



**T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOİSTATİSTİK ANABİLİM DALI**

**Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı
ve
Bir Uygulama**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

USAME ÖMER OSMANOĞLU

DANIŞMAN

PROF. DR. FEZAN MUTLU

2016





**T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOİSTATİSTİK ANABİLİM DALI**

**Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı
ve
Bir Uygulama**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

USAME ÖMER OSMANOĞLU

DANIŞMAN

PROF. DR. FEZAN MUTLU

KABUL ve ONAY SAYFASI

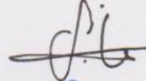
Usame Ömer Osmanoğlu'nun Yüksek Lisans Tezi olarak hazırladığı "**Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı ve Bir Uygulama**" başlıklı bu çalışma Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği' nin ilgili maddesi uyarınca değerlendirilerek "**KABUL**" edilmiştir.

30/ 06 / 2016

Üye: Prof. Dr. Fezan MUTLU



Üye: Prof. Dr. K. Setenay ÖNER



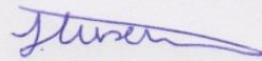
Üye: Doç. Dr. Canan BAYDEMİR



Üye: Doç. Dr. Ertuğrul ÇOLAK

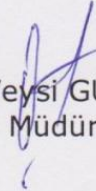


Üye: Doç. Dr. H. Hüseyin Gürsoy



Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu' nun 30/06/2016 tarih ve 10.26/5189 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Hasan Veysi GÜNEŞ
Enstitü Müdürü



ÖZET

Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı ve Bir Uygulama

Gelişen teknoloji ile birlikte modern cihazların sağlık alanında kullanımı artmıştır. Buna paralel olarak son zamanlarda tıpta görüntü işleme tekniklerinin kullanımı da yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu teknikler hekimlere zaman, maliyet, tedavi ve teşhis konusunda büyük kolaylık sağlamaktadır. Özellikle pediatrik olgularda doğumsal ya da travmatik katarakt cerrahisi öncesi göz içi merceği ölçümü için görüntü işleme teknikleri hekimlere yol gösterici olabilir. Ayrıca mental retarde (zekâ geriliği durumu) ya da Alzheimer hastalarında katarakt cerrahisi öncesi optik biyometri zor olabilir. Bu tür hastalarda başka nedenlerle çekilen Manyetik Rezonans (MR) görüntülerinden göz içi merceğin gücü ölçümü için Matrix Laboratory (MATLAB) programı kullanılabilir.

Görüntü işleme genel olarak resimsel bilgilerin analizine yönelik bir yöntem olarak tanımlanabilir. Bu tezde MATLAB ile görüntü işleme ve analizi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve optik biyometri hakkında genel bilgiler verilmiştir.

Ayrıca, MATLAB programının görüntü işleme sürecinin sağlık alanında kullanılabilirliğini değerlendirmek amacıyla bir uygulama çalışması yapılmıştır.

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'na 08/03/2015-08/05/2016 tarihleri arasında başvuran hastalardan rutin göz muayenesi pratiğinde Orbita MR endikasyonu olan hastalar çalışmaya alınmıştır. Bu hastalar üzerinde Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda optik biyometri çalışılmıştır. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda AW iş istasyonunda aynı hastalar üzerinde bulbus okülü çap değerlendirmesi yapılmıştır. GE 750w 3T MR cihazı kullanılarak elde edilen MR görüntüleri üzerinde Codonics Clarity Viewer programı aracılığı ile Ön Kamara Derinliği (ÖKD), Lens Kalınlığı (LK) ve Aksiyel Uzunluk (AU) hesaplamaları yapılmıştır. Daha sonra aynı hastalara ait ham MR görüntüleri MATLAB programında görüntü işleme ve analizi sürecine alınmıştır. Son olarak üç farklı yöntemle hesaplanan bu ölçümler istatistiksel yöntemler ile karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırmalar sonucunda; MATLAB bulguları ile optik biyometri bulguları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (AU için $p=0.342$, ÖKD için $p=0.091$, LK için $p=0.766$). Ayrıca, MATLAB bulgularının Codonics Clarity Viewer bulgularına göre optik biyometri bulgularına daha yakın olduğu görülmüştür (AU için 23.06-20.90-23.93, ÖKD için 3.11-2.65-3.31, LK için 4.16-3.85-4.31). Bland-Altman grafiklerine göre Lenstar ile MATLAB ölçümleri arasında uyum olduğu görülmüştür (AU için ortalama fark 0,29 mm (%95 GA, -0,78 ile 1,36), ÖKD için ortalama fark 0,28 mm (%95 GA, -0,83 ile 1,36), LK için ortalama fark 0,40 mm (%95 GA, -2,20 ile 3,00)).

MATLAB programı ile elde ettiğimiz verilerin optik biyometri ile yakın sonuçlar vermesi bu yöntemin optik biyometri yapmanın zor olabileceği olgularda yardımcı bir yöntem olabileceğini düşündürmektedir.

Ayrıca lensin aşırı şeffaf olduğu olgularda Lenstar cihazı ile ölçüm yapılamaz. Bu durumlarda MR'da görülebilen bu lenslerin ölçümü MATLAB programı görüntü işleme yöntemi ile yapılabilir. Sonuç olarak, MATLAB programı görüntü işleme yöntemi tıpta yardımcı bir yöntem olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Görüntü İşleme, Görüntü Analizi, MATLAB, Biyoistatistik, Optik Biyometri

SUMMARY

Use of Image Processing and Analysis in Medicine and an Application

Use of modern devices has increased in healthcare field with the improving technology. Likewise, use of image processing techniques in medicine has started to spread recently. These techniques provide great convenience for physicians in terms of time, cost, treatment and diagnosis. Especially in pediatric cases, image processing techniques could be a guide for physicians for the measurement of intraocular lenses before congenital or traumatic cataract surgery. Furthermore, optical biometry may be difficult before cataract surgery in mental retarded or Alzheimer patients. In such patients, Matrix Laboratory (MATLAB) can be used for intraocular lens power measurement from magnetic resonance (MR) images taken for other reasons.

Image processing can be generally defined as a method of analyzing pictorial information. In this thesis, general information was given about image processing and analysis with MATLAB, magnetic resonance imaging (MRI) and optical biometry.

In addition, an application performed in order to show the usability of image processing with MATLAB program in healthcare field.

Among the patients applied to Eskişehir Osmangazi University, Medical Faculty, Department of Ophthalmology between 08/03/2015 and 08/05/2016, those who have Orbital MRI indication in routine eye test practice were included in the study. Optical biometry was studied on these patients in the Department of Ophthalmology. Bulbus oculi diameter evaluation was made on the same patients in AW workstation in Eskişehir Osmangazi University, Medical Faculty, Department of Radiology. Anterior Chamber Depth (ACD), Lens Thickness (LT) and Axial Length (AL) calculations were made via Codonics Clarity Viewer program on MR images obtained by using GE 750w 3T MR device. Then, the raw MR images of the same patients were subjected to image processing and analyzing process in MATLAB program. Finally, these measurements calculated with three different methods were compared using statistical methods.

According to the analysis results, difference of between MATLAB results and Lenstar results are not significant statistically ($p=0.342$ for AL, $p=0.091$ for ACD, $p=0.766$ for LT). In addition, it was observed that MATLAB results were closer to optical biometry results compared to Codonics Clarity Viewer results (23.06-20.90-23.93 for AL, 3.11-2.65-3.31 for ACD, 4.16-3.85-4.31 for LT). According to the Bland-Altman plots, it was found that MATLAB measurements were in agreement with Lenstar measurements (mean difference for the AL is 0,29 mm (%95 CI, -0,78 to 1,36), mean difference for the ACD is 0,28 mm (%95 CI, -0,83 to 1,36), mean difference for the LT is 0,40 mm (%95 CI, -2,20 to 3,00)).

Parallel results of optical biometry and the data obtained from MATLAB program indicate that this method can be an auxiliary method for cases in which optical biometry may be difficult.

Furthermore, extreme transparent lens cannot be measured by Lenstar device, but MATLAB program can measure the lens. To conclude, image processing with MATLAB program can be used as an auxiliary method in medicine.

Keywords: Image Processing, Image Analysis, MATLAB, Biostatistics, Optical Biometry

İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
SUMMARY	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLO DİZİNİ.....	xii
ŞEKİL DİZİNİ.....	xiii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1- Görüntü	4
2.2- Görüntü İşleme ve Analizi	4
2.2.1- Gürültü	5
2.2.2- Görüntü İşlemede Temel Kavramlar.....	6
2.2.3- Görüntü Türleri	8
2.2.4- Görüntü İşleme ve Analizinin Kullanım Alanları	10
2.3- MATLAB Paket Programı	11
2.3.1- MATLAB Çalışma Ortamı	12
2.3.2- MATLAB ile Görüntü İşleme.....	15

2.3.2.1- Resim Okuma, Görüntüleme ve Yazma	15
2.3.2.2- Resim Bilgisi Görüntüleme.....	18
2.3.2.3- Görüntünün Kırılması	19
2.3.2.4- Görüntü Tipinin Değiştirilmesi	20
2.3.2.5- Gamma Düzenlemesi.....	23
2.3.2.6- Görüntü Segmentasyonu.....	23
2.3.2.7- Nesne Ölçümlerinin Yapılması	23
2.3.2.7- Yardımcı MATLAB Kodları	24
<i>2.3.3- MATLAB ile Görüntü Analizi.....</i>	<i>26</i>
2.4- Optik Biyometri	28
2.5- MRG.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	30
3.1-Gereçler	30
3.2- Yöntem	31
4. BULGULAR	34
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	45
EKLER DİZİNİ	49
KAYNAKLAR DİZİNİ	52

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor) 53

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor) 54

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor) 55

ÖZGEÇMİŞ 56



TABLO DİZİNİ

Tablo 2.1: Görüntü tipleri	21
Tablo 2.2: MATLAB programının ölçebildiği nesne istatistikleri	24
Tablo 2.3: MATLAB programının desteklediği önemli resim formatları	27
Tablo 3.1: Çalışmaya dâhil etme ya da çalışmadan dışlanma kriterleri	30
Tablo 4.1: Medyan değerleri ve varyans analizi sonuçları	34
Tablo 4.2: AU ölçümü için çoklu karşılaştırma sonuçları	34
Tablo 4.3: Lenstar ile MATLAB ölçümleri için Bland-Altman Sonuçları.....	35
Tablo 4.4: ÖKD ölçümü için çoklu karşılaştırma sonuçları	38
Tablo 4.5: LK ölçümü için ortalama sıra puanları.....	41

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1.1: Ranger 7 uzay aracının gönderdiği ay görüntüsü	1
Şekil 2.1: Elektromanyetik ışık tayfı (spektrum)	4
Şekil 2.2: Görüntü İşleme Algoritması	5
Şekil 2.3: Gürültülü resim ve gürültünün giderildiği resim	6
Şekil 2.4: NxM'lik resim yapısı	7
Şekil 2.5: Koordinat sistemi üzerinde görüntü	7
Şekil 2.6: 1024x1024 (a), 512x512 (b), 256x256 (c), 128x128 (d), 64x64 (e) ve 32x32 (f) çözünürlüklü resimler	8
Şekil 2.7: KYM (RGB) Renk Uzayı.....	8
Şekil 2.8: Aynı görüntünün farklı bit (gri tonu) sayına göre gösterimi	9
Şekil 2.9: Görsel karakterlerin sayısallaştırılması	10
Şekil 2.10: S karakteri için 3 ayrı örnek.....	10
Şekil 2.11: MATLAB penceresi	13
Şekil 2.12: ".m" dosya editörü	14
Şekil 2.13: ".fig" GUIDE penceresi	14
Şekil 2.14: "figure" penceresi.....	16
Şekil 2.15: "figure" komutu çıktısı	16

Şekil 2.16: $q=100$ ve $q=0$ için görüntü yazma	17
Şekil 2.17: Orijinal resim ve kırılmış resim	19
Şekil 2.18: Koordinat sistemi üzerindeki kırılan resmin görünüşü	20
Şekil 2.19: imtool penceresindeki resim kırpma aracı	20
Şekil 2.20: Orijinal görüntü ve gamma düzeltmesi yapılmış görüntü	23
Şekil 2.21: "imhist" komut penceresi	25
Şekil 2.22: Görüntü ve histogramı	25
Şekil 2.23: Normal görüntü koordinatı (a) ve MATLAB görüntü koordinatı (b)	26
Şekil 2.24: Sayısallaştırılmış görüntüyü ifade eden matris formu	26
Şekil 2.25: Sayısal görüntüyü ifade eden MATLAB matris formu	27
Şekil 2.26: "imtool" penceresi	27
Şekil 2.27: Lenstar LS 900 optik biyometri cihazı.....	28
Şekil 3.1: Hesaplanan göz bölümleri.....	30
Şekil 3.2: MATLAB'e aktarılan örnek bir MR görüntüsü.....	31
Şekil 3.3: Ölçeğin piksel uzunluğu.....	32
Şekil 3.4: Kırpma sonrası örnek resim	32
Şekil 3.5: Binary tipine dönüştürülen örnek MR görüntüsü	33
Şekil 3.6: Hesaplamaları yapılmış örnek resim.....	33

- Şekil 4.1** Lenstar ile MATLAB'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği 35
- Şekil 4.2** Lenstar ile Codonics'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği.... 36
- Şekil 4.3** MATLAB ile Codonics'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği... 37
- Şekil 4.4** Lenstar ile MATLAB'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği .. 39
- Şekil 4.5** Lenstar ile Codonics'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği . 40
- Şekil 4.6** MATLAB ile Codonics'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği 41
- Şekil 4.7** Lenstar ile MATLAB'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği 42
- Şekil 4.8** Lenstar ile Codonics'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği 43
- Şekil 4.9** MATLAB ile Codonics'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği ... 44

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

MATLAB	Matrix Laboratory
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MR	Manyetik Rezonans
ÖKD	Ön Kamara Derinliği
LK	Lens Kalınlığı
AU	Aksiyel Uzunluk
ACD	Anterior Chamber Depth
LT	Lens Thickness
AL	Axial Length
Pixel	Picture Element
KYM	Kırmızı-Yeşil-Mavi
RGB	Red-Green-Blue
R	Red
G	Green
B	Blue
GUI	Graphical User Interface
GUIDE	Graphical User Interface Desing Environment
NASA	National Aeronautics and Space Administration
VR	Virtual Reality (Sanal Gerçeklik)
IBM	International Business Machines

SPSS	Statistical Package of Social Sciences
JPL	Jet Propulsion Laboratuvarı
MIT	Massachusetts Institute of Technology
tiff	Tagged Image File Format
jpeg	Joint Photographic Experts Group
gif	Graphics Interchange Format
bmp	Windows Bitmap
png	Portable Network Graphics
xwd	X Window Dump
mm	milimetre
GA	Güven Aralığı
CI	Confidence Interval
IDL	Interactive Data Language
N	Satır Piksel Sayısı
M	Sütun Piksel Sayısı
$I(x, y)$	(x, y) Pikselinin Parlaklık Değeri
x	Yatay Koordinat Değeri
y	Dikey Koordinat Değeri
$R(x, y)$	(x, y) Pikselinin Kırmızı Bileşen Değeri
$G(x, y)$	(x, y) Pikselinin Yeşil Bileşen Değeri
$B(x, y)$	(x, y) Pikselinin Mavi Bileşen Değeri
A	Dönüştürülecek Veri Matrisi Değeri
Aenk	Dönüştürülen Veri Matrisindeki En Küçük Değer

Aenb	Dönüştürülen Veri Matrisindeki En Büyük Değer
o	Etiketli Nesne İstatistik Deposu
T	Eşik değeri
l	Beyaz Alanları Etiketlenmiş Resim
h	Beyaz Alanların Etiket Numarası
a, b, c, d, e, f, g, m, u, s	Resim Kod İsimleri



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Görüntü işleme, resimsel bilgilerin analizine yönelik bir yöntem olarak tanımlanmaktadır (Aytan, Öztürk ve Ögeve, 1993). Görüntü işlemenin temel görevi resimsel görüntüyü amaca uygun hale getirmektir. Görüntü analizi ise bu görüntülerden istatistiksel analizlere uygun sayısal veriler elde etmektir (McAndrew, 2004).

Günümüzde, dünyamız hakkında bilgi sağlama, görüntüleme ve saklama amacıyla sağlık, astronomi, fizik, kimya, adli tıp, imalat, güvenlik, havacılık, savunma, film, eğlence ve multimedya gibi alanlarında görüntüye dayalı veriler kullanılmaktadır (Weeks, 1996). Bilim insanları, mühendisler ve iş adamları için ham görüntü verilerinden değerli bilgiler elde etmek yüksek bir öneme sahiptir (Russ, 1999).

Görüntü işleme uygulaması ilk olarak 1920'lerin başında gazetecilik alanında kullanılmıştır. Görüntüler kodlanarak Londra ile New York arasında denizaltı kabloları aracılığıyla transfer edilmiştir. 1920'lerin ortasında bu sistem geliştirilerek daha yüksek kaliteye sahip görüntülerin aktarımı yapılmıştır. 1960'larda uzay çalışmalarının artmasıyla görüntü işleme tekniklerinde hızlı bir ilerleme meydana gelmiştir. 1964'de Ranger 7 uzay aracının gönderdiği ay görüntülerinin kalitesini artırmak için görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır (Şekil 1.1). Bu teknikler Apollo gibi diğer uzay çalışmalarında da kullanılmıştır (Gonzalez and Woods, 2004).



Şekil 1.1: Ranger 7 uzay aracının gönderdiği ay görüntüsü¹

¹ Gonzalez, R.C. and Woods, R., 2008. Digital Image Processing, 3rd Edition, Pearson Prentice Hall

Sayısal görüntü işleme tekniklerinin çoğu uydu görüntüsü kullanan uygulamalar, tıbbi görüntüleme, görüntülü telefon, karakter tanıma ve fotoğraf iyileştirme uygulamaları için Jet Propulsion Laboratuvarı (JPL), Massachusetts Institute of Technology (MIT), Bell Laboratuvarları, Maryland Üniversitesi ve Birleşmiş Devletler'deki diğer birkaç araştırma tesisinde 1960'lı yıllarda geliştirilmiştir (Rosenfeld, 1969). O dönemin bilgisayar donanımları ile görüntü işleme maliyetleri oldukça yüksek bir seviyede bulunmaktaydı. 1970'li yılların başlarında ucuz bilgisayarlar ve özel donanımların yaygınlaşmasıyla görüntü işlemenin kullanımı artmıştır. Artık görüntüler gerçek zamanlı olarak işlenebilmekteydi. 2000'li yıllarda bilgisayar hızlarının artmasıyla görüntü işleme teknikleri hem çok amaçlı hem de ucuz olduğu için yoğun bir şekilde kullanılmaya başlamıştır.

1973 yılında çekilen Westworld filmi görüntü işleme tekniklerinin kullanıldığı ilk film olmuştur. Aslında filmin yönetmeni görüntü işleme işlemleri için önce JPL'ye gitmiştir. Fakat filmdeki animasyonların iki dakikasının dokuz aya ve iki yüz bin dolara mâl olacağını öğrenen yönetmen tavsiye üzerine Information International şirketine giderek animasyonları daha kısa ve daha ucuz bir şekilde tamamlamıştır. Yaklaşık iki buçuk dakika süren animasyonların her bir karesine renk ayırma, maskeleyme ve pikselleştirme işlemleri uygulanmıştır (Price, 2013).

1970'lerde görüntü işleme teknikleri sağlık alanında da kullanılmaya başlamıştır. 1979 yılında Godfrey Hounsfield ve Allan Cormack tomografi teknolojisini geliştirerek Nobel Tıp Ödülünü almışlardır (Gonzalez and Woods, 2004).

Sağlık alanında; MR görüntüsünde tümör, damar tıkanıklığı, kemik kırıkları, göz kusurları gibi hastalıkların teşhisi gibi birçok alanda görüntü işleme kullanılmaktadır (Weeks, 1996). Görüntü işleme ve analizi sayesinde çeşitli sebeplerle T2 ağırlıklı MR görüntüleri çekilmiş hastaların bulbus okülü ile ilgili çeşitli verilerin hesaplanması yapılabilmektedir. Optik biyometri genelde rutin göz uygulamalarında önemli olan aksiyel uzunluk (AU), ön kamara derinliği (ÖKD) ve lens kalınlığı (LK) gibi optik değişkenleri elde etmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bu tekniğin ölçümleri altın standart olarak kabul edilmektedir. Fakat lensin aşırı şeffaf olduğu olgularda Lenstar LS 900 (Haag-Streit AG, Koeniz, Switzerland) cihazı ile ölçüm yapılamaz. Özellikle pediatrik olgularda doğumsal ya da travmatik katarakt cerrahisi öncesi göz içi merceği ölçümü için MR görüntüleri hekimlere yol gösterici olabilir. Ayrıca mental retarde (zekâ geriliği durumu) ya da Alzheimer hastalarında katarakt cerrahisi öncesi optik biyometri ölçümü yapmak zor olabilmektedir. Bu tür hastalarda göz içi mercek gücü ölçümü için yardımcı yöntemlere ihtiyaç duyulabilmektedir.

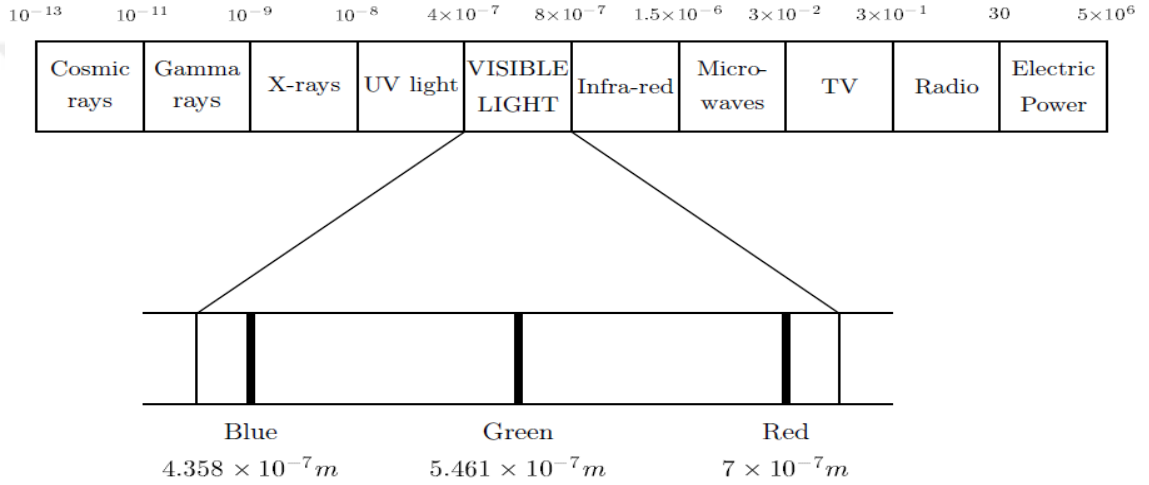
Tıbbi görüntüdeki nesne ya da deseni ölçmek, ayırt etmek ve anlamlı bilimsel soruların yanıtlarını almak amacıyla MATLAB ile Görüntü İşleme yöntemi kullanılarak resimden sayısal bilgi elde edilebilmektedir. MATLAB diğer yazılım programlarına göre daha fazla matematiksel işlem içermektedir. Diğer programlama dilleri ile satırlarca kod yazılarak gerçekleştirilen işlemler MATLAB programının hazır algoritmaları ile tek bir fonksiyonda gerçekleştirilebilmektedir. MATLAB programında Görüntü İşleme Araç Kutusu (Image Processing Toolbox), Kontrol Sistemleri, Haberleşme, Yapay Sinir Ağları ve İstatistik gibi modüler araçlar kullanılarak birçok alanda uygulamalar geliştirilebilmektedir (Demir, 2006).

Bu çalışmanın amacı, MATLAB ile görüntü işleme ve analizi yönteminin sağlık alanında yardımcı bir görüntü işleme ve analiz yöntemi olarak kullanılabilirliğini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1- Görüntü

Görüntü; bir cismin sensör (algılayıcı bir aygıt) aracılığı ile elde edilen resmidir. En çok bilinen sensörler görünür ışığa tepki veren kamera ve lenslere sahip optik sistemlerdir. Diğer sensörler kızılötesi, X-ışını ve mikrodalga gibi ışınlara ya da proton ve elektron gibi yüksek enerjili iyonize parçacıklara tepki verirler (Geman and Gidas, 1991). Farklı frekanslardaki ışıklar Şekil 2.1'de gösterilmiştir.

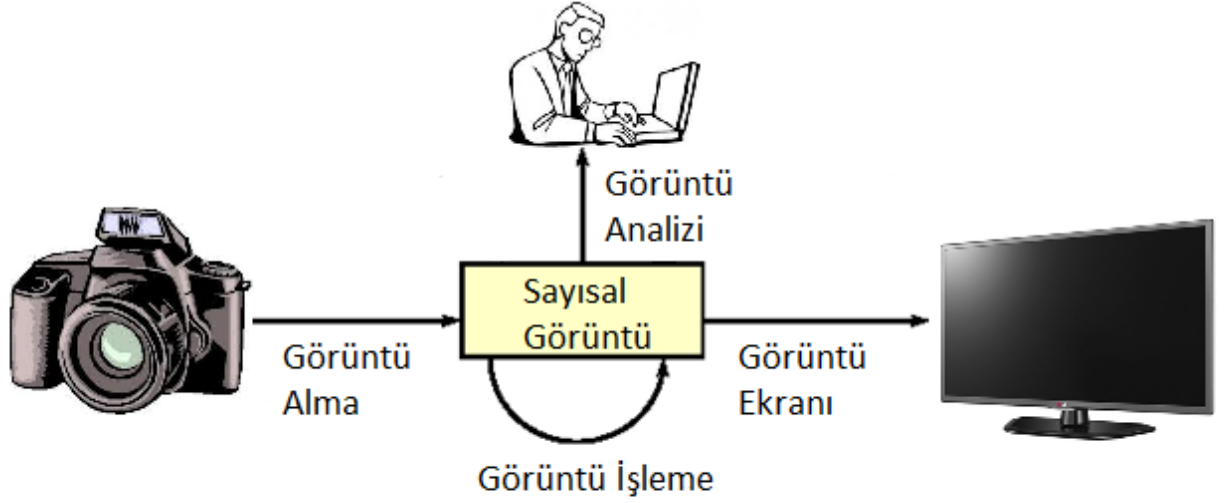


Şekil 2.1: Elektromanyetik ışık tayfı (spektrum)²

2.2 – Görüntü İşleme ve Analizi

Görüntü işleme; ölçülmüş ya da kaydedilmiş olan sayısal görüntü verilerini, elektronik ortamda (bilgisayar ve yazılımlar yardımı ile) amaca uygun şekilde değiştirmeye yönelik yapılan bilgisayar çalışmasıdır. Görüntü analizi ise görüntülerden istatistiksel analizlere uygun sayısal veriler elde etmektir (McAndrew, 2004). Bu süreç temel olarak Şekil 2.2'deki adımlardan oluşmaktadır.

² McAndrew, A. (2004). *An Introduction to Digital Image Processing with MATLAB*, Melbourne



Şekil 2.2: Görüntü İşleme Algoritması

Görüntü işleme, görüntünün yorumlanabilmesi için resimsel bilgiyi geliştirmek ya da özel görüntüleme araçları için daha elverişli resim haline getirmek amacıyla işlenmemiş resmin doğal yapısını değiştirme sürecidir. Görüntü işleme; bulanık, gürültülü ya da düşük kaliteli resimlerin iyileştirilmesini ve görüntü üzerindeki nesnelerin sınırlarının belirlenmesini sağlamaktadır (McAndrew, 2004).

Görüntü işleme ve analizi teknikleri arasında 2 ya da 3 boyutlu görüntülerde nesne tanıma-ayırma, sınır netleştirme-çizme, nesne istatistikleri alma, görüntü kalitesini iyileştirme, resim tipinin değiştirilmesi, histogram eşitlemesi, gürültü ekleme-giderme, maskeleme, filtreleme, ölçeklendirme, rotasyon, yansıtma ve renk düzeltmesi gibi teknikler yer almaktadır (The MathWorks Inc., 2015).

Görüntü işleme yazılım geliştirme ortamları arasında MATLAB, OpenCV, EmguCV, Aforge.NET, Interactive Data Language (IDL) ve Python gibi programlama dilleri yer almaktadır. Ayrıca OsiriX ve Cell-Profiler gibi görüntü analizi programlarının kullanımlarına da rastlanılmaktadır.

2.2.1- Gürültü

Görüntüyü kirleten ve görüntü kalitesini düşüren harici kaynaklardan oluşan etkidir, görüntüdeki verim kaybıdır, pikselin gerçek değerindeki sapmadır (Şekil 2.3). Gürültü bir görüntü içerisinde birçok farklı kaynaktan meydana gelebilmektedir. Gürültü; hareket ya da atmosferik kararsızlık nedeniyle meydana gelen bulanıklaşma ya da resmi çekerken yanlış ışık etkisinden dolayı odak bulanıklaşması, kusurlu lenslerden kaynaklanan

geometrik bozulma ve elektronik kaynaklardan gelen hatalardan kaynaklanmaktadır. Bazen kamera ya da tarayıcı gibi cihazlar resim çekerken resme harici gürültüler eklemektedirler. Bu gürültüler resimden kaldırılmalıdır. Bazı gürültüler görüntü yumuşatma ya da maskeleye ile kolayca kaldırılabilir. Fakat bazı gürültülerin kaldırılabilmesi için pencereleme ve uyarlamalı filtreleme gibi daha karmaşık filtreleme teknikleri gerekmektedir (Russ, 1999).

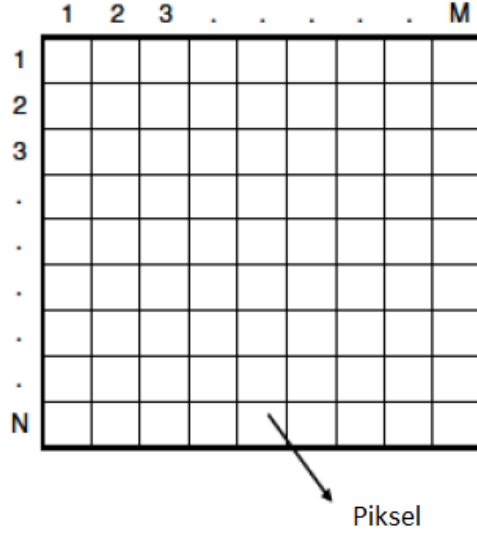


Şekil 2.3: Gürültülü resim ve gürültünün giderildiği resim³

2.2.2- Görüntü İşlemede Temel Kavramlar

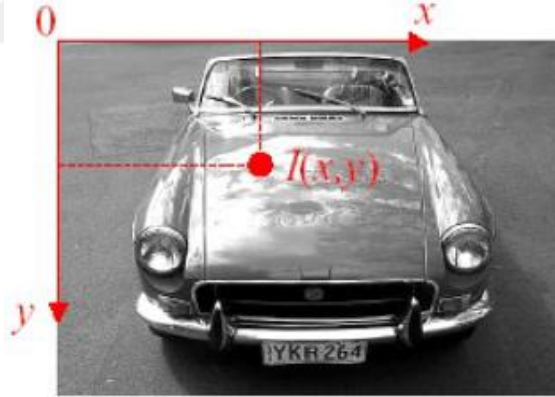
- **Piksel (Pixel):** Görüntü matrisinin her bir elemanına piksel adı verilmektedir. Picture elements kelimelerinden türetilmiştir. Görüntünün birim elemanını ifade etmektedir. 2 boyutlu koordinat sistemine oturtulmuş görüntünün satır ve sütunlarının kesiştiği noktalara piksel denilmektedir (Gonzalez and Woods, 2004). Sayısal bir görüntüye çevrilen resimde NxM sayıda piksel bulunmaktadır (Şekil 2.4).

³http://research.microsoft.com/en-us/um/redmond/groups/ivm/twocolordeconvolution/supplemental_results/berkeley_deblurring.html



Şekil 2.4: NxM'lik resim yapısı⁴

- Parlaklık: x ve y uzaysal boyutlar olmak üzere $I(x, y)$, x ve y koordinatlarındaki pikselin değerini göstermektedir (Demirkaya, Asyali and Sahoo, 2009).

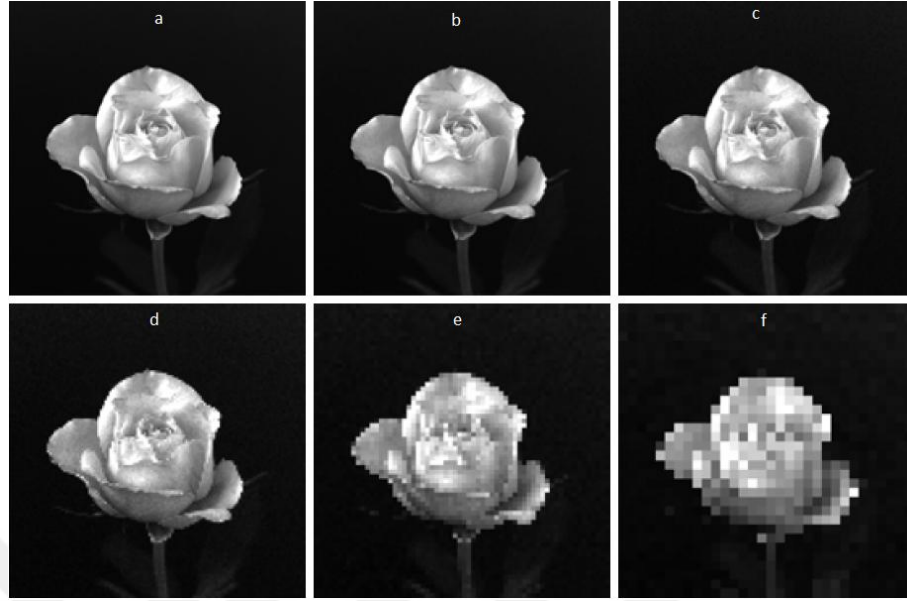


Şekil 2.5: Koordinat sistemi üzerinde görüntü⁵

- Çözünürlük: Görüntüyü temsil eden piksel sayısını göstermektedir. Çözünürlüğün yüksek olması görüntünün yüksek frekansta örneklenmiş olduğu anlamına gelmektedir. Böylece görüntüdeki ayrıntılar belirginleşmektedir (Demirkaya, Asyali and Sahoo, 2009).

⁴ Gonzalez, R.C., Woods, R., "Digital Image Processing", 3rd Edition, Prentice-Hall, 2008

⁵ The MathWorks Inc., 2015. Image Processing Toolbox™ User's Guide.



Şekil 2.6: 1024x1024 (a), 512x512 (b), 256x256 (c), 128x128 (d), 64x64 (e) ve 32x32 (f) çözünürlüklü resimler⁶

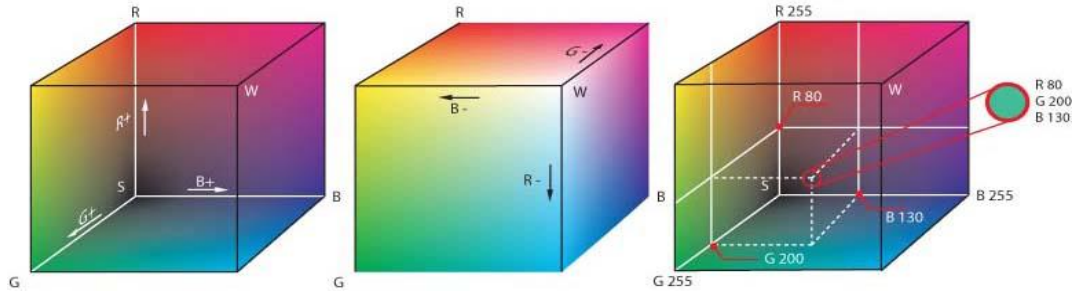
2.2.3- Görüntü Türleri

- Renkli görüntü; üç fonksiyonla gösterilmektedir (Şekil 2.7).

R(x): Kırmızı bileşen

G(x): Yeşil bileşen

B(x): Mavi bileşen



Şekil 2.7: KYM (RGB) Renk Uzayı⁷

⁶ Gonzalez, R.C., Woods, R., "Digital Image Processing", 3rd Edition, Prentice-Hall, 2008

⁷ https://tr.wikipedia.org/wiki/Dosya:RGB_farbwuerfel.jpg (Erişim Tarihi: 04.10.2015)

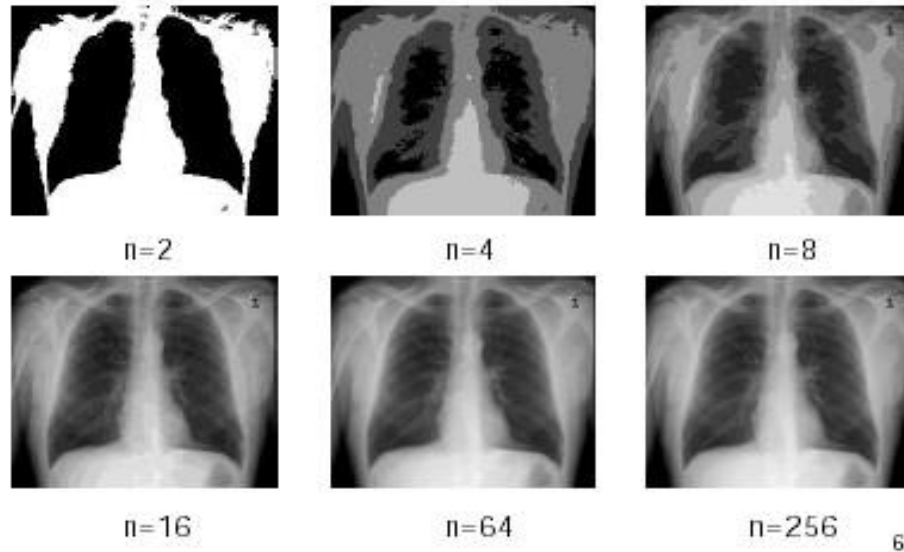
- Gri Düzeyli Görüntü; iki boyutludur, genel olarak $I(x,y)$ fonksiyonu ile gösterilmektedir. Bu fonksiyon görüntü üzerindeki (x,y) koordinatındaki pikselin parlaklığını (gri düzeyini) göstermektedir (Demirkaya, Asyali and Sahoo, 2009).

MATLAB ile Görüntü İşleme yönteminde farklı resim tipleri ve sınıfları bulunmaktadır. Bunlardan birkaçı örnek olarak aşağıda verilmiştir;

- uint16 [0, 65535] → Mikroskop kameraları
- uint8 [0, 255] → Dijital kameralar
- double $[-10^{308}, 10^{308}]$
- logical [0, 1]

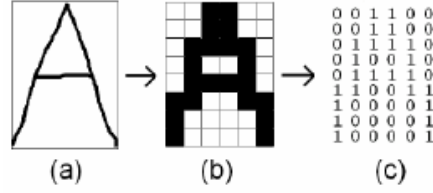
Piksel değerlerinin belirli aralıklarda olması, meydana gelen görüntünün niteliğini değiştirmektedir. 0 (sıfır) beyazı, $n-1$ ise siyahı temsil etmektedir. Bu değerler arasındaki sayılar ise gri tonları belirtmektedir.

Burada $n=2^b$ olmak üzere b değeri görüntünün 1 pikselini ifade etmek için gereken bit sayısını göstermektedir. Örneğin $b=8$ ise 256 adet gri tonu bulunmaktadır (Şekil 2.8). $b=1$ ise resim sadece 0 ve 1'lerden oluşmaktadır. Buna İkili Resim adı verilmektedir (Şekil 2.8, Şekil 2.9, Şekil 2.10).

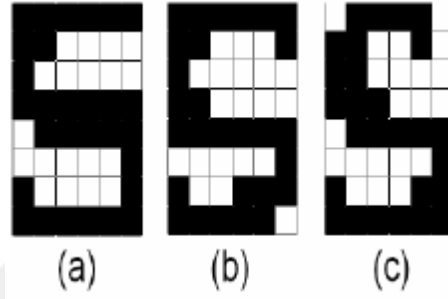


Şekil 2.8: Aynı görüntünün farklı bit (gri tonu) sayısına göre gösterimi⁸

⁸ The MathWorks Inc., 2015. Image Processing Toolbox™ User's Guide.



Şekil 2.9: Görsel karakterlerin sayısallaştırılması⁹



Şekil 2.10: S karakteri için 3 ayrı örnek¹⁰

2.2.4- Görüntü İşleme ve Analizinin Kullanım Alanları

Görüntü işleme ve analizinin kullanım alanlarından bazıları aşağıda verilmiştir.

- Tıpta MR görüntüsünde tümör, damar tıkanıklığı, kemik kırıkları, göz kusurları gibi hastalıkların tespiti kullanılmaktadır (Weeks, 1996).
- Coğrafi bilimlerde hava ve uydu görüntülerinden hava durumu tahmini, yeryüzündeki ve yeraltındaki doğal kaynakların izlenmesi, coğrafi haritaların çıkarılması, zirai ürünlerin tahmini, ormanların gelişiminin izlenmesi, sel ve yangın kontrolünde kullanılmaktadır (Weeks, 1996).
- Uzay bilimlerinde uzayın derinliklerinden elde edilen görüntülerin içerdiği cisimlerin analizi ve gezegenler arası mesafelerin hesaplanmasında kullanılmaktadır (Weeks, 1996).
- Savunma sanayinde gece görüş, akıllı robot sistemleri, radar, sonar sistemler, birçok hedefin algılanması ve taranması, mermi ya da hava taşıtlarına kılavuzluk ve manevra yaptırma gibi işlemlerde kullanılmaktadır (Weeks, 1996).

^{9, 10} The MathWorks Inc., 2015. Image Processing Toolbox™ User's Guide.

- Güvenlik sistemlerinde iris-parmak izi-yüz tanıma, güvenlik kamera sistemleri, görüntü iletimi ve depolama uygulamaları, TV yayıncılığı, telekonferans, görüntülü telefon sistemlerinde kullanılmaktadır (Weeks, 1996).

- Film efektleri, sanat, spor, kalite kontrol gibi alanlarda kullanılmaktadır (Gonzalez and Woods, 2008).

Sağlık alanında görüntü işleme yönteminden büyük ölçüde yararlanılmaktadır. Görüntü işleme teknikleri doğum öncesi bakım sırasında fetüsün izlenmesi ve gelişiminin değerlendirilmesi için ultrasonik görüntülere uygulanmaktadır. Görüntü işleme aynı zamanda göğüs röntgen görüntülerine uygulanarak meme kanserinin daha kolay erken teşhisi için kullanılmaktadır. Şüpheli dokuyu belirginleştirerek tanı doğruluğunun artması için hekime yardımcı olmaktadır. Görüntü işleme teknikleri MR görüntülerinde standart uygulama haline gelmiştir. Astronomi alanında da kullanılan görüntü işleme teknikleri sayesinde astronomik görüntülerdeki dünya atmosferinden kaynaklanan bulanıklık giderilebilmektedir. Hubble teleskobuyla elde edilen yüksek çözünürlükteki görüntülerin restorasyonu için görüntü işleme teknikleri National Aeronautics and Space Administration (NASA) tarafından kullanılmaktadır. Üretim, havacılık ve savunma alanlarında da yaygın bir kullanıma sahip olan görüntü işleme teknikleri ile geliştirilen akıllı bombaların kullanıldığı İran Körfez Savaşı silah tasarlamada görüntü işleme yöntemlerinin önemini daha net bir şekilde göstermektedir (Weeks, 1996).

Son zamanlarda eğlence ve film endüstrisinde de yoğun bir şekilde kullanılan görüntü işleme yöntemleri sayesinde üç boyutlu filmler çekilebilmektedir. Ayrıca virtual reality (VR) teknolojisi de görüntü işleme yöntemlerine dayanmaktadır.

2.3– MATLAB Paket Programı

MATLAB, 1985’de C.B Moler tarafından geliştirilen matris tabanlı işlemleri yapan ve birçok alanda algoritmaları gerçekleştiren bir yazılım geliştirme aracıdır (Gonzalez and Woods, 2008).

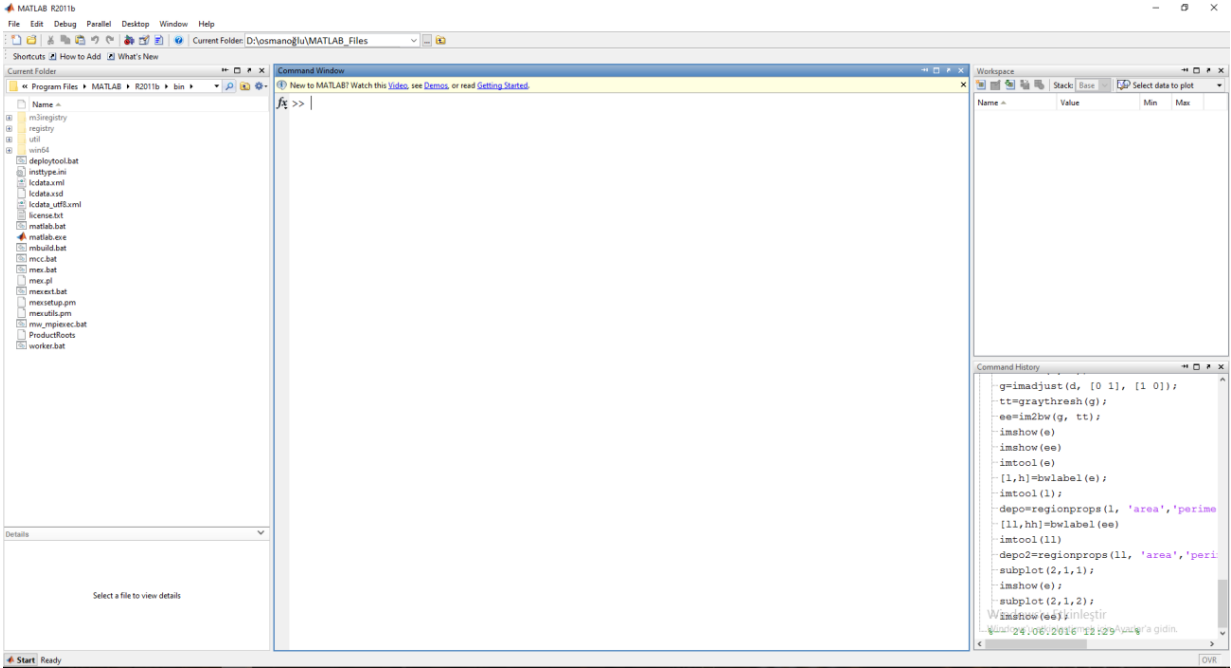
MATLAB programı C, Pascal ya da Fortran gibi gelişmiş dillerde yazılan uygulamaların kullanımına izin vermektedir. Ayrıca, MATLAB graphical user interface (GUI) aracı ile açılan menüler, kayan pencereler ve düğmeler gibi özelliklere sahip programlar oluşturmak mümkündür (Blanchet and Charbit, 2006).

MATLAB diğer yazılım programlarına göre daha zengin matematiksel işlem yeteneğine sahiptir. Diğer programlama dilleri ile satırlarca kod yazılarak gerçekleştirilen işlemler MATLAB programının hazır algoritmaları ile tek bir fonksiyonda gerçekleştirilebilir. MATLAB programı ile görüntü işleme araç kutusu, sıra kontrol sistemleri, haberleşme, yapay sinir ağları ve istatistik gibi birçok modül araçlar kullanılarak çeşitli uygulamaları geliştirme olanağı sağlamaktadır (Demir, 2006).

MATLAB programı işlem yapılan değişkenleri matris olarak tutmaktadır. Bu matrislerin sahip olduğu değerleri istenilen anda görüntüleyip, dış ortamlara aktarma ve dış ortamdan veri alma olanağını sağlamaktadır. MATLAB programının önemli özelliklerinden biri de üstün grafik yeteneğidir. İşlem sonuçları 2 ve 3 boyutlu grafik türleri ile görüntülenebilmektedir (Özkan, 2010).

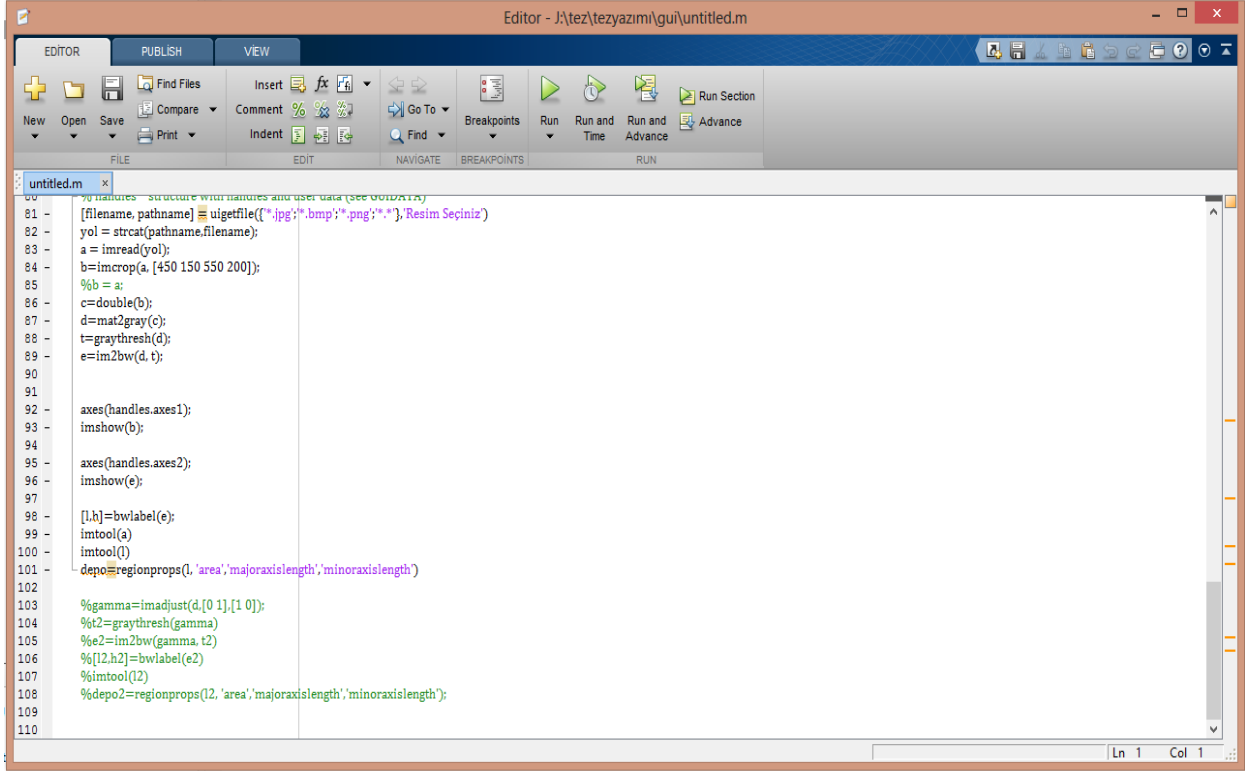
2.3.1- MATLAB Çalışma Ortamı

- MATLAB Desktop: MATLAB ana uygulama alanıdır. Program açıldığında gelen ilk kısımdır (Şekil 2.11).
- Command Window (Komut penceresi): MATLAB komutlarının ve denklemlerin ">>" işareti ile yazıldığı kısımdır. Sonuçlar ve komutlar burada görüntülenmektedir.
- Workspace Browser: Komut penceresinde tanımlanan değişkenler hakkında bilgi verilen yerdir. Değişken üzerine çift tıklandığında detay vermektedir.
- Current Folder: Çalışılan mevcut dosya yoludur. Çalışılacak görüntü dosyaları buraya kopyalanmışsa bu dosyalar sadece isimle işleme dâhil edilebilmektedir.
- Command History Window: Önceden yazılmış komutların görüldüğü yerdir. Buradan seçilen komutlar, komut penceresine kopyalanarak yeniden çalıştırılabilmektedir (Gonzalez and Woods, 2008).

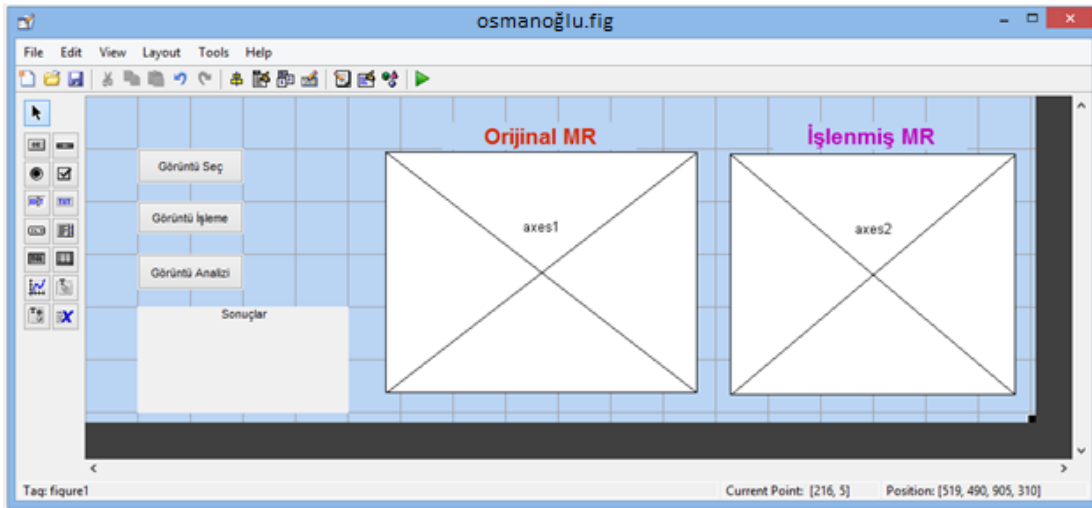


Şekil 2.11: MATLAB penceresi

- File Editor: MATLAB ortamında “.m” uzantılı kod ve uygulama yazma ekranıdır. Bu editör sayesinde MATLAB programının standart fonksiyonları ve ilgili aracın fonksiyonları kullanılarak programlar yazılabilmektedir (Şekil 2.12). Ayrıca bu editör kod düzenleme, derleme ve test etme araçlarına da sahiptir (Blanchet and Charbit, 2006).



• MATLAB Görsel Arayüz Tasarlama Aracı (GUIDE): MATLAB ortamında görsel arayüz tasarlamak için kullanılan ".fig" uzantılı bir araçtır (Şekil 2.13). MATLAB bu özellik ile düğmeler, metin kutuları, onay kutuları, grafik ve resim görüntüleme çerçeveleri gibi araçlar kullanılarak görsel arayüzler tasarlama olanağı sunmaktadır (Blanchet and Charbit, 2006).



Şekil 2.13: ".fig" GUIDE penceresi

2.3.2- MATLAB ile Görüntü İşleme

2.3.2.1- Resim Okuma, Görüntüleme ve Yazma

MATLAB programında görüntünün a dizinine aktarılması için komut penceresine aşağıdaki komutların yazılması gerekmektedir;

- İlgili görüntü dosyası work dizininde ise;

```
>>a=imread('dosyaismi.dosyatürü')
```

Örneğin;

```
>>a=imread('rose.jpeg')
```

- İlgili görüntü dosyası başka bir dizinde ise;

```
>>a=imread('dosyaadres')
```

Örneğin;

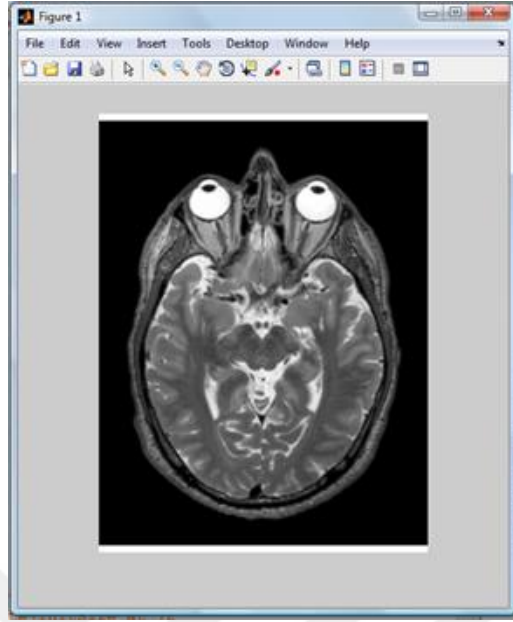
```
>>a=imread('D:\resimlerim\göz.jpeg')
```

Resim dosyasını MATLAB çalışma alanına (workspace) aktarmak için sürükle-bırak tekniği de kullanılabilir.

Resim okuma işlemiyle MATLAB çalışma alanına getirilen resim verisinin görüntülenmesi için gereken komut aşağıdaki gibidir;

```
>>imshow(a)
```

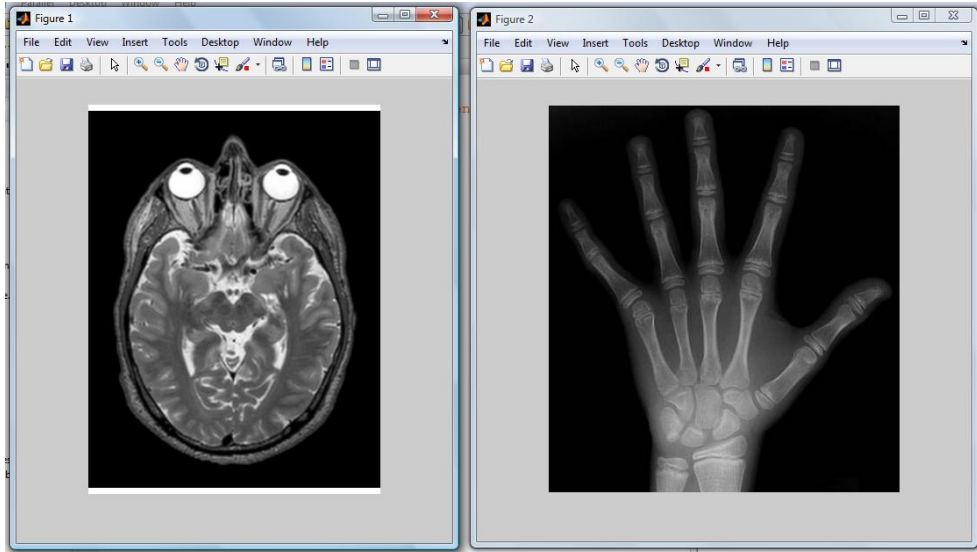
Bu komut sayesinde a kod isimli resim verisi "Figure" isimli bir MATLAB penceresinde görüntülenmektedir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14: "figure" penceresi

İki farklı görüntüyü farklı pencerelerde aynı anda görüntülemek için "figure" komutu kullanılmaktadır (Şekil 2.15);

```
>>a=imread('resim1.tif');  
>>b=imread('resim2.png');  
>>imshow(a), figure, imshow(b)
```



Şekil 2.15: "figure" komutu çıktısı

MATLAB çalışma alanındaki resimleri diske kaydetmek için "imwrite" komutu kullanılmaktadır.

- MATLAB çalışma alanındaki a kod isimli resim dosyasını D diskinin içine "png" formatında ve "beyin" isminde kaydetmek için;

```
>>imwrite(a, 'D:\beyin.png')
```

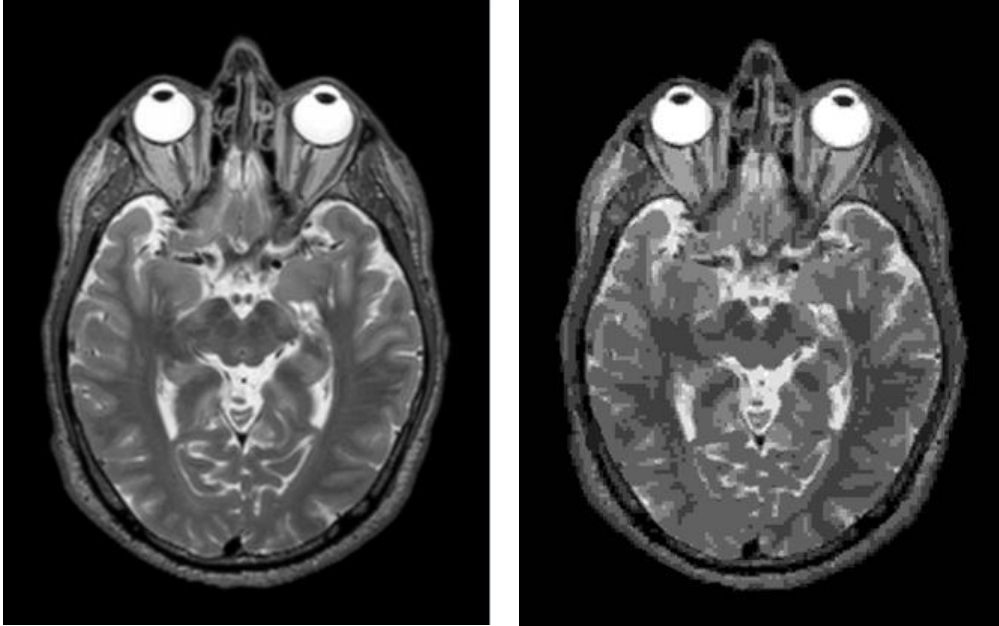
- MATLAB çalışma alanındaki b kod isimli resim dosyasını C diskindeki resimlerim klasörünün içine "tif" formatında ve "el" isminde kaydetmek için;

```
>>imwrite(b, 'C:\resimlerim\el', 'tif')
```

- MATLAB çalışma alanındaki c kod isimli resim dosyasını D diskindeki resimlerim klasörünün içine "jpg" formatında ve "göz" isminde kaydetmek için;

```
>>imwrite(c, 'D:\resimlerim\göz.jpg', 'quality', q)
```

komutları kullanılmaktadır. q sıfır ile yüz arasında bir sayıdır ve sıkıştırma oranını göstermektedir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16: q=100 ve q=0 için görüntü yazma

2.3.2.2- Resim Bilgisi Görüntüleme

MATLAB çalışma alanındaki resim verisinin dosya bilgilerinin yazdırılması için gereken komutlar aşağıdaki gibidir;

- a kod isimli resmin piksel boyutunu satır ve sütun olarak görmek için "size" komutu kullanılmaktadır;

```
>>size(a)
```

Çıktısı;

```
ans=  
    1024 1024
```

- a kod isimli resmin tipini öğrenmek için "class" komutu kullanılmaktadır;

```
>>class(a)
```

Çıktısı;

```
ans=  
    uint8
```

- Piksel boyutlarının satır sayısını M'ye ve sütun sayısını ise N'ye atamak için aşağıdaki komut kullanılmaktadır;

```
>>[M,N]=size(a)
```

Çıktısı;

```
M=  
    1024  
N=  
    1024
```

- Resim verisinin detaylı bilgisi için "whos" komutu kullanılmaktadır;

```
>>whos a
```

Çıktısı;

Name	Size	Bytes	Class
a	1024x1024	571632	uint8

- Diske kayıtlı bir resim dosyasının detaylı bilgisini yazdırmak için "imfinfo" komutu kullanılmaktadır;

```
>>imfinfo D:\resimlerim\göz.jpg
```

Çıktısı;

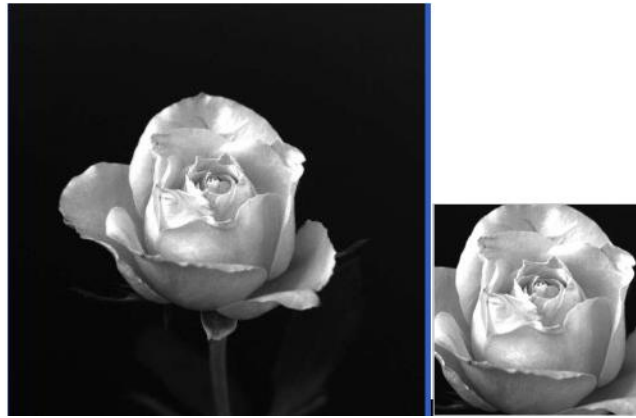
```
ans =  
  Filename: 'D:\resimlerim\göz.jpg'  
  FileModDate: '11-Sep-2015 08:03:04'  
  FileSize: 571632  
  Format: 'jpg'  
  FormatVersion: ''  
  Width: 1024  
  Height: 1024  
  BitDepth: 24  
  ColorType: 'grayscale'  
  FormatSignature: ''  
  NumberOfSamples: 1  
  CodingMethod: 'Huffman'  
  CodingProcess: 'Sequential'  
  Comment: {}
```

2.3.2.3- Görüntünün Kırpılması

MATLAB programında görüntünün kırılması işlemi koordinat sistemi verileriyle yapılmakta ve aşağıdaki kodlamalar kullanılmaktadır;

```
>>m=imread('gül.jpg')
```

```
>>e=m(125:375, 126:376);
```

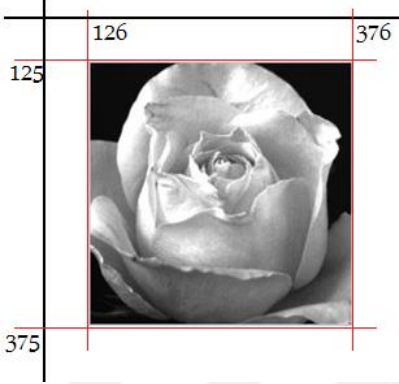


Şekil 2.17: Orijinal resim ve kırılmış resim

Kırpma işlemi için "imcrop" komutu da kullanılabilir;

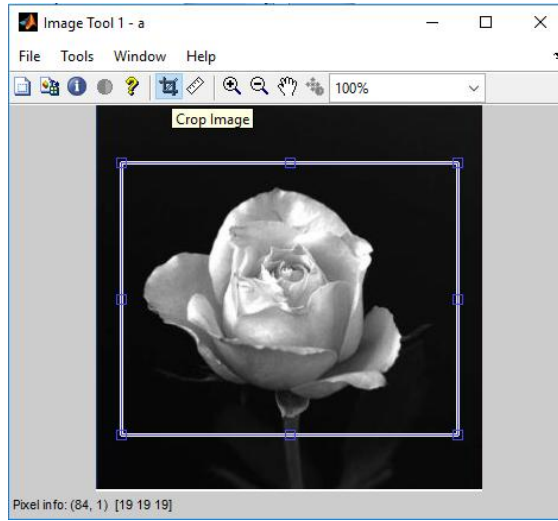
```
>>e=imcrop(m, [126 125 376 375]);
```

Bu işlem sonrası elde edilen görüntü (Şekil 2.17) koordinat sisteminde aşağıdaki gibi görünmektedir (Şekil 2.18);



Şekil 2.18: Koordinat sistemi üzerindeki kırılan resmin görünüşü

Ayrıca kırpma işlemi için imtool penceresindeki kırpma aracı da kullanılmaktadır (Şekil 2.19);



Şekil 2.19: imtool penceresindeki resim kırpma aracı

2.3.2.4- Görüntü Tipinin Değiştirilmesi

MATLAB programının desteklediği görüntü tipleri sınıflar halinde aşağıdaki tabloda verilmektedir (Tablo 2.1). Bu sınıflardan herhangi birisiyle piksel değerleri ifade edilmektedir. Bunlardan gri seviye piksellerin ifadesi için en çok kullanılanı uint8 tipi veri sınıfıdır.

Tablo 2.1: Görüntü tipleri

İsim	Tanım
double	Verileri -10^{308} ile 10^{308} arasında değer alabilen görüntü tipi
uint8	Verileri [0, 255] arasında değer alabilen görüntü tipi
uint16	Verileri [0, 65535] arasında değer alabilen görüntü tipi
uint32	Verileri [0, 4294967295] arasında değer alabilen görüntü tipi
int8	Verileri [-128, 127] arasında değer alabilen görüntü tipi
int16	Verileri [-32768, 32767] arasında değer alabilen görüntü tipi
int32	Verileri [-2147483648, 2147483647] arasında değer alabilen görüntü tipi
single	Verileri -10^{38} ile 10^{38} arasında değer alabilen görüntü tipi
logical	Verileri 0 ya da 1 olan görüntü tipi

- Double tipi bir görüntünün uint8 tipine dönüştürülmesi;

```
>>f=[-0.5 0.5; 0.75 1.5]
```

```
f=  
-0.5000    0.5000  
0.7500    1.5000
```

```
>>g=im2uint8(f)
```

```
g=  
0          128  
191       255
```

Dönüşüm işlemi sırasında 0'dan küçük değerler 0 olarak, 1'den büyük değerler ise 255 olarak atanmaktadır. Diğer veriler ise 255 ile çarpılarak dönüşüm sağlanmaktadır.

- Uint8 tipi görüntünün double tipine dönüştürülmesi;

```
>>h=uint8([25 50; 128 200]);  
>>g=im2double(h)
```

```
g=  
0.0980    0.1961  
0.5020    0.7843
```

Dönüşüm işlemi giriş verilerinin her birinin 255 sayısına bölümü ile sağlanmaktadır.

- Double tipi bir görüntünün gri seviyeli double tipine dönüştürülmesi;

```
>>u=[1 2; 3 4];
```

```
>>s=mat2gray(u)
```

```
s=
  0          0.3333
 0.6667     1.0000
```

Dönüşüm işlemi $(A-A_{\min})/(A_{\max}-A_{\min})$ formülü ile sağlanmaktadır.

A: Dönüştürülecek veri matrisi elemanıdır.

A_{\min} : Dönüştürülecek veri matrisindeki en küçük değerdir.

A_{\max} : Dönüştürülecek veri matrisindeki en büyük değerdir.

- Gri seviyeli bir double görüntüyü binary görüntüsüne çevirme;

```
>>u=[1 2; 3 4];
```

```
>>s=mat2gray(u)
```

```
s=
  0          0.3333
 0.6667     1.0000
```

```
>>a=im2bw(s, 0.5)
```

```
a=
  0          0
  1          1
```

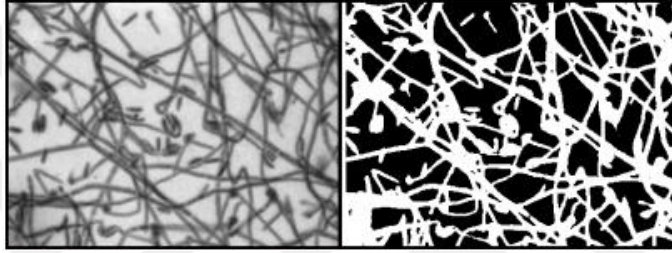
0.5: Eşik (T) değeridir. 0 ile 1 arasında herhangi bir değer alabilmektedir. Bu değerden küçük giriş verileri 0, büyük giriş verileri ise 1 olarak atanmaktadır. MATLAB eşik değerini otomatik olarak da hesaplayabilmektedir;

```
>>T=graythresh(s)
```


2.3.2.5- Gamma Düzeltmesi

Binary tipine dönüştürülen resim üzerinde sadece siyah ve beyaz alanlar oluşmaktadır. MATLAB programı segmentasyon sonucunda sadece beyaz alanları etiketlemekte ve ölçüm yapmaktadır. Eğer siyah alanlar için ölçüm yapılmak istenirse gamma düzeltmesi yapılarak siyah alanlar beyaza, beyaz alanlar ise siyaha dönüştürülerek hesaplamalar yapılabilir. f kod isimli görüntüye gamma düzeltmesi yapmak için aşağıdaki kodlama kullanılmaktadır;

```
>>g=imadjust(f, [0 1], [1 0]);
```



Şekil 2.20: Orijinal görüntü ve gamma düzeltmesi yapılmış görüntü¹¹

2.3.2.6- Görüntü Segmentasyonu

Binary tipine dönüştürülen resim üzerinde oluşan beyaz alanlar ile ilgili ölçüm yapmak için bu alanların etiketlenmesi gerekmektedir. Etiketleme işlemi için aşağıdaki kodlama kullanılmaktadır;

```
>>[l,h]=bwlabel(c)
```

l: Beyaz alanları etiketlenmiş resim

h: Beyaz alanların etiket numaraları

2.3.2.7- Nesne Ölçümlerinin Yapılması

Görüntü segmentasyonu sonrası etiketlenmiş resim üzerindeki beyaz alanlar (nesneler) ile ilgili birçok kullanışlı istatistiksel bilgiler vardır (Tablo 2.2).

¹¹ http://northstar-www.dartmouth.edu/doc/idl/html_6.2/Creating_Distance_Maps.html

Tablo 2.2: MATLAB programının ölçebildiği nesne istatistikleri¹²

'Area'	'EulerNumber'	'Orientation'
'BoundingBox'	'Extent'	'Perimeter'
'Centroid'	'Extrema'	'PixelIdxList'
'ConvexArea'	'FilledArea'	'PixelList'
'ConvexHull'	'FilledImage'	'Solidity'
'ConvexImage'	'Image'	'SubarrayIdx'
'Eccentricity'	'MajorAxisLength'	
'EquivDiameter'	'MinorAxisLength'	

Bunlardan bazılarının kullanım amaçları aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır;

- Area: Etiketli nesnelinin alanını ölçmek için kullanılmaktadır.
- Perimeter: Etiketli nesnelinin çevresini ölçmek için kullanılmaktadır.
- Majoraxislength: Etiketli nesnelinin en uzun ekseninin uzunluğunu ölçmek için kullanılmaktadır.
- Minoraxislength: Etiketli nesnelinin en kısa ekseninin uzunluğunu ölçmek için kullanılmaktadır.

Nesne ölçümlerinin yapılabilmesi için aşağıdaki komut kullanılmaktadır;

```
>> o=regionprops(1, 'area', 'perimeter', 'majoraxislength',  
'minoraxislength');
```

```
>>o(3)
```

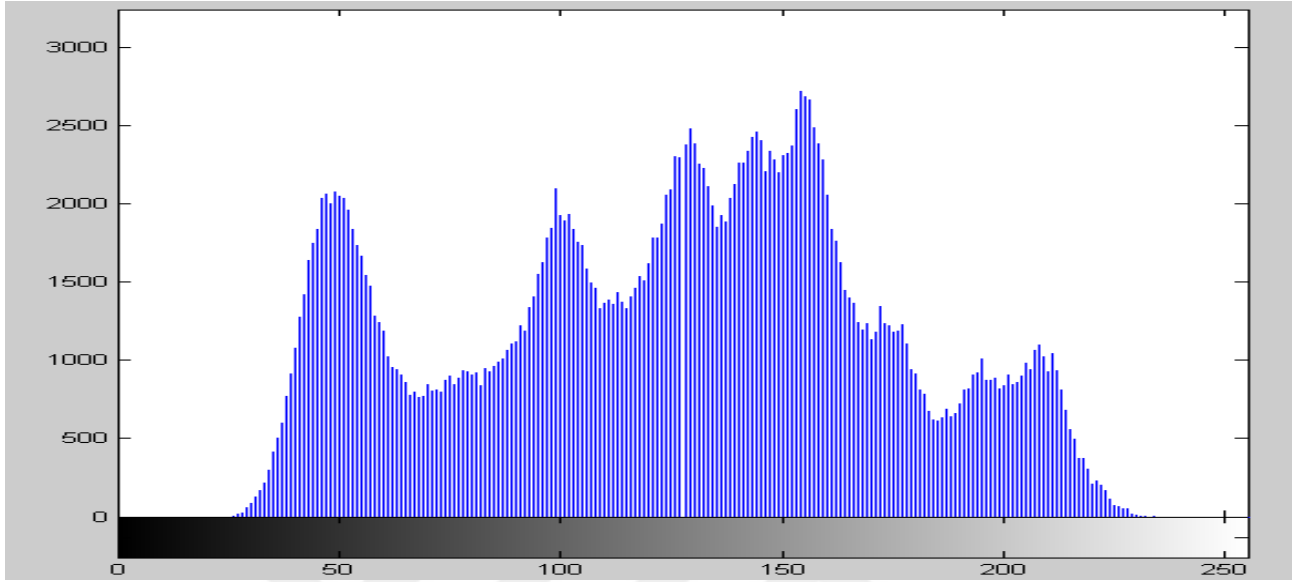
Bu kod üçüncü nesnenin ilgili ölçüm değerlerini vermektedir. Tüm ölçüm değerlerinin birimi pikseldir ve santimetreye çevirmek için ölçekli resim kullanılmalıdır.

2.3.2.7- Yardımcı MATLAB Kodları

Resmin piksel verilerinin histogramını göstermek için "imhist" komutu kullanılmaktadır (Şekil 2.21);

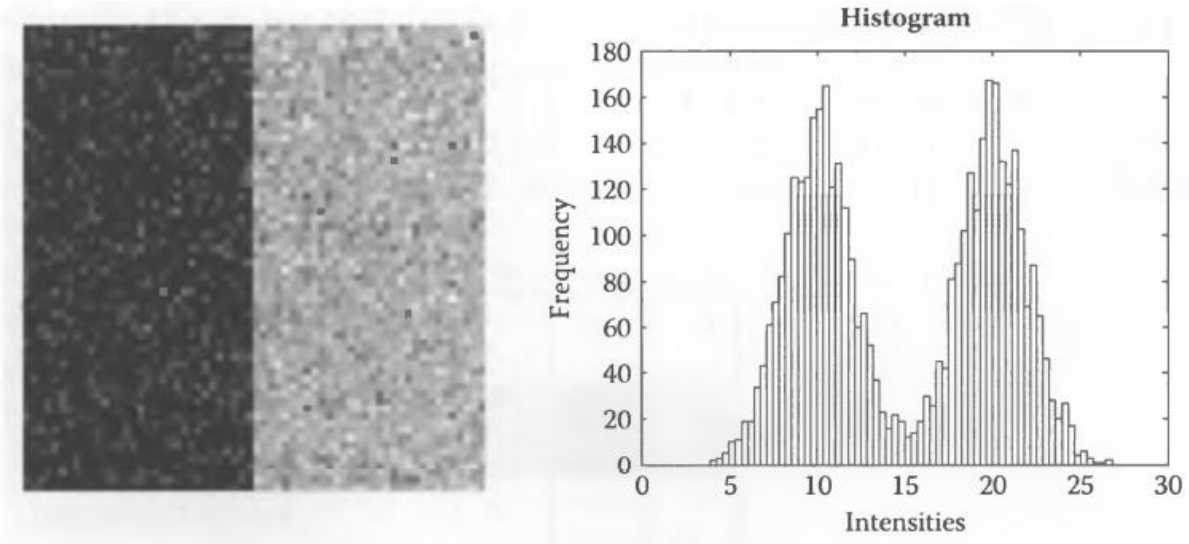
¹² The MathWorks Inc., 2015. Image Processing Toolbox™ User's Guide.

```
>>imhist(f);
```



Şekil 2.21: "imhist" komut penceresi¹³

"imhist" komutuyla elde edilen görüntü histogramı yardımıyla manuel olarak T eşik değeri seçilebilmektedir (Şekil 2.22).



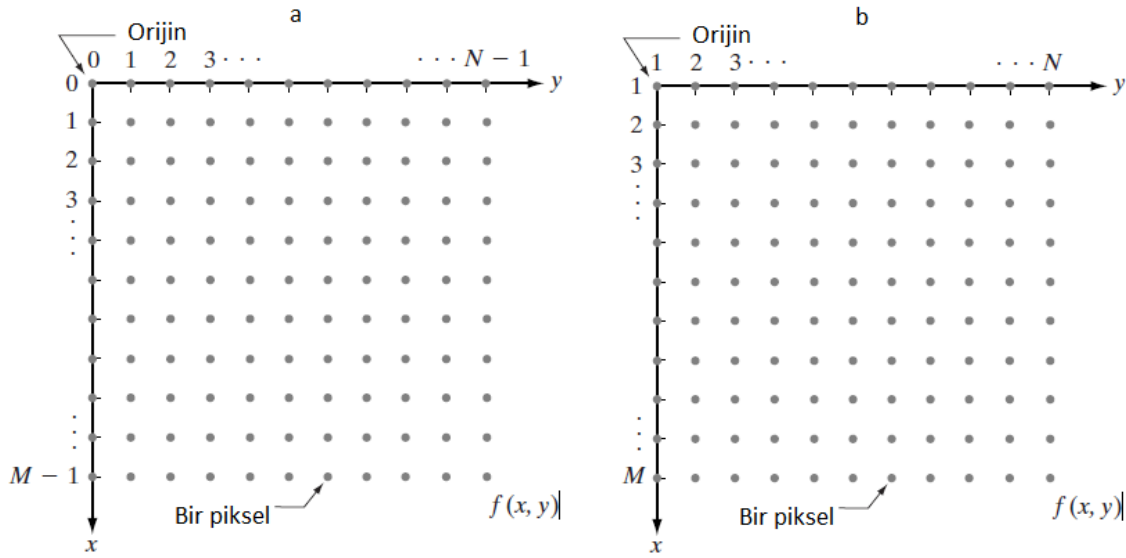
Şekil 2.22: Görüntü ve histogramı¹⁴

¹³ Bharti, P., & Soni, R. (2012). A New Approach of Data Hiding in Images Using Cryptography and Steganography. International Journal of Computer Applications.

¹⁴ Demirkaya, Ö., Asyalı, M.H., Sahoo, P.K. (2009). Image Processing with MATLAB: Applications in Medicine and Biology, New York: CRC Press

2.3.3- MATLAB ile Görüntü Analizi

MATLAB sayısal hesaplama, veri çözümleri ve grafik işlemleri için genel amaçlı bir programdır. Tıbbi görüntüdeki nesne ya da deseni ölçmek, ayırt etmek ve anlamlı bilimsel soruların yanıtlarını almak amacıyla MATLAB ile Görüntü İşleme yöntemi kullanılarak resimden sayısal bilgi elde edilebilmektedir. Ayrıca Control Toolbox, Signal Toolbox ve Image Processing Toolbox gibi özel amaçlı modüler paketlere de sahiptir (MathWorks, 2015). MATLAB programı matris formu ile görüntü üzerinde işlem yapmaktadır (Şekil 2.23, Şekil 2.24, Şekil 2.25). MATLAB yaygın olarak kullanılan birçok resim formatı desteklemektedir (Tablo 2.3).



Şekil 2.23: Normal görüntü koordinatı (a) ve MATLAB görüntü koordinatı (b)¹⁵

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1, N-1) \end{bmatrix}$$

Şekil 2.24: Sayısallaştırılmış görüntüyü ifade eden matris formu¹⁶

^{15, 16} Gonzalez R.C., Woods R.E., Eddins S.L. (2004) Digital Image Processing using MATLAB, Upper Saddle River, Prentice Hall,

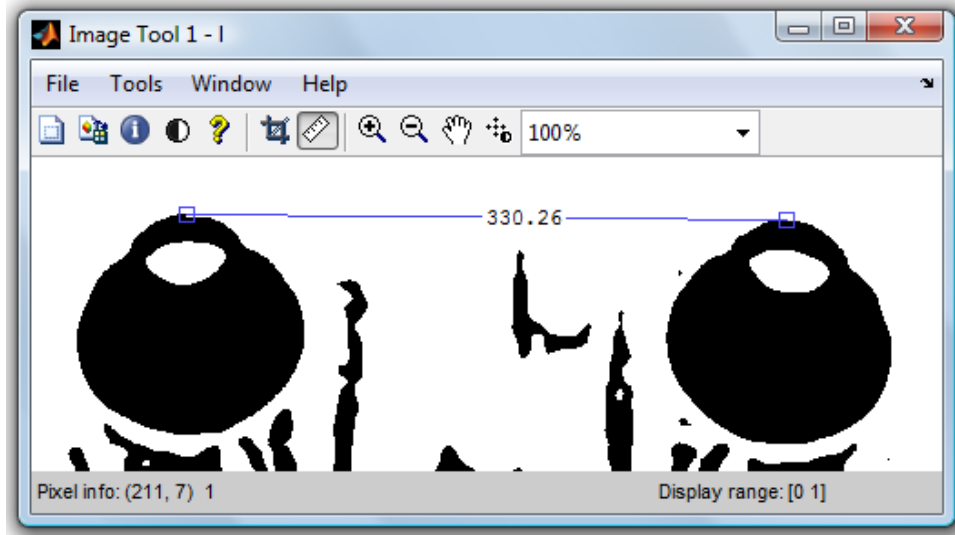
$$f = \begin{bmatrix} f(1,1) & f(1,2) & \dots & f(1,N) \\ f(2,1) & f(2,2) & \dots & f(2,N) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M,1) & f(M,2) & \dots & f(M,N) \end{bmatrix}$$

Şekil 2.25: Sayısal görüntüyü ifade eden MATLAB matris formu¹⁷

Tablo 2.3: MATLAB programının desteklediği önemli resim formatları¹⁸

Format Adı	Tanımı	Uzantısı
TIFF	Tagged Image File Format	.tif, .tiff
JPEG	Joint Photographic Experts Group	.jpg, .jpeg
GIF	Graphics Interchange Format	.gif
BMP	Windows Bitmap	.bmp
PNG	Portable Network Graphics	.png
XWD	X Window Dump	.xwd

Resim üzerinde el ile ölçümler yapmak ve piksel bilgisi almak için "imtool" penceresi kullanılmaktadır (Şekil 2.26);



Şekil 2.26: "imtool" penceresi

^{17, 18} Gonzalez R.C., Woods R.E., Eddins S.L. (2004) Digital Image Processing using MATLAB, Upper Saddle River, Prentice Hall,

2.4- Optik Biyometri

Optik biyometrisi her yaştan insan için katarak (görme kusuru) ve refraktif (kırılma kusuru) cerrahisinde çok önemlidir. Rutinde katarak cerrahisi öncesi göz içi merceği hesaplamasında optik biyometriden yararlanılmaktadır. Ayrıca çocuklarda kırılma kusurlarının takibinde ve refraktif cerrahide optik biyometri ölçümleri kullanılmaktadır.

Optik biyometri genelde rutin göz uygulamalarında önemli olan AU, ÖKD ve LK gibi optik parametreleri elde etmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bu tekniğin ölçümleri altın standart olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, hastaya temas etmeden ve oturur pozisyonda yapılmaktadır.

Piyasada iki optik biyometri cihazı mevcuttur. İki Alman IOL Master, ikinci daha sonra çıkan İsviçreli Lenstar LS 900 cihazıdır (Şekil 2.27). IOL Master'a kıyasla Lenstar daha yüksek çözünürlüğe sahiptir (Gürsoy, ve ark., 2011).



Şekil 2.27: Lenstar LS 900 optik biyometri cihazı¹⁹

¹⁹ <http://www.ophtalmicdata.com/products/lenstar-ls-900/>

2.5- MRG

MRG canlıların içyapısını görüntüleme amacıyla daha çok tıpta kullanılan bir yöntemdir. Dokudaki hidrojen atomlarının yoğunluklarına ve hareketlerine göre görüntü oluşturmaktadır. MRG'de radyasyon kullanılmaz, onun yerine manyetik alan ile vücuttaki hidrojen atomlarının çekirdeklerine ait protonlar uyarılmaktadır. Alıcılara ulaşan sinyaller bilgisayar analizleriyle siyah-beyaz görüntülere dönüştürülmektedir. Görüntülerin hepsi dijital ortamda oluşturulmaktadır.

Günümüzde MR özellikle yumuşak dokuları görüntülemeye kullanılmaktadır. Merkezi sinir sistemi (beyin ve omurilik) hastalıklarının teşhisinde, sporcu yaralanmalarında, kas iskelet sistemi, özellikle menüsküs, bel fıtığı gibi rahatsızlıkların tespitinin yanı sıra her türlü nörolojik hastalıkların değerlendirmesinde sıkça kullanılmaktadır.

MRG, canlı organizma üzerinde şu ana kadar kanıtlanmış herhangi bir zararı bulunmamaktadır. Buna gebeler de dâhildir; ama yine de organ gelişiminin gerçekleştiği ilk üç ayda MR çekimi önerilmemektedir. Metal etkileşimi olan, vücudunda mıknatıs ya da metal protez taşıyan, kalp pili kullanan, göz içinde yabancı cisim bulunan, ateşli silah yaralanması geçirmiş olan ya da kalıcı dövme sahibi kişilerin MR cihazına girmeleri sakıncalı kabul edilmektedir (Hornak, 1997). Ayrıca, MRG ile 3-boyutlu hacimsel görüntüler elde edilebilmektedir ve MR görüntülerinin bilgi içeriği diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında son derece zengindir (Demirkaya, Asyalı and Sahoo, 2009).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

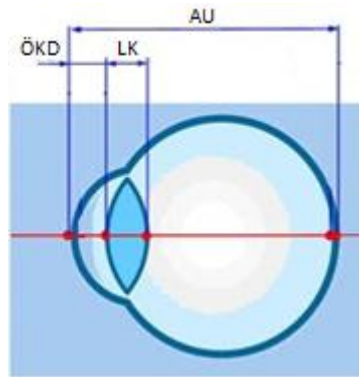
3.1-Gereçler

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi Göz Polikliniği'ne 08/03/2015-08/05/2016 tarihleri arasında başvuran hastalarda rutin göz muayenesi sonrası Orbita MR endikasyonu olan 10 hasta çalışmaya alınmıştır. Her bir hastadan sol ve sağ göz olmak üzere ikişer ölçüm yapılmıştır. Toplamda 20 birimlik veri seti elde edilmiştir. Bu hastalar üzerinde optik biyometri çalışılmıştır. Tablo 3.1'deki endikasyonlara göre hastalar çalışmaya dâhil edilmiş ya da çalışmadan dışlanmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmaya dâhil etme ya da çalışmadan dışlanma kriterleri

Çalışmaya dâhil etme kriterleri	Çalışmadan dışlanma kriterleri
Glob bütünlüğünün bozulmadığı travmalar	Katarak, retina ve uveya hastalıkları
Tiroit hastalığı	Geçirilmiş göz cerrahisi
Nedeni belirlenemeyen göz ağrıları	20 yaş altı ve 60 yaş üzerindeki olgular
Kapak ve orbita tümörleri	Introoküler (göz içi) göz tümörü
Papil ödem	Kornea hastalıkları

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim dalında bir radyolog tarafından AW iş istasyonunda bulbus oküli çap değerlendirmesi yapılmıştır. GE 750w 3T MR cihazı kullanılarak elde edilen görüntüler üzerinde AU, ÖKD ve LK hesaplamaları yapılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Hesaplanan göz bölümleri²⁰

²⁰ <http://www.ootech.nl/shop/diagnostiek/biometrie/haag-streit-ls-900.html>

Ham MR görüntüleri MATLAB programında görüntü işleme sürecine alındıktan sonra elde edilen işlenmiş görüntülerden AU, ÖKD ve LK hesaplamaları yapılmıştır.

3.2- Yöntem

Aynı hastaların MR görüntüsü üzerinde MATLAB programı kullanılarak AU, ÖKD ve LK ölçümleri yapılmıştır. Bu kısımda rasgele seçilen bir hastanın MR görüntüsü üzerinde örnek bir MATLAB görüntü işleme süreci anlatılmıştır. Diğer hastaların MR görüntüleri de aynı süreçten geçirilmiştir.

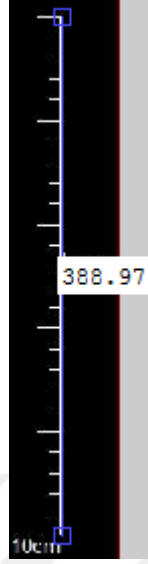
Örnek hasta MR görüntüsü üzerinde yapılan işlemler sırasıyla aşağıdaki şekil uygulanmıştır;

1. Ham MR görüntüsü MATLAB'e aktarıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: MATLAB'e aktarılan örnek bir MR görüntüsü

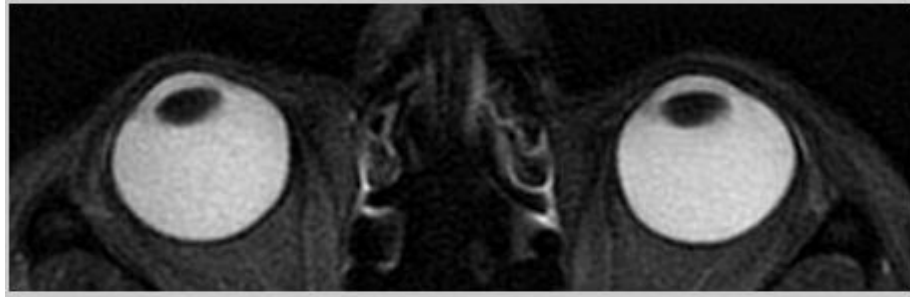
2. Öncelikle piksel ölçeğini milimetreye çevirmek için resim üzerindeki ölçeğin piksel cinsinden uzunluğu hesaplanmalıdır. "imtool" penceresindeki araç kutusunda yer alan cetvel özelliği yardımı ile bu ölçüm yapılır.



Şekil 3.3: Ölçeğin piksel uzunluğu

Bu işlem sonunda 388,97 pikselin 100 milimetre (mm) olduğu bulunmuştur (Şekil 3.3). Bu hespla 1 piksel 0,257 mm'dir. Ölçek dönüşümü yapıldıktan sonra diğer nesne hesaplamaları için resim sadece ilgili nesnelere kalacak şekilde kırılmıştır (Şekil 3.4). Kırma işlemi için "imcrop" kodu kullanılmıştır;

```
>> b=imcrop(a, [600 100 700 220]);
```



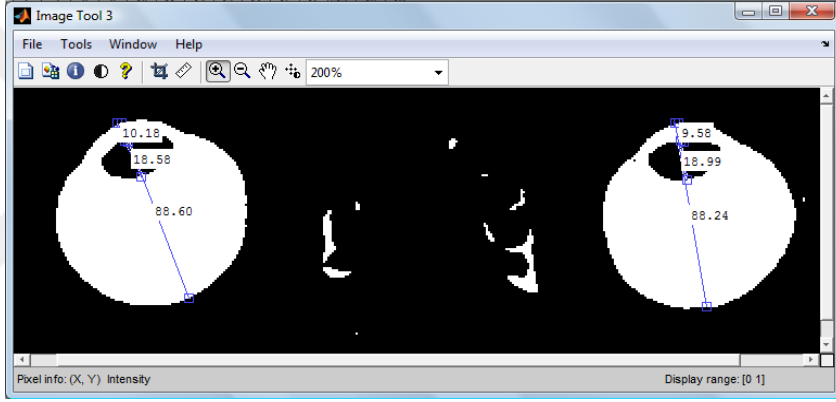
Şekil 3.4: Kırma sonrası örnek resim

3. Kırılmış resmin tipi önce double sonra gri seviye double formatına daha sonra ise binary tipine çevrilmiştir (Şekil 3.5). Bu işlem sırasında MATLAB programının otomatik olarak hesapladığı eşik değeri kullanılmıştır. Bu işlemler için sırasıyla "double", "mat2gray", "graythresh" ve "im2bw" kodları kullanılmıştır.



Şekil 3.5: Binary tipine dönüştürülen örnek MR görüntüsü

4. Görüntü işlemenin ardından görüntü analizine uygun hale getirilen MR görüntüleri üzerinde "imtool" penceresi yardımıyla ilgili hesaplamalar yapılmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Hesaplamaları yapılmış örnek resim

Optik biyometri hesaplamaları için Lenstar LS 900 (Haag-Streit AG, Koeniz, Switzerland) cihazı kullanılmıştır. GE 750w 3T (GE Healthcare Inc., Buckinghamshire, UK) MR cihazı kullanılarak elde edilen görüntüler üzerinde AU, ÖKD ve LK hesaplamaları Codonics Clarity Viewer (Codonics Inc., Middleburg Heights, OH, USA) yazılım programı ile yapılmıştır. Görüntü işleme ve analizi yöntemleri için MATLAB R2011b (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) yazılım programı kullanılmıştır. İstatistiksel analizler IBM Statistical Package for Social Sciences 21.0 (SPSS, Chicago, IL) ve MedCalc 16.4.3 (MedCalc Software, Mariakerke, Belgium) programları kullanılarak değerlendirilmiştir. Veri setinin analizinde Normallik Testi, Friedman Varyans Analizi, Tukey Çoklu Karşılaştırma Tekniği uygulanmıştır. Lenstar, Codonics ve MATLAB bulguları arasındaki uyum Bland-Altman grafikleri ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $P < 0.05$ olarak alınmıştır. MATLAB işlemleri ve istatistiksel analizler için Windows 10 64 bit işletim sistemi, dört çekirdekli Intel Skylake Core i5-6500 CPU 3.2 GHz 6MB Cache ve bir adet 8GB 2400MHz DDR4 Ram bellek özelliklerine sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Lenstar, Codonics ve MATLAB ile ölçülen AU, ÖKD ve LK değişkenlerinin sonuçları aşağıda tablolarda verilmiştir.

Tablo 4.1: Medyan değerleri ve varyans analizi sonuçları

(mm)	Lenstar	Codonics	MATLAB	P
AU	23.93 (22.57-24.44)	20.90 (17.73-23.05)	23.06 (22.56-24.25)	0,026
ÖKD	3.31 (3.19-3.48)	2.65 (2.50-3.00)	3.11 (3.00-3.38)	<0,001
LK	4.31 (3.64-4.49)	3.85 (3.80-4.20)	4.16 (3.62-4.51)	0,766

Analiz sonuçlarına göre üç yöntem arasında AU ölçümü farklılık göstermektedir (P=0.026).

Tablo 4.2: AU ölçümü için çoklu karşılaştırma sonuçları

	Çoklu Karşılaştırma Sonuçları			
	Ortalama Sıra Puanı	Lenstar	Codonics	MATLAB
Lenstar	2.45			
Codonics	1.60	0.022		
MATLAB	1,95	0.342	0.805	

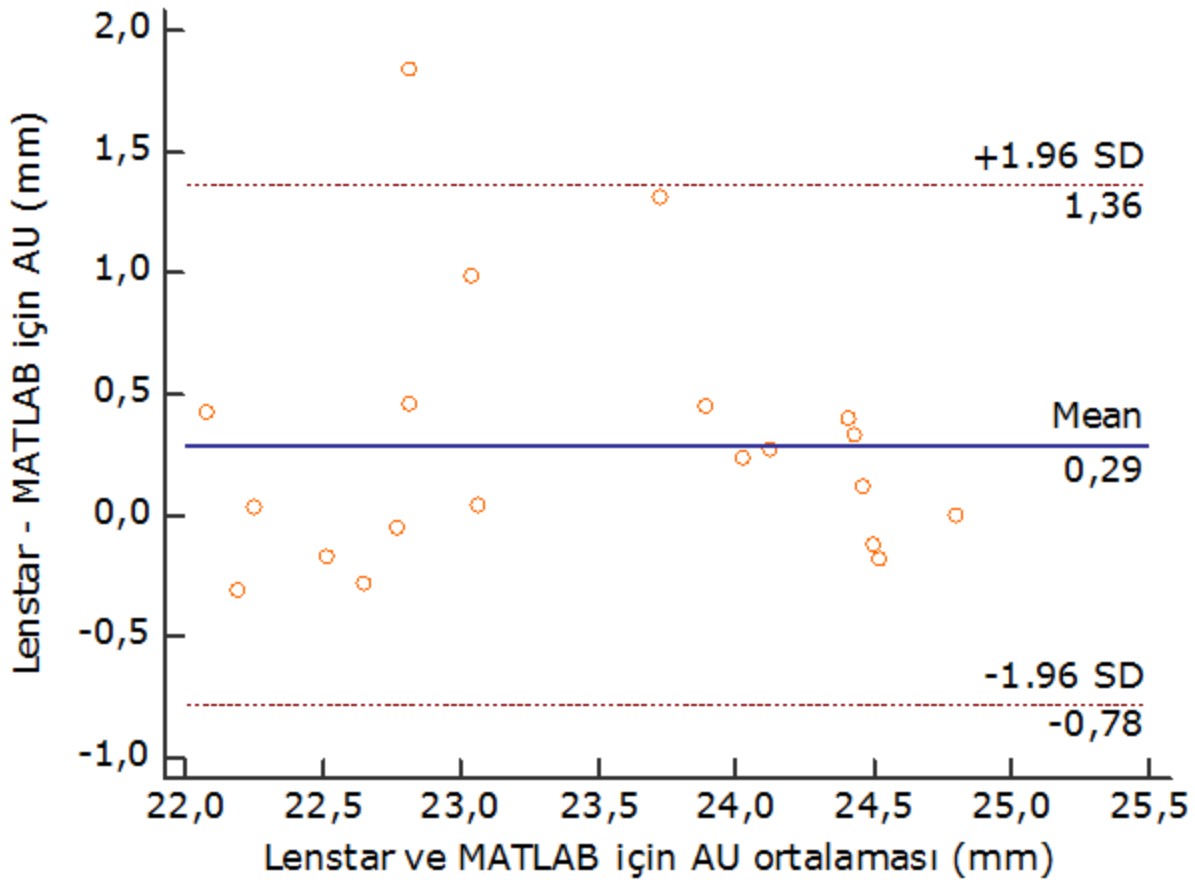
AU ölçümü için çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre;

- Lenstar ile Codonics yöntemleri arasında önemli düzeyde bir farklılık gözlenmiştir (P=0,022).
- Lenstar ile MATLAB yöntemleri arasında önemli düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir (P=0,342).
- Codonics ile MATLAB yöntemleri arasında önemli düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir (P=0,805).

Tablo 4.3: Lenstar ile MATLAB ölçümleri için Bland-Altman Sonuçları

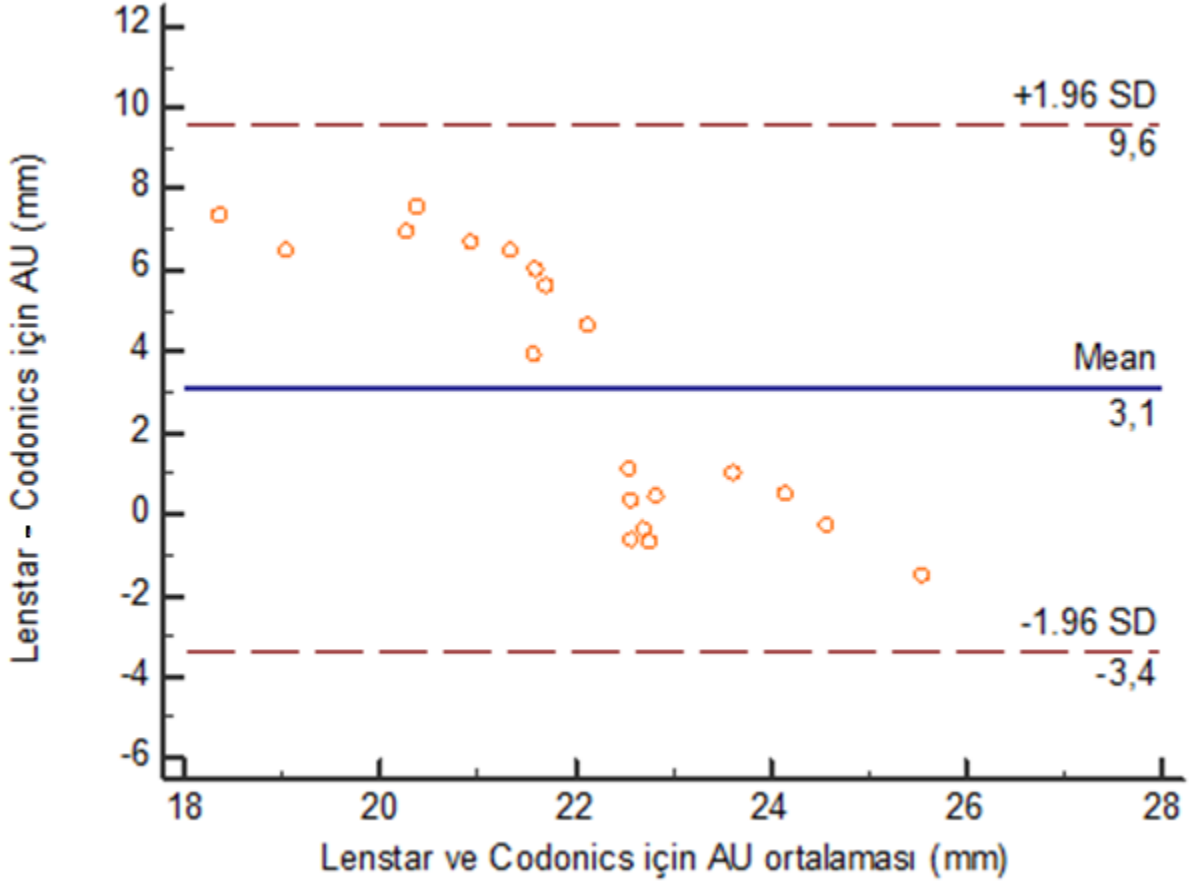
(mm)	Ortalama Farklar	Standart Sapma	Ortalama Farkların %95 Güven Aralığı	%95 Uyum Sınırları
AU	0,29	0,55	0,03'den 0,53'e	-0,78'den 1,36'ya
ÖKD	0,28	0,56	0,00'dan 0,55'e	-0,83'den 1,39'ya
LK	0,4	1,33	-0,38'den 1,10'a	-2,20'den 3,00'a

Bland-Altman grafiği iki yönetime ait ölçümlerin ortalamaya karşı fark değerlerinin saçılım grafiğidir. Bland-Altman grafiklerinin x ekseninde ölçüm çiftleri için ortalamalar, y ekseninde ise iki yöntem bulguları arasındaki farklar yer almaktadır (Bland and Altman, 1986).



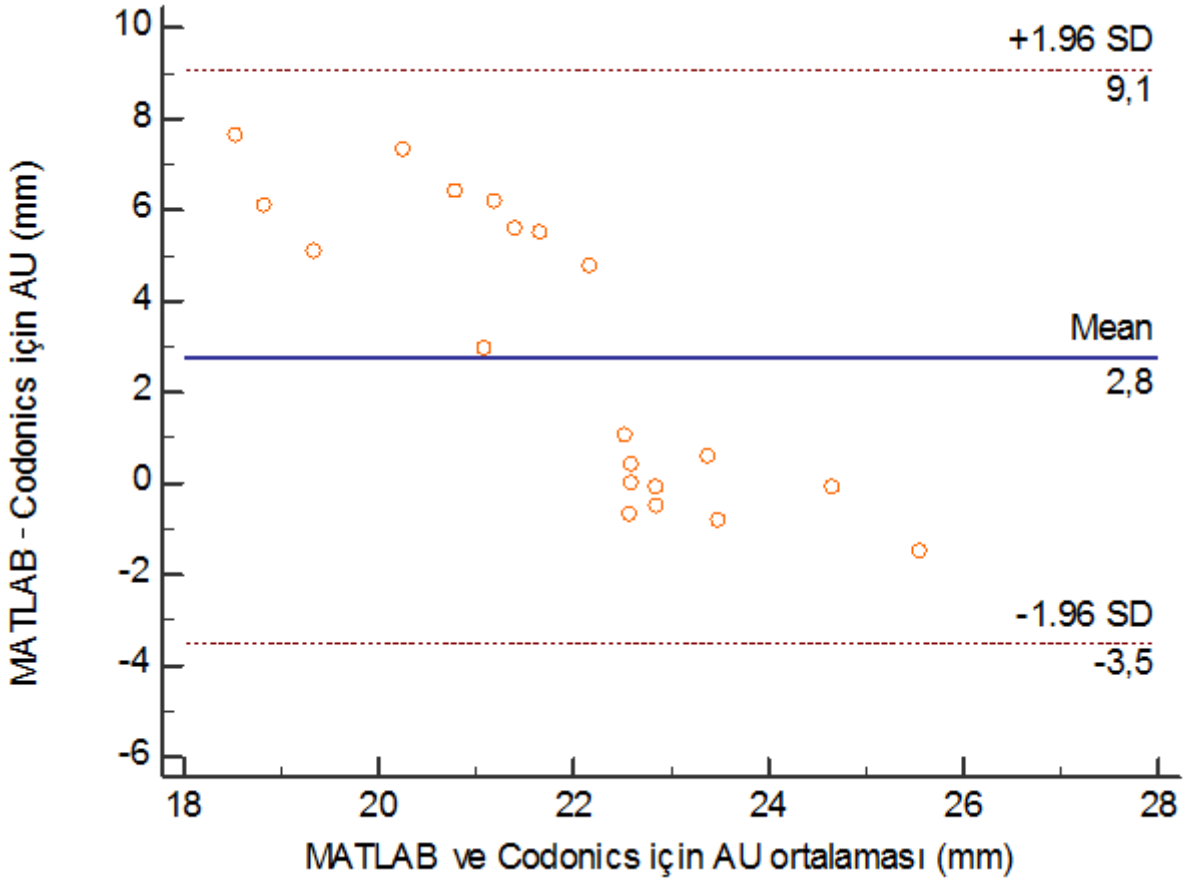
Şekil 4.1 Lenstar ile MATLAB'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.1'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm MATLAB görüntü işleme ve analizi yöntemi ile yapıldığında elde edilen AU değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,78 mm düşük, 1,36 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin AU gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağıldığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olduğu belirtilebilir.



Şekil 4.2 Lenstar ile Codonics'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.2'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen AU değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 3,4 mm düşük, 9,6 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin AU gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağılmadığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olmadığı belirtilebilir. Ayrıca bu grafikte AU için Lenstar ile Codonics arasındaki hata miktarında düzenli değişme gözlenmiştir.



Şekil 4.3 MATLAB ile Codonics'e ait AU farkları için Bland-Altman grafiği

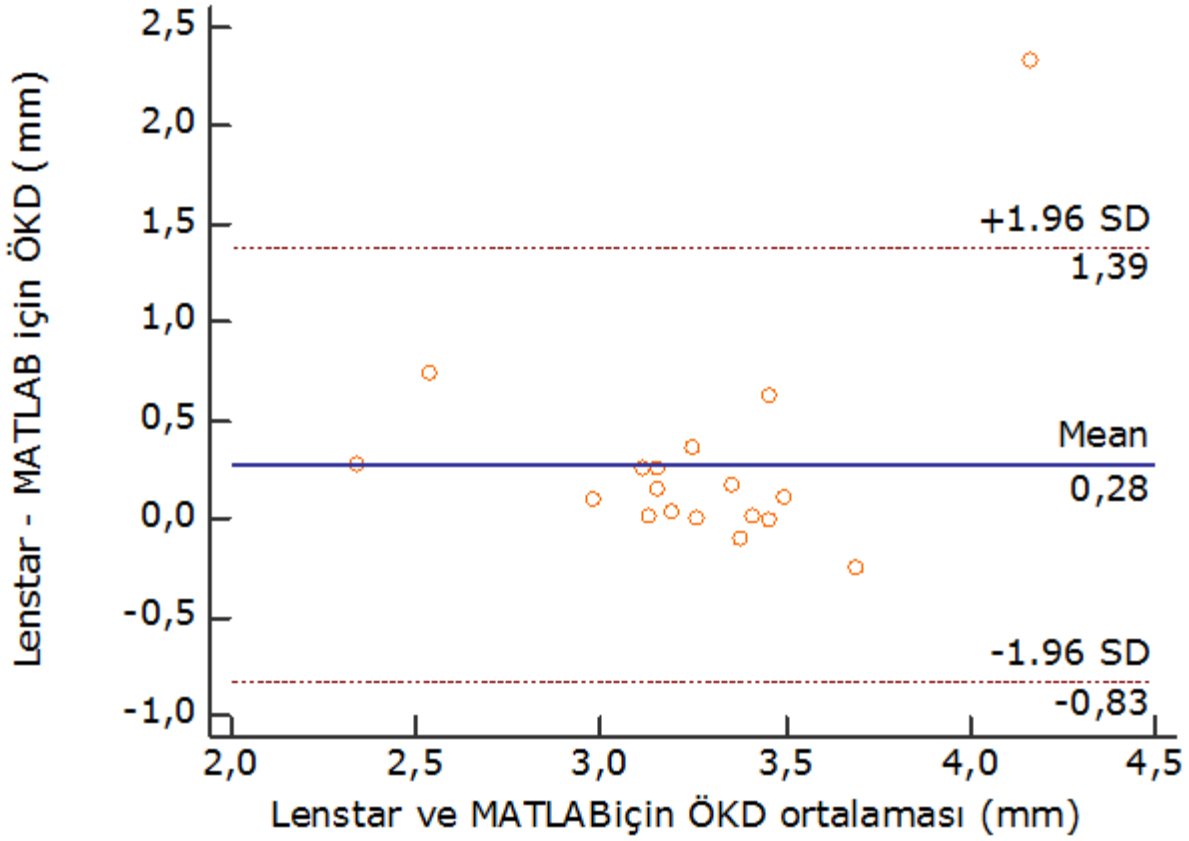
Şekil 4.3'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen AU değeri, MATLAB görüntü işleme ve analizi programı ile yapıldığında elde edilen değerden 3,5 mm düşük, 9,1 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin AU gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağılmadığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olmadığı belirtilebilir. Ayrıca bu grafikte AU için MATLAB ile Codonics arasındaki hata miktarında düzenli değişme gözlenmiştir.

Analiz sonuçlarına göre üç yöntem arasında ÖKD ölçümleri ileri düzeyde farklılık göstermektedir ($P < 0,001$).

Tablo 4.4: ÖKD ölçümü için çoklu karşılaştırma sonuçları				
Çoklu Karşılaştırma Sonuçları				
	Ortalama Sıra Puanı	Lenstar	Codonics	MATLAB
Lenstar	2.83			
Codonics	1.06	<0.001		
MATLAB	2.11	0.091	0.005	

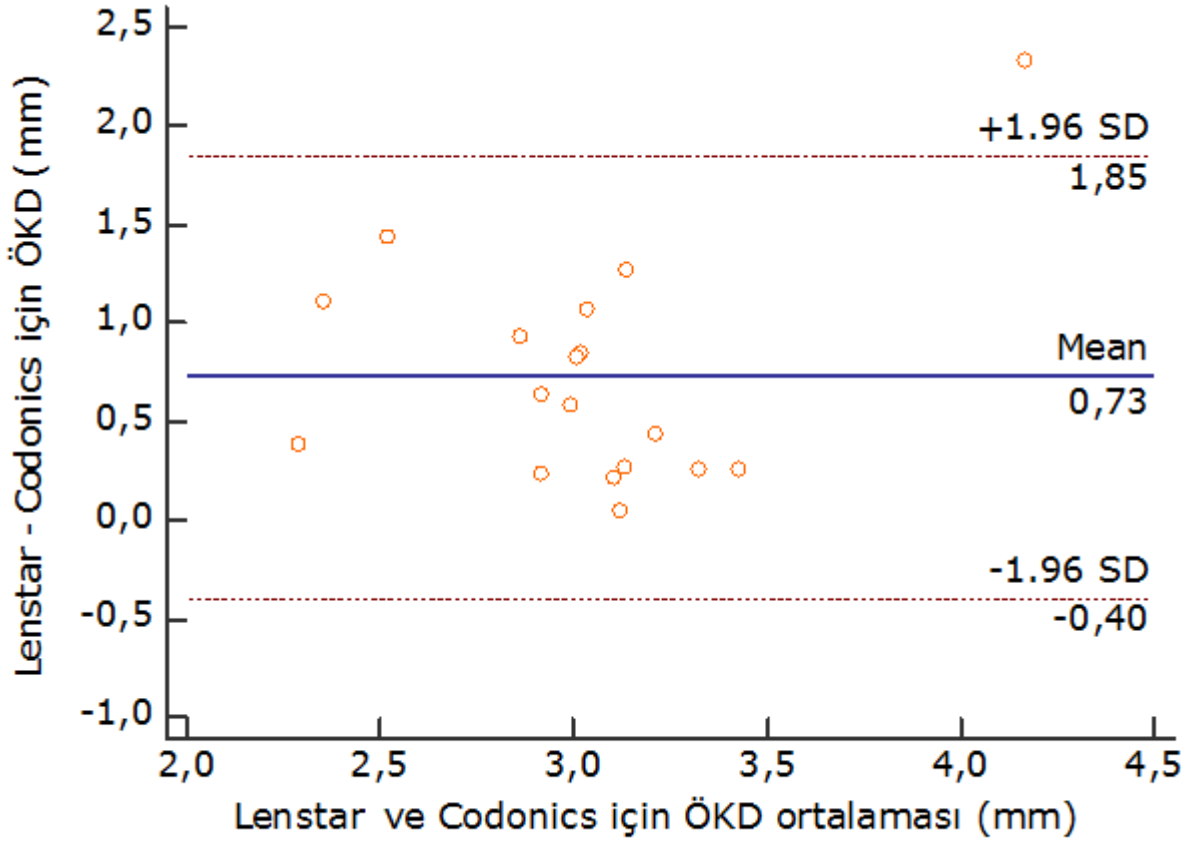
ÖKD ölçümleri için çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre;

- Lenstar ile Codonics yöntemleri arasında ileri düzeyde bir farklılık gözlenmiştir ($P < 0,001$).
- Lenstar ile MATLAB yöntemleri arasında önemli düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir ($P = 0,091$).
- Codonics ile MATLAB yöntemleri arasında çok önemli düzeyde bir farklılık gözlenmiştir ($P = 0,005$).



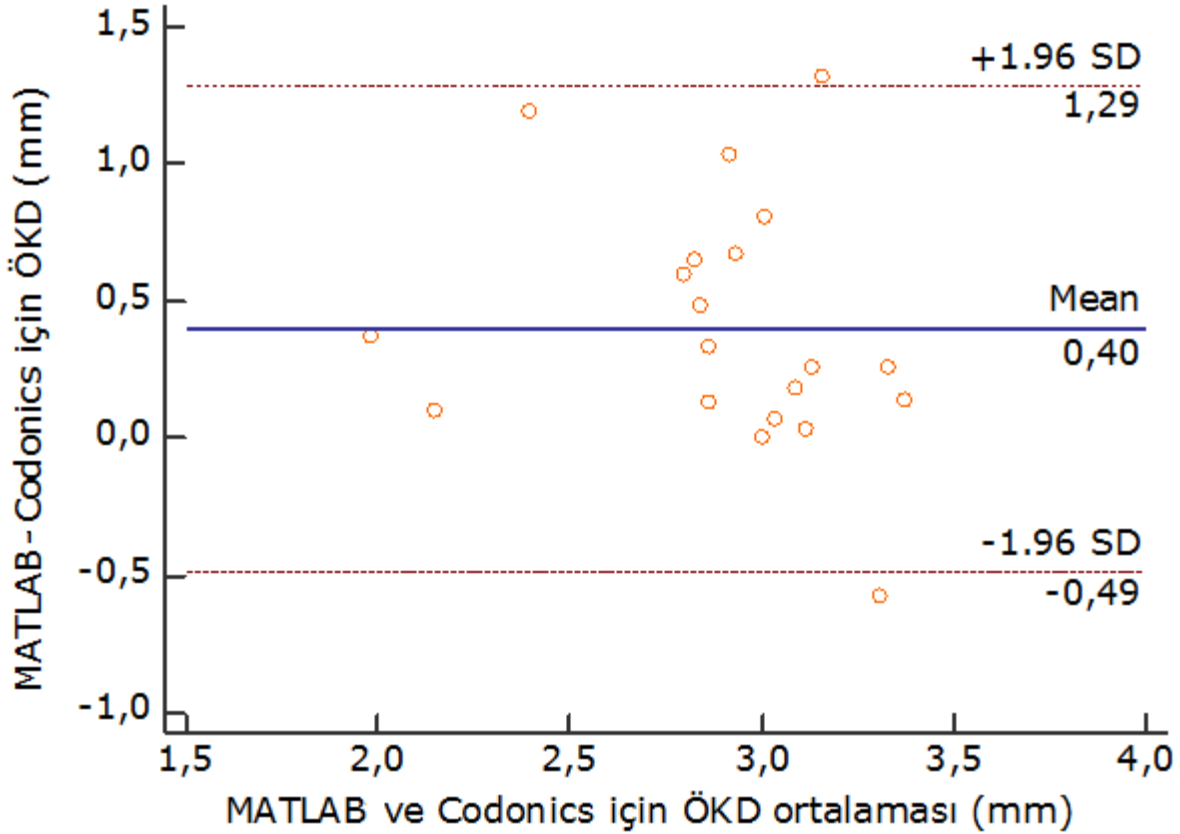
Şekil 4.4 Lenstar ile MATLAB'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.4'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm MATLAB görüntü işleme ve analizi yöntemi ile yapıldığında elde edilen ÖKD değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,83 mm düşük, 1,39 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin ÖKD gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağıldığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olduğu belirtilebilir.



Şekil 4.5 Lenstar ile Codonics'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.5'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen ÖKD değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,40 mm düşük, 1,85 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin ÖKD gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağılmadığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olmadığı belirtilebilir.



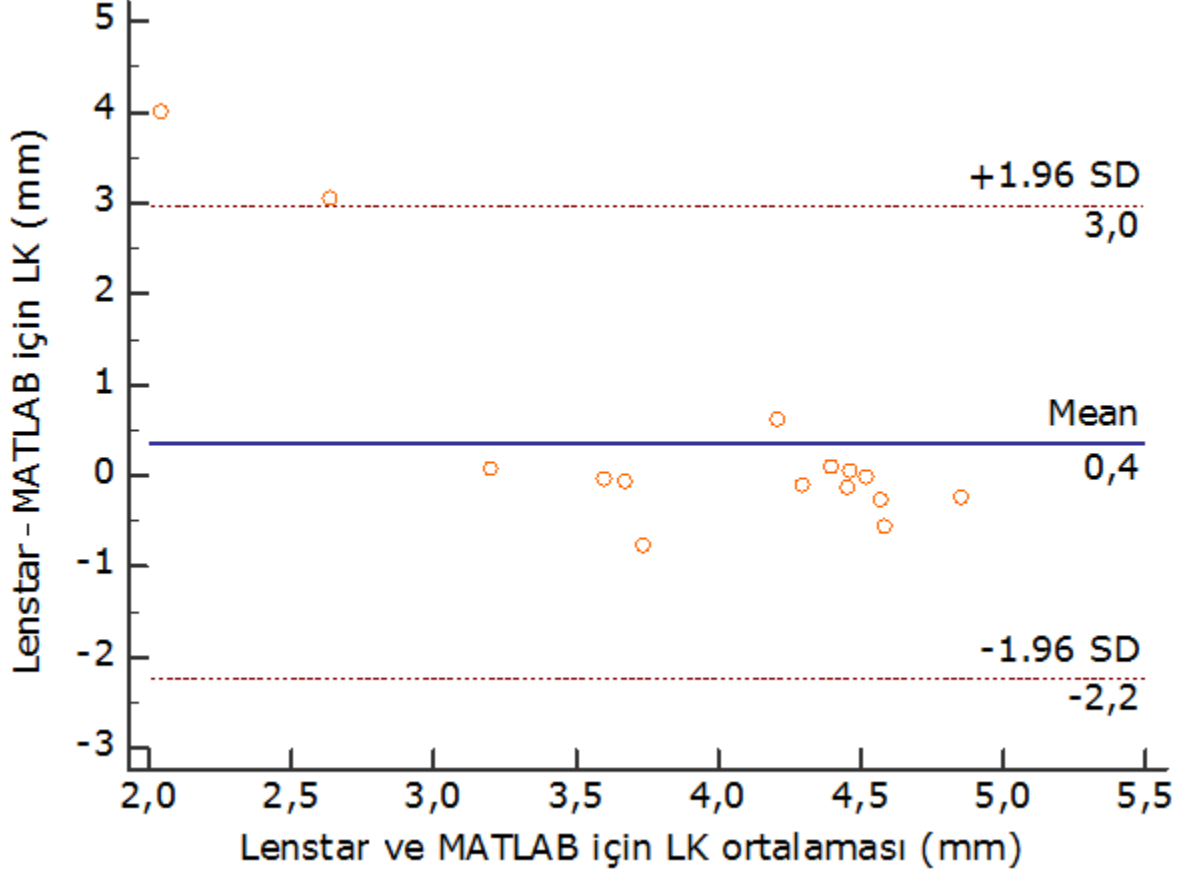
Şekil 4.6 MATLAB ile Codonics'e ait ÖKD farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.6'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen ÖKD değeri, MATLAB görüntü işleme ve analizi programı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,49 mm düşük, 1,29 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin ÖKD gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağılmadığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olmadığı belirtilebilir.

LK ölçümü için ortalama sıra puanları Tablo 4.5'de verilmiştir.

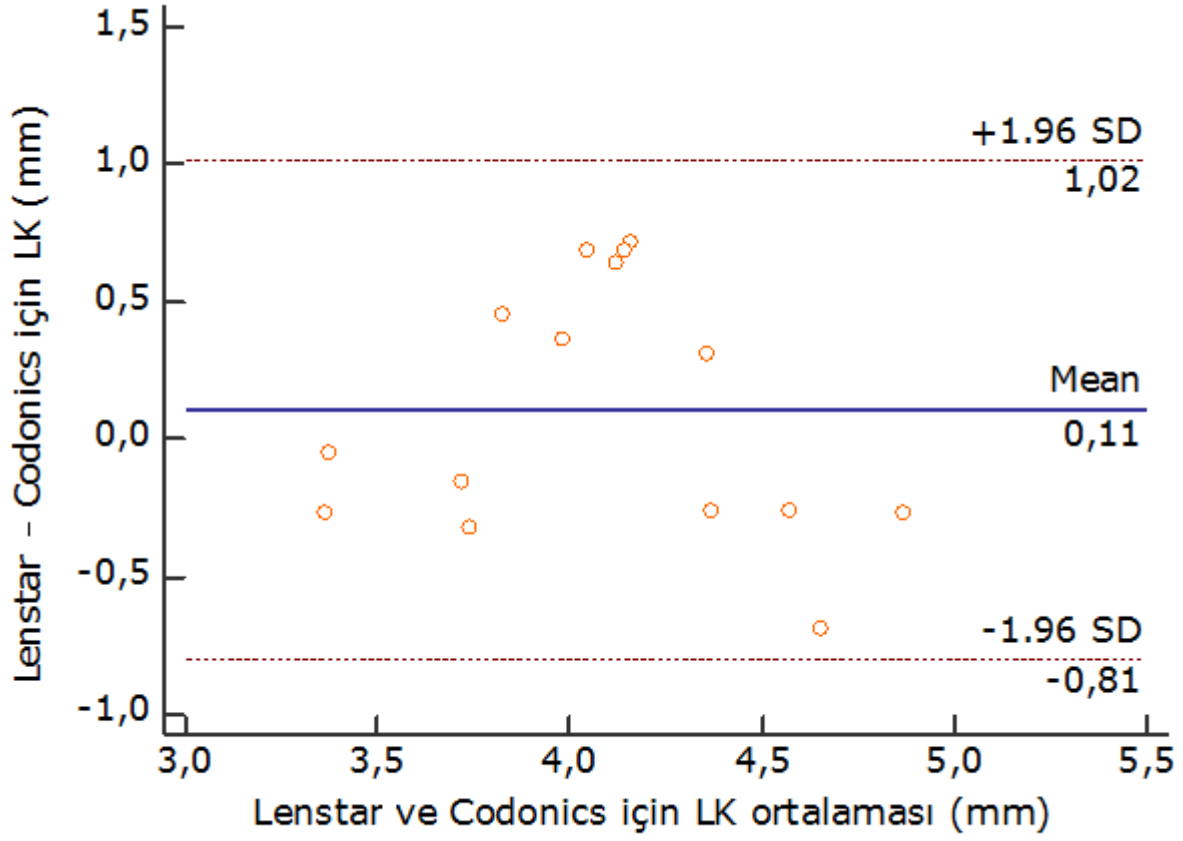
Tablo 4.5: LK ölçümü için ortalama sıra puanları	
	Ortalama Sıra Puanı
Lenstar	1.87
Codonics	2.13
MATLAB	2.00

Analiz sonuçlarına göre üç yöntem arasında LK ölçümleri önemli bir farklılık göstermemektedir ($p = 0,766$). Bu sebep dolayı çoklu karşılaştırma yapılmamıştır.



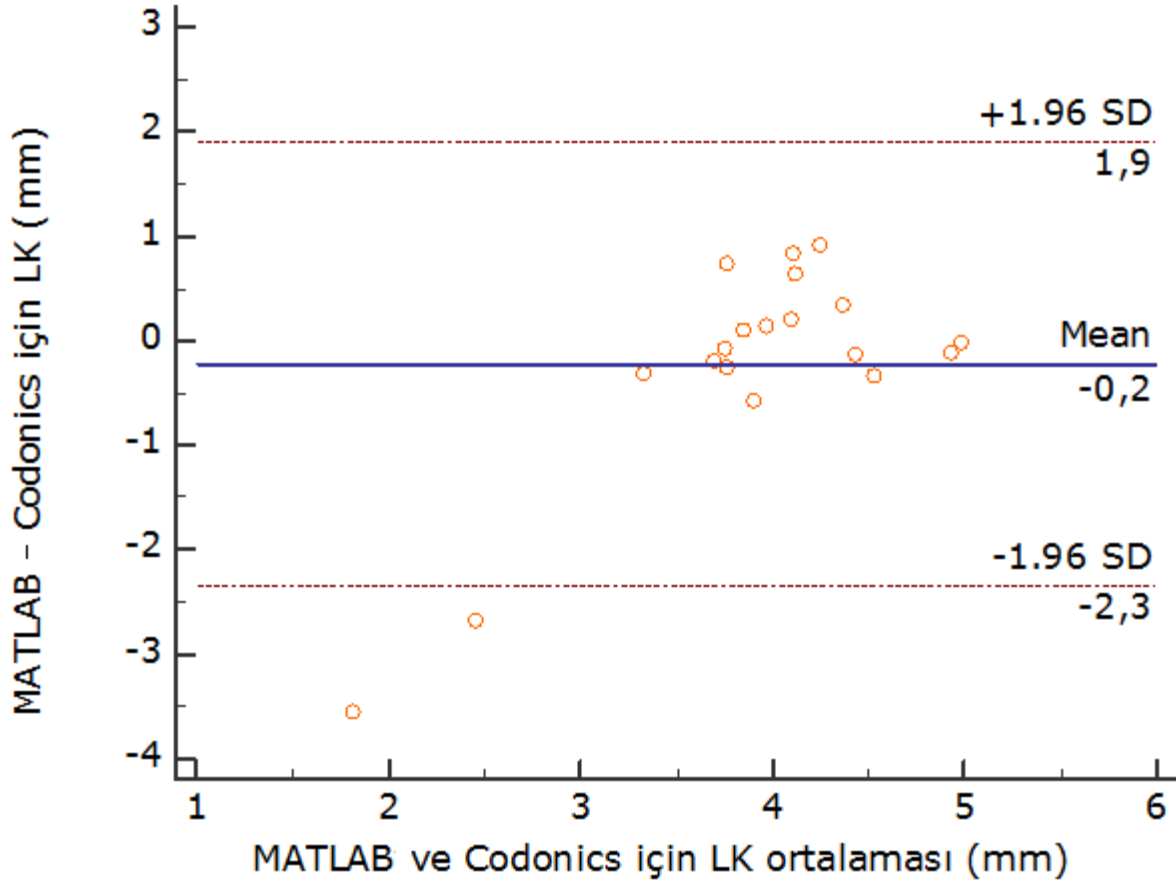
Şekil 4.7 Lenstar ile MATLAB'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği

Tablo 4.7'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm MATLAB görüntü işleme ve analizi yöntemi ile yapıldığında elde edilen LK değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 2,20 mm düşük, 3,00 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin LK gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağıldığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olduğu belirtilebilir.



Şekil 4.8 Lenstar ile Codonics'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.8'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen LK değeri, Lenstar cihazı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,81 mm düşük, 1,02 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin LK gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağıldığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olduğu belirtilebilir.



Şekil 4.9 MATLAB ile Codonics'e ait LK farkları için Bland-Altman grafiği

Şekil 4.9'deki Bland-Altman sonuçlarına göre ölçüm Codonics programı ile yapıldığında elde edilen LK değeri, MATLAB görüntü işleme ve analizi programı ile yapıldığında elde edilen değerden 0,49 mm düşük, 1,29 mm yüksek bulunabilir. Bu iki yöntemin LK gözlem değerleri arasındaki farkların sıfır etrafında rassal olarak dağıldığı (sistemik bir dağılım göstermediği) dolayısıyla Bland-Altman yöntemine göre incelenen iki yöntem arasında iyi bir uyumun olduğu belirtilebilir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Görüntü işleme, resimsel bilgilerin analizine yönelik bir yöntem olarak tanımlanmaktadır (Aytan, Öztürk ve Ögeve, 1993). Görüntü işlemenin temel görevi resimsel görüntüyü amaca uygun hale getirmektir. Görüntü analizi ise bu görüntülerden istatistiksel analizlere uygun sayısal veriler elde etmektir (McAndrew, 2004).

Gelişen teknoloji ile birlikte modern cihazların sağlık alanında kullanımı artmıştır. Buna paralel olarak son zamanlarda tıpta görüntü işleme tekniklerinin kullanımı da yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu teknikler hekimlere zaman, maliyet, tedavi ve teşhis konusunda büyük kolaylık sağlamaktadır.

Bu tezde göz içi merceği hesaplamalarında kullanılan AU, ÖKD ve LK ölçümleri için 3 farklı yöntem kullanılmıştır. Altın standart olarak kabul edilen Lenstar cihazının ölçümleri ile MATLAB ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir (AU için $p=0.342$, ÖKD için $p=0.091$, LK için $p=0.766$). Ayrıca, MATLAB bulgularının Codonics Clarity Viewer bulgularına göre optik biyometri bulgularına daha yakın olduğu görülmüştür (AU için 23.06-20.90-23.93, ÖKD için 3.11-2.65-3.31, LK için 4.16-3.85-4.31). Bland-Altman grafiklerine göre Lenstar ile MATLAB ölçümleri arasında uyum olduğu görülmüştür (AU için ortalama fark 0,29 mm (%95 GA, -0,78 ile 1,36), ÖKD için ortalama fark 0,28 mm (%95 GA, -0,83 ile 1,36), LK için ortalama fark 0,40 mm (%95 GA, -2,20 ile 3,00)).

Literatürde göz içi merceği ölçümlerinde MATLAB programının kullanımına rastlanılamamıştır. Fakat MATLAB ile görüntü işleme yöntemlerinin sağlık alanında yaygın bir şekilde kullanımına rastlanılmıştır.

Clara I. Sanchez ve arkadaşları (2008), görüntü işleme tekniklerinden yararlanarak retina görüntülerindeki yumuşak eksuda ile sert eksudaları birbirinden ayırtmışlardır. Çalışmalarında %88 duyarlılık ve %100 özgüllüğe ulaşmışlardır.

Jason A. Goldsmith ve arkadaşları (2002), yüksek hızlı optik koherens tomografi sistemi ile ön kamara genişliği ve diğer boyutlarının ölçümü için 20 gönüllü üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Elde ettikleri görüntülerdeki hataları gidermek için görüntü işleme yazılımı geliştirmişlerdir. Ön kamara genişliği ve diğer lens ölçümlerinin göz içi merceği hesaplamaları için yararlı olabileceği önerisinde bulunmuşlardır.

Robert Koprowski ve arkadaşları (2016), normal bir şekilde çalışmadığında göz kuruluğu ve iltihabına sebep olan meibomian bezlerinin kalitesini değerlendirmek için MATLAB programında görüntü işleme tekniklerini kullanarak yeni bir algoritma geliştirmişlerdir. Tamamen otomatik bir şekilde çalışan bu algoritma ile meibomian bezi teşhisinde %99,3 duyarlılık ve %97,5 özgüllük değerlerine ulaşmışlardır.

Robert Koprowski ve arkadaşları (2015), normal kornealı 10 gönüllüden Scheimpflug cihazıyla elde ettikleri görüntüler üzerinde göz içi basıncı ölçümü sırasında yüksek hızda kornea deformasyonunu değerlendirmek için MATLAB programı görüntü işleme teknikleri kullanarak yeni bir görüntü analizi algoritması geliştirmişlerdir.

Robert Koprowski ve arkadaşları (2014), MATLAB ve C dillerini kullanarak geliştirdikleri görüntü işleme ve algoritması ile OCT SS-1000 CASIA ve Zeiss Visante OCT cihazları ile elde ettikleri 60000 görüntüden ön kamara hacminin otomatik bir şekilde hesaplanması üzerine bir çalışma yapmışlardır.

Jianjun Li ve arkadaşları (2003), sayısal görüntüler kullanarak bazı lens hastalıklarının morfolojik özelliklerini incelemek için Neitz CT-S katarakt tarayıcısı ile elde ettikleri görüntüleri özelleştirilmiş MATLAB yazılımı ile analiz etmişlerdir. Çalışmalarında %90 duyarlılığa ve %94 özgüllüğe ulaşmışlardır.

Henryk Kasprzak ve arkadaşı (2016), Corvis ST cihazı tonometre görüntülerine dayalı kornea eğrilik dinamiklerinin analizi için MATLAB görüntü işleme yöntemlerini kullanmışlardır. Bu çalışmaya 10 sağlıklı gönüllü almışlardır. Kornea eğrilik dinamiklerinin analizi için dört yeni parametre önermişlerdir. Önerilen yeni parametrelerin geometrik ve biyomekanik özellikleri nedeniyle kornea ayırımına ve muayenesine yardımcı olabileceği sonucuna varılmıştır.

Viswanathan Ramasubramanian ve Ardian Glasser (2015), Visante AS-OCT cihazı ile elde ettikleri kontak lens görüntülerinden özel bir MATLAB görüntü analizi yazılımı ile kontak lens yüzey koordinatlarını tespit etmişlerdir.

Alfredo Ruggeri ve arkadaşları (2006), cerrahi müdahale ya da diyabetik nöropati şiddetinden kaynaklanan hasarları tespit etmek için önemli olan sinir yapısının tanınmasına yönelik MATLAB dili ile geliştirilen bir algoritma yardımıyla 12 kornea görüntüsünü analiz etmişlerdir. Sonuçta, yanlış pozitif tanıma oranını ortalama %9 olarak bulmuşlardır.

Marco Foracchia ve arkadaşları (2004), damar yapısının grafik modeli aracılığıyla retina görüntülerinde optik disk merkezinin koordinatlarının tespiti için yeni bir yöntem sunmuşlardır. Bu yöntemi uygulayan bir MATLAB algoritması geliştirmişlerdir. Bu yöntemi 81 görüntü üzerinde denemişlerdir. Sonuçta, 79 optik disk pozisyonunu doğru olarak tespit etmişlerdir.

Muhammed Vahit Özkan (2010), MATLAB görüntü işleme aracı kullanarak endometriozis hastalığının ultrason görüntülerinde tespiti üzerine bir çalışma yapmıştır. Kadınlarda sık rastlanan bir hastalık olan endometriozisin ultrason görüntülerinde hastalıklı yerin tespit edilmesini kolaylaştırmaya yönelik olarak görüntü işleme tekniklerini kullanan ve kitlenin sınırlarını yakalamaya çalışan bir yöntem üzerinde durmuşlardır. Bu tekniklerin klasik yapısal programlama dillerinde kullanılması zor olduğu için MATLAB programını tercih etmiştir. Sonuçta algoritmanın çalıştırılmasıyla gri seviye ultrason görüntülerindeki endometriozis kistin sınırlarına yakın sınırlar elde etmişlerdir.

Mehmet Tuçkanat (2004), biyometrik teknikler ve dış izinden insan kimliklendirme yapabilmek için yeni bir yaklaşım sunmuştur. İki aşamada gerçekleştirilen çalışmada, yapay olarak oluşturulan görüntüler ve ısırık izleri üzerinde test etmişlerdir. Öznitelikleri çıkarılan görüntüler referans görüntülerin öznitelikleriyle karşılaştırmışlardır. Öznitelik çıkartma algoritmasına resmin iyileştirilmesi, ikili hale getirilmesi, negatifinin alınması, dişlerin sınıflandırılması ve etiketlenmesi, her dişin ağırlık merkezlerinin bulunması momentlerin hesabı, ağırlık merkezi hesabı ile ağırlık merkezlerine göre uydurulan çemberin yarıçapı ile komşu dişler arası mesafelerin oranlarının hesabı adımlarını dâhil etmişlerdir. Moment hesapları ve diğer öznitelik çıkarma işlemleri için MATLAB programını kullanmışlardır.

Serhat Okur (2015), görüntü işleme yöntemleri kullanarak gözdeki damarların tespiti üzerine bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada çeşitli hastalıklardan dolayı gözdeki retinada bulunan kan damarlarındaki değişimi izleyip hastalıkların erken teşhisi ve tedavisi için görüntü işleme yöntemleri kullanarak damarların çıkarılması ile ilgilenmiştir. Çalışmada hastalıkların erken teşhisi ve tedavisi için retinadaki kan damarlarının eksiksiz bir şekilde çıkarılması amaçlanmıştır. Bu işlem için şekil hatlarının belirlenmesi yöntemini kullanmışlardır. Damar çıkarma yöntemleri kullanarak yazılan birçok program genellikle MATLAB kodları ile yazılmıştır.

Ömer Kasım (2008), MATLAB gereçleriyle kan hücrelerinin tanınmasına yönelik bir çalışma yapmıştır. Hematoloji uzmanları kan hücrelerinin inceleyerek çeşitli teşhisleri koymaya çalışmaktadırlar. Bu işlem hem zaman açısından verimli olmamakta hem de bazı görülmesi gereken hücreler gözden kaçırılmaktadır. Bu problemleri çözmek için MATLAB görüntü işleme tekniklerinden yararlanmışlardır. Çalışma sonunda konulan teşhisler uzmanların koyduğu teşhislerle paralellik gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu işlemler için, birçok asamadan geçilerek ifade edilen teşhisler sadece tek bir adımda bulunabilir ve pahalı ve masraflı cihazlar yerine daha basit ve maliyeti düşük görüntü işleme sistemi kullanılabilir önerisinde bulunmuşlardır.

Bu çalışmada optik biyometri ölçümleri ve MR görüntüleri sikloplejin damlası kullanılmadan elde edilmiştir. Ölçüm esnasında hastanın bir miktar akomodasyon yapması (yakına bakarken lensin şekil değiştirmesi ve göz bebeğinin küçülmesi) nedeniyle ÖKD kısmen azalırken LK artmış olabilir. Bu çalışmada 10 hastadan elde edilen 20 birim üzerinde analizler yapılmıştır. Üç yöntemin bulguları hesaplanırken körleme uygulanmıştır. Birim sayısının artırılması ile istatistiksel olarak daha iyi sonuçlar elde etmek mümkündür. Ayrıca, MATLAB ve Codonics yazılımlarında ölçümler manuel olarak yapılmasından dolayı hata payı bulunmaktadır. MATLAB programındaki hata payını minimize etmek için ölçümler otomatik olarak yapılabilir. Otomatik ölçümler için daha gelişmiş algoritmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun yanı sıra çalışmamızda MATLAB programının ölçü biriminin pikselden mm'ye çevirme gereksinimi vardır. MATLAB ölçü biriminin dönüşümü için mutlaka ölçekli görüntüler kullanılmalıdır. MATLAB ve Codonics ölçümlerinin MR görüntülerine dayalı olması ölçümlerin görüntü kalitesinden yüksek oranda etkilenmesine neden olmaktadır. Dolayısı ile kullanılacak görüntünün kaliteli ve görüntüdeki nesnelere görünür olması ölçümlerdeki hata payını düşürebilir.

Sonuç olarak, MATLAB ile görüntü işleme yöntemi aracılığıyla elde ettiğimiz verilerin optik biyometri ile yakın sonuçlar vermesi bu yöntemin optik biyometri yapmanın zor olabileceği olgularda hekimler için yardımcı bir yöntem olabileceğini düşündürmektedir. Özellikle pediatrik olgularda doğumsal ya da travmatik katarakt cerrahisi öncesi göz içi merceği ölçümü için MR görüntüleri hekimlere yol gösterici olabilir. Ayrıca mental retarde (zekâ geriliği durumu) ya da Alzheimer hastalarında katarakt cerrahisi öncesi optik biyometri ölçümü yapmak zor olabilmektedir. Bu tür hastalarda başka nedenlerle çekilen MR görüntülerinden göz içi mercek gücü ölçümü için MATLAB programı kullanılabilir. Ayrıca lensin aşırı şeffaf olduğu olgularda Lenstar cihazı ile ölçüm yapılamaz. Bu durumlarda MR'da görünebilen bu lenslerin ölçümü MATLAB programı görüntü işleme yöntemi ile yapılabilir.

EKLER DİZİNİ

Ek 1: Lenstar Bulguları				
Hasta No		AU (mm)	ÖKD(mm)	LK(mm)
1	Sol	24,43	3,57	3,35
	Sağ	24,8	3,55	3,23
2	Sol	24,12	3,43	4,52
	Sağ	24,38	3,45	4,51
3	Sol	22,43	3,03	4,44
	Sağ	22,51	3,23	4,24
4	Sol	23,09	-	-
	Sağ	23,05	3,77	-
5	Sol	22,27	3,14	-
	Sağ	22,75	3,21	4,49
6	Sol	23,54	-	-
	Sağ	23,74	3,33	4,05
7	Sol	24,61	3,26	3,58
	Sağ	24,52	3,44	3,64
8	Sol	24,44	5,33	-
	Sağ	24,60	3,42	4,16
9	Sol	22,04	2,48	4,73
	Sağ	22,29	2,91	4,31
10	Sol	24,15	3,28	4,39
	Sağ	24,26	3,24	4,44

Ek 2: Codonics Bulguları

Hasta No		AU (mm)	ÖKD(mm)	LK(mm)
1	Sol	24,7	2,5	3,4
	Sağ	26,3	3,3	3,5
2	Sol	23,1	3	3,8
	Sağ	23,9	3,2	4,2
3	Sol	23,1	2,8	4,7
	Sağ	22,9	2,6	4,5
4	Sol	22	2,5	4,2
	Sağ	22,6	2,5	3,8
5	Sol	22,9	3,1	4
	Sağ	22,4	3	3,8
6	Sol	19,6	3,6	4,0
	Sağ	16,8	2,4	3,6
7	Sol	18,6	3,0	3,9
	Sağ	18,9	2,6	3,8
8	Sol	19,8	3,0	3,9
	Sağ	18,1	2,6	3,8
9	Sol	14,7	2,1	5,0
	Sağ	15,8	1,8	5,0
10	Sol	16,6	2,73	3,71
	Sağ	17,57	1,78	3,78

Ek 3: MATLAB Bulguları

Hasta No		AU (mm)	ÖKD(mm)	LK(mm)
1	Sol	24,61161	3,821935	4,129032
	Sağ	24,79871	3,442581	3,171613
2	Sol	23,67304	3,065469	3,897304
	Sağ	23,06901	3,455712	4,54172
3	Sol	22,60334	2,934531	4,356868
	Sağ	22,79332	3,080873	4,36457
4	Sol	23,05277	3,104247	3,624196
	Sağ	22,59202	3,153153	3,598456
5	Sol	22,23756	3,125535	4,199012
	Sağ	22,80395	3,178913	4,436244
6	Sol	22,54551	3,01860	4,18532
	Sağ	21,89951	3,43165	0,03832
7	Sol	24,21187	3,25615	3,62605
	Sağ	24,40116	3,27004	3,70593
8	Sol	24,55940	2,99910	4,02767
	Sağ	24,26707	3,41414	1,10617
9	Sol	22,34567	2,20231	4,98382
	Sağ	21,87052	2,17110	4,87110
10	Sol	23,9107	3,0305	4,5326
	Sağ	23,9903	2,9913	4,7109

KAYNAKLAR DİZİNİ

McAndrew, A. (2004). An introduction to digital image processing with matlab notes for scm2511 image processing. *School of Computer Science and Mathematics, Victoria University of Technology*, 1-43.

Geman, D., & Gidas, B. (1991). *Image analysis and computer vision* (p. 9). University of Massachusetts, 12s.

Rosenfeld, A. (1969). Picture processing by computer. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 1(3), 147-176.

Hornak, J. P. (1997). *The Basics of MRI*. Rochester Institute of Technology.

The MathWorks Inc., (2015). *Image Processing Toolbox™ User's Guide*. 1-40.

IBM, (2012). IBM SPSS 21, IBM Licensed material. <http://www.ibm.com/spss>.

MedCalc, (2016). MedCalc Software 16.4.3, MedCalc Licensed material. <http://www.medcalc.org>.

Gursoy, H., Sahin, A., Basmak, H., Ozer, A., Yildirim, N., & Colak, E. (2011). Lenstar versus ultrasound for ocular biometry in a pediatric population. *Optometry & Vision Science*, 88(8), 912-919.

Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2008). *Image processing. Digital image processing*, 3. Edition, Pearson Prentice Hall, 3-58.

Bayhan, H. A., Bayhan, S. A., Adam, M., Muhafız, E., Bekdemir, Ş., & Gürdal, C. (2014). Lenstar Optik Biyometrinin Farklı Katarakt Tiplerinde Performansının Değerlendirilmesi. *Bozok Tıp Dergisi*, 4(2), 37-40.

Russ, J. C. (1999). *The image processing handbook*. CRC press, ISBN:0-8493-2532-3, 10-270.

Demirkaya, O., Asyali, M. H., & Sahoo, P. K. (2009). *Image processing with MATLAB: applications in medicine and biology*. CRC Press, 18-67.

Gonzalez, R. C., Woods, R. E., & Eddins, S.L. (2004). *Digital Image Processing using MATLAB*. Pearson Prentice Hall, 6s.

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor)

Aytan, A. E., Öztürk, Y., ve Örgev, E. K. (1993). Görüntü İşleme. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 273s.

Weeks, A. R. (1996). *Fundamentals of electronic image processing*. Bellingham: SPIE Optical Engineering Press, ISBN 0-8194-2149-9, 316-414.

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

Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. *Lancet*;1: 307-10.

Sanchez, C. I., Hornero, R., Lopez, M.I., Aboy, M., Poza, J., & Abosolo, D. (2008). *A Novel Automatic Image Processing Algorithm For Detection Of Hard Exudates Based On Retinal Image Analysis*. *Medical Engineering & Physics*, 30(3), 350-357.

Goldsmith, J. A., Li, Y., Chalita, M. R., Westphal, V., Patil, C. A., Rollins, A. M., Izatt, J. A., & Huang, D. (2002). *Anterior Chamber Width Measurement by High-Speed Optical Coherence Tomography*. *Florida: Ophthalmology*, 112(2), 238-244.

Koprowski, R., Wilczyński, S., Olczyk, P., Nowińska, A., Węglarz, B., & Wylęgała, E. (2016). *A Quantitative Method for Assessing The Quality of Meibomian Glands*. *Computers in Biology and Medicine*, 75, 130-138.

Koprowski, R., Ambrósio, R. Jr., & Reisdorf, S. (2015). *Scheimpflug Camera in The Quantitative Assessment of Reproducibility of High-Speed Corneal Deformation During Intraocular Pressure Measurement*. *Journal of Biophotonics*, 8(11-12), 968-978.

Koprowski, R., Nowińska, A., Wylęgała, E., & Wróbel, Z. (2014). *A new Algorithm and Problems in Automatic Anterior Eye Chamber Volume Determining*. *Computers in biology and medicine*, 52, 144-152.

Li, JJ., Xu, L., Sun, B. C., Chen, Y. J., & Ma, K. (2003). *[The Application of Digital Photography with Retroillumination for Lens in Cataract Study]*. *[Zhonghua yan ke za zhi] Chinese journal of ophthalmology*, 39(5), 278-282.

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor)

Kasprzak, H., & Boszczyk, A. (2016). *Numerical Analysis of Corneal Curvature Dynamics based on Corvis Tonometer Images*. Journal of biophotonics, 9(5), 436-444.

Ramasubramanian, V., & Glasser, A. (2015). *Distortion Correction of Visante Optical Coherence Tomography Cornea Images*. Optometry & Vision Science, 92(12), 1170-1181.

Ruggeri, A., Scarpa, F., & Grisan, E. (2006). *Analysis of Corneal Images for The Recognition Of Nerve Structures*. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE (pp. 4739-4742). IEEE.

Foracchia, M., Grisan, E., & Ruggeri, A. (2004). *Detection of Optic Disc in Retinal Images by means of A Geometrical Model of Vessel Structure*. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 23(10), 1189-1195.

Demir, Ö. (2006). *MATLAB Gereçleri İle Görüntü İşleme Uygulamaları (Yüksek Lisans Tezi)*. Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2-7.

Serhat, S. (2015). *Görüntü İşleme Yöntemleri Kullanılarak Gözdeki Damarların Tespit Edilmesi (Yüksek Lisans Tezi)*. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, 80s.

Tuçkanat, M. (2004). *Biyometrik Teknikler ve Dış İzinden İnsan Kimliklendirme (Yüksek Lisans Tezi)*. Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 11s.

Özkan, M. V. (2010). *Görüntü İşleme Aracı Kullanarak Endometriozis Hastalığının Ultrason Görüntülerinde Tespiti (Yüksek Lisans Tezi)*. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, 67s.

Kasım, Ö. (2008). *MATLAB Gereçleriyle Kan Hücrelerinin Tanınması (Yüksek Lisans Tezi)*. Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 60s.

Bharti, P., & Soni, R. (2012). *A New Approach of Data Hiding in Images Using Cryptography and Steganography*. International Journal of Computer Applications, 58(18).

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam Ediyor)

Price, D. A. (2013). *How Michael Crichton's "Westworld" Pioneered Modern Special Effects*. The New Yorker.

https://tr.wikipedia.org/wiki/Dosya:RGB_farbwuerfel.jpg (Erişim Tarihi: 04.10.2015)

http://research.microsoft.com/en-us/um/redmond/groups/ivm/twocolor_deconvolution/supplemental_results/berkeley_deblurring.html (Erişim Tarihi: 04.02.16)

http://northstar-www.dartmouth.edu/doc/idl/html_6.2/Creating_Distance_Maps.html (Erişim Tarihi: 15.02.16)

<http://www.ophtalmicdata.com/products/lenstar-ls-900/> (Erişim Tarihi: 25.03.16)

<http://www.ootech.nl/shop/diagnostiek/biometrie/haag-streit-ls-900.html> (Erişim Tarihi: 26.03.16)

http://i.kinja-img.com/gawker-media/image/upload/xwxfqx2iv50r7iqdyy_sw.jpg (Erişim Tarihi:17.04.16)

ÖZGEÇMİŞ

Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı Usame Ömer Osmanoğlu
Doğum tarihi ve yeri 04.01.1991 / Van
Uyruğu Türkiye Cumhuriyeti
İletişim adresi usa.osm@gmail.com

Eğitim Durumu

Lisans	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi İstatistik Bölümü	2008 - 2012
Yüksek Lisans	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyoistatistik	2014 -

Mesleki Deneyim

Eğitimler

Bilgisayar Uygulamalı Yapısal Eşitlik Modellemesi
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, 18-20 Şubat 2015