amacıyla uygulanıp bu görüntülerdeki gürültüyü azaltma potansiyelinin incelendiği ve performansının bu çalışmadaki gibi diğer teknikler ile karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle, gerçekleştirilen bu tez çalışmasının literatüre bu açıdan da katkı sağladığı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasının bir uzantısı olarak, ölçeklenmiş iki taraflı filtreleme tekniğinin gürültü azaltmadaki performansının daha fazla sayıdaki dermatoskop görüntüsü ile değerlendirilmesi planlanmaktadır.

Bu tez çalışması ile elde edilen sonuçlar sayesinde, en uygun teknik ile dermatoskop görüntülerinden gürültü azaltma sağlanmış olacaktır. Dolayısı ile, en iyi şekilde gürültüsü azaltılmış olan dermatoskop görüntülerinden görsel incelemeler daha doğru yapılabileceği için, dermatologların görüntülerden yararlanmasına ve daha doğru değerlendirmeler yapmasına yardımcı olunacaktır.

Ayrıca, gürültüsü en iyi şekilde azaltılmış olan dermatoskop görüntülerinden çeşitli algoritmalar ile lezyonların otomatik olarak çıkarılması ve lezyon desenlerinin

otomatik sınıflandırılması da önerilen yöntem ile daha doğru yapılabilecek, bu da hastalıkların teşhisi için dermatologlara yardımcı olacaktır.



7. KAYNAKLAR

- Abbas, Q., García, I.F. and Rashid, M. 2010. Automatic Skin Tumour Border Detection for Digital Dermoscopy Using a New Digital Image Analysis Scheme, *British Journal of Biomedical Science*, 67(4): 177-183.
- Al-abayechi, A.A. and Abu-Almash F.S. 2020. Skin Lesion Border Detection Based on Optimal Statistical Model Using Optimized Colour Channel, *Journal of Autonomous Intelligence*, 3(1): 18-26.
- Arivuselvam, B., Tanisha, S., Shalini S. And Subhalaksmi, V.S. 2021. Skin Cancer Detection and Classification Using SVM Classifier, *Turkish Journal of Computer and Mathematics Education*, 12(13): 1863-1871.
- Arora, R., Raman, B., Nayyar, K. and Awasthi R. 2021. Automated Skin Lesion Segmentation Using Attention-Based Deep Convolutional Neural Network, *Biomedical Signal Processing and Control*, 65: 102358.
- Ashwini, A. and Kavitha, V. 2021. Automatic Skin Tumor Detection Using Online Tiger Claw Region Dased Segmentation – A Novel Comparative Technique, *Institution of Electronics and Telecommunication Engineers (IETE) Journal of Research*, 1(1): 1-10.
- Aswatha, S.M., Mukhopadhyay, J. and Bhowmick, P. 2011. Image Denoising by Scaled Bilateral Filtering, 2011 Third National Conference on Computer Vision, Pattern Recognition, Image Processing and Graphics, 122-125.
- Bobby, T.C. 2020. Benign and Malignant Dermatoscopy Image Classification, Third International Conference on Advances in Electronics, Computers and Communications (ICAEECC), 11-12 Aralık 2020, Bengaluru, India, 1-4.
- Caleb, J.J. and Kannan, M. 2018. VLSI Implementation of Constructive Neural Network for Skin Cancer Detection, *Journal of Computational and Theoretical Nanoscience*, 15(2): 485-492.
- Cao, Y., Luo, Y. and Yang, S. 2011. Image Denoising Based on Hierarchical Markov Random Field, *Pattern Recognition Letters*, 32(2): 368-74.
- Chen, S., Liu, M., Zhang, W. and Liu, J. 2013. Edge Preserving Image Denoising with a Closed form Solution, *Pattern Recognition*, 46(3): 976-988.
- Chen, T.L. 2009. A Markov Random Field Model for Medical Image Denoising, 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, Tianjin, China, 1-6.
- Choudhary, P., Singhai, J. and Yadav, J.S. 2021. Curvelet and Fast Marching Method - Based Technique for Efficient Artifact Detection and Removal in Dermoscopic Images, *Imaging Systems and Technology*, 31(4): 2334-2345.
- Chuchu, N., Dinnes, J., Takwoingi, Y., Matin, R.N., Bayliss, S.E., Davenport, C., Moreau, J.F., Bassett, O., Godfrey, K., O'Sullivan, C., Walter, F.M., Motley, R., Deeks, J.J. and Williams, H.C. 2018. Teledermatology For Diagnosing Skin Cancer in Adults, *Cochrane Database of Sys. Reviews*, 12(12): CD013193.
- Dhaval, S.S., Hegde, N.S. and Srihari C. 2022. Skin Cancer Classification, *EPRA International Journal of Multidisciplinary Research (IJMR)*, 8(8): 117–119.

- Gautam, S. and Amhia, H. 2019. Improvement of PSNR in Image Denoising by Using DWT Algorithm, International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP), Chennai, India, 685-689.
- Ghosh, P., Azam, S., Quadir, R., Karim, A., Shamrat, F.M.J.M., Bhowmik, S.K., Jonkman, M., Hasib, K.M. and Ahmed, K. 2022. SkinNet-16: A Deep Learning Approach to Identify Benign and Malignant Skin Lesions, *Front Oncol*, 12: 931141.
- Hay, R. and Flohr, C. 2021. Putting the Burden of Skin Diseases on The Global Map, *British Journal of Dermatology*, 184(2): 189-190.
- Ignatius, D.V. and Mary, J.M. 2022. Deep Convolutional Neural Network for Skin Lesions Image Classification, *Journal of Multidimensional Research and Review (JMRR)*, 2(4): 01-08.
- Imtiaz, I., Ahmed, I., Jeon, G., and Muramatsu, G. 2021. An Efficient Image Processing and Machine Learning based Technique for Skin Lesion Segmentation and Classification, 2021 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA ASC), 1499-1505.
- Jain, A., Rao, A.C.S., Jain, P.K. and Abraham, A. 2022. Multi-type Skin Diseases Classification Using OP-DNN Based Feature Extraction Approach, *Multimedia Tools and Applications*, 81: 6451–6476.
- Jain, A.K. 1989. *Fundamentals of Digital Image Processing*. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, USA, 569 p.
- Junayed, M.S., Jeny, A.A., Rada, L. and Islam, M.B. 2022. Machine Vision-Based Expert System for Automated Skin Cancer Detection, In: Brito-Loeza, C., Martin-Gonzalez, A., Castañeda-Zeman, V., Safi, A. (eds) *Intelligent Computing Systems. ISICS 2022. Communications in Computer and Information Science*, vol 1569. Springer, Cham.
- Kaur, R., GholamHosseini, H. and Sinha R. 2022. Skin Lesion Segmentation Using an Improved Framework of Encoder-Decoder Based Convolution Neural Network, *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 32(4): 1143-1158.
- Khan, A.H., Latif, G., Iskandar, D.N.F.A., Alghazo, J. and Butt, M. 2018. Segmentation of Melanoma Skin Lesions Using Anisotropic Diffusion and Adaptive Thresholding, 8th International Conference on Biomedical Engineering and Technology, Bali, Indonesia, 7(1): 39-45.
- Khan, M.Q., Hussain, A., Rehman, S., Khan, U., Maqsood, M., Mehmood, K. and Khan, M.A. 2019. Classification of Melanoma and Nevus in Digital Images for Diagnosis of Skin Cancer, *International Journal of IEEE Access*, 7: 90132-90144.
- Krishna, D. M., Sahu, S. K. and Raju, G. R. L. V. N. S. 2022. DTLNet: Deep Transfer Learning-Based Hybrid Model for Skin Lesion Detection and Classification, 2022 2nd Asian Conference on Innovation in Technology (ASIANCON), 1-8.
- Kumar, K.A. and Vanmathi, C. 2022. Optimization Driven Model and Segmentation Network for Skin Cancer Detection, *Computers and Electrical Engineering*, 103.
- Latif, H.K. and Aljanabi, M. 2021. Analysing and Evaluation of the Effectiveness of

- different Filters on Segmentation Skin Tumors Images, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 1105: 012068.
- Lim, J.S. 1990. Two Dimensional Signal and Image Processing, Prentice Hall, USA, 694 p.
- Loganathan, G.B., Nawroz, I.H., Yasin, E.T., Yasin, A.T., Mohammad, A.A., Adil, I.N., Ismail, S.B., DzhwarFathullah, D., Hadi, S.A.A. and Hamadameen, S.F. 2022. Classification Using Enhanced Fuzzy Clustering and DCNN on Dermoscopy Images Melanoma Classification Using Enhanced Fuzzy Clustering and DCNN on Dermoscopy Images, *NeuroQuantology*, 20: 196-213.
- Maglogiannis, I. and Delibasis, K. 2015. Hair Removal on Dermoscopy Images, 2015 37th Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milan, Italy, 2960-2963.
- Maniraj, S.P. and Maran, P.S. 2022. A Hybrid Deep Learning Approach for Skin Cancer Diagnosis Using Subband Fusion of 3D Wavelets, *The Journal of Supercomputing*, 78: 12394–12409.
- Montaha, S., Azam, S., Rafid, A. K. M. R. H., Islam, S., Ghosh, P. and Jonkman, M. 2022. A Shallow Deep Learning Approach to Classify Skin Cancer Using Down-Scaling Method to Minimize Time and Space Complexity, *PLoS One*, 17: 1-49.
- Otsu, N. 1979. A Threshold Selection Method from Gray Level Histograms, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-9(1): 62-66.
- Patel, I., Patel, S, and Patel, A. 2018. Analysis of Various Image Preprocessing Techniques for Denoising of Flower Images, *Int. Journal of Computer Sciences and Engineering*, 6(5): 1111-1117.
- Perona, P. and Malik, J. 1990. Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(7): 629-639.
- Ponmalar, A., Jayavarthne, K., Priyanka, S., Ghosh, A. and Jain, G.D. 2021. Expert Skin Disease Identification System Using Machine Learning, *International Journal of Annals of Romanian Society for Cell Biology*, 25(5): 2193-2197.
- Pullan, P., Mehta, K., Arora, M. and Niranjan, V. 2020. Noise Reduction from Grayscale Images, 7th Int. Conf. on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN), Noida, India, 785-790.
- Rahman, M.M., Nasir, K.M., A-Alam, N., Khan, S.I., Band, S., Dehzangi, I., Beheshti, A. and Rokny, H.A. 2022. Hybrid Feature Fusion and Machine Learning Approaches for Melanoma Skin Cancer Detection, *Preprints 2022*, 2022010258.
- Raju, D.N., Shanmugasundaram, H. and Sasikumar, R. 2021. Fuzzy Segmentation and Black Widow–based Optimal SVM for Skin Disease Classification, *International Journal of Medical & Biological Engineering and Computing*, 59: 2019–2035.
- Ramya, J., Vijaylakshmi, H.C. and Saifuddin, H.M. 2021. Segmentation of Skin Lesion Images Using Discrete Wavelet Transform, *Biomedical Signal Processing and Control*, 69.

- Reshma, M. and Shan, P.B. 2018. Oretinex-DI: Pre-processing Algorithms for Melanoma Image Enhancement, *Biomedical and Pharmacology Journal*, 11(3):1381-1387.
- Salamaa, W.M. and Aly, M.H. 2021. Deep Learning Design for Benign and Malignant Classification of Skin Lesions: A New Approach. *Multimedia Tools Applivations* 80, 26795–26811.
- Sengupta, S., Mittal, N. and Modi, M. 2021. Artificial Intelligence Techniques for Enhanced Skin Lesion Detection, *Soft Computing*, 25: 15377–15390.
- Shanthi, V., Sridevi, G., Charanya, R. and Mary, J.J. 2020. Watershed Algorithm in Multichannel For Skin Lesion Segmentation, *European Journal of Molecular and Clinical Medicine*, 7(9): 1374-1378.
- Shrinithi, S. and Aravinth, J. 2021. Detection of Melanoma Skin Cancer using Dermoscopic Skin Lesion Images, 2021 International Conference on Recent Trends on Electronics, Information, Communication and Technology (RTEICT), 240-245.
- Singh, L., Janghel, R.R. and Sahu, S.P. 2021. SLICACO: An Automated Novel Hybrid Approach for Dermoscopic Melanocytic Skin Lesion Segmentation, *International Journal of Imaging Syst Technology*, 31: 1817–1833.
- Tizek, L., Schielein, M.C., Seifert, F., Biedermann, T., Böhner, A. and Zink, A. 2019. Skin Diseases Are More Common Than We Think: Screening Results of An Unreferred Population at The Munich Oktoberfest, *European Academy of Dermatology and Venereology*, 33(7): 1421-1428.
- Vaiyapuri, T., Balaji, P., Shridevi, S., Alaskar, H. And Sbai, Z. 2022. Computational Intelligence-Based Melanoma Detection and Classification Using Dermoscopic Images, *Computational Intelligence and Neuroscience*, 12.
- Wei, L., Pan, S.X., Nanekaran, Y.A. and Rajinikanth, V. 2021. An Optimized Method for Skin Cancer Diagnosis Using Modified Thermal Exchange Optimization Algorithm, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2021(5527698), 1-11.
- Xie, F., Yang, J., Liu, J., Jiang, Z., Zheng, Y. and Wang, Y. 2020. Skin Lesion Segmentation Using High-Resolution Convolutional Neural Network, *International Journal of Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 186(1):105241: 1-10.
- Xiong, X., Guo, X. and Wang, Y. 2021. Modeling of Human Skin by the Use of Deep Learning, *Complexity*, 5531585: 1-11.
- Zghal, N.S. and Kallel, I.K. 2020b. An Effective Approach for The Diagnosis of Melanoma Using the Sparse Auto-encoder for Features Detection and the SVM for Classification, 5th International Conference on Advanced Technologies for Signal and Image Processing (ATSIP), 2-5 Eylül 2020, Sousse, Tunisia, 1-6.
- Zghal, N. S., Zaabi, M. and Derbel, H. 2020a. Diagnosis of Melanoma Based on the Sparse Auto-Encoder for Feature Extraction, *Annual Research and Review in Biology*, 35(12): 220-230.
- Zhang, Y., Brady, M. and Smith, S. 2001. Segmentation of Brain MR Images Through

Hidden Markov Random Fields and the Expectation Maximization Algorithm,
IEEE Transactions on Medical Imaging, 20: 45-57.



ÖZGEÇMİŞ

MÜNİRE ÖZEN

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2019-2023	Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans	Erciyes Üniversitesi
2010-2015	Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Kayseri

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Öğretmeni	MEB
2017-Devam Ediyor	100. Yıl Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi, Elazığ
Öğretim Görevlisi (Görevlendirme)	Fırat Üniversitesi
2017-2020	Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Programı, Elazığ
Biyomedikal Mühendisi	
Mayıs 2017 – Ağustos 2017	Skymed Medikal, Antalya
Biyomedikal Mühendisi	
Kasım 2016 – Mart 2017	Uğur Optik Makina, Antalya