

**İRİDO-TANI AMAÇLI GÖRÜNTÜ
İŞLEME SİSTEMİ
YAŞAR NURİ SEVGİN
DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜH.
A.B.D**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İRİDO-TANI AMAÇLI GÖRÜNTÜ İŞLEME SİSTEMİ

YAŞAR NURİ SEVGİN

DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. ÇİNGİZ EFENDİYEV

SAMSUN – 2005

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından 14 / 09 / 2005 tarihinde yapılan sınav ile Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Güven ÖNBİLGİN

Üye : Prof. Dr. Osman YEŞİLDAĞ

Üye : Prof. Dr. Çingiz EFENDİYEV

Üye : Doç. Dr. Kemal ERDOĞDU

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa ULUTAŞ

ONAY :

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

.../.../2005

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

İRİDO-TANI AMAÇLI GÖRÜNTÜ İŞLEME SİSTEMİ

İrido-tanı amaçlı görüntü sistemleri donanım ve yazılımdan oluşan sistemlerdir. Kullanılan donanımsal yapı genellikle ışık kaynağı, büyüteç ve kameradan oluşmaktadır. Ağırlıklı olarak fotoğraf makinesi yada video kamera eklenmiş biyomikroskoplar kullanılmaktadır. Söz konusu biyomikroskoplar daha çok yarık lambalı (Slit Lamp) olanlardır. Günümüzde artık bu donanıma görüntünün işlenmesi, analizi ve izlenebilmesi amacıyla bilgisayar sistemleri de eklenmiştir.

İridoloji, kökleri binlerce yıl geçmişe dayanan ancak son birkaç yıldır üzerinde yoğun çalışmalar yapılan genç bir bilim dalı olmasından ve temel nesnesi olan irisin genel niteliklerinden dolayı bu çalışmada bir uygulama alanı olarak tercih edilmiştir.

Görüntüleme üzerine en genel ve yaygın kullanılan sistemler TV sistemleridir. Bu sistemler görüntülerin alınmasında ve işlenmesinde yaygın olarak ortogonal tarama kullanılırlar. Hareketli görüntülerin oluşturulmasına yönelik bu sistemlerde ortogonal taramanın kullanılması, zorunlu olarak dar süreli satır geri dönüşlerine gereksinim duyulması nedeniyle, frekans bandını genişletmektedir. Gerçekte hareketli görüntüler durgun karelerden oluşmaktadır. Gerek analog ve gerekse sayısal ortogonal ilkeye göre çalışan bütün sistemlerde her bir kare yatay satırlardan oluşmaktadır. Her bir karenin oluşturulmasında satırdan satıra geçişte sinyal sürekliliği bozulmaktadır.

Amaçlanan doğrultuda görüntülerin işlenmesi, taranması ve görüntüye ilişkin verilerin dosyalanması için görüntü nitelikleri dikkate alınarak farklı tarama yaklaşımlarının kullanılması da olanaklıdır. Dairesel nitelikli görüntülerin taranması ve işlenmesinde kartezyen koordinat sistemi yerine polar koordinat sisteminin kullanılması görüntünün doğasına uygun bir yaklaşımdır. Bunun içinde en uygun tarama spiral taramadır.

Bu tez çalışmasında gerek elde edilen sinyalin frekans tayfını daralttığı ve gerekse dosyalanmak istenen verilerin daha küçük alanda tutulmasına olanak sağladığı için farklı bir tarama yaklaşımı olarak daireysel nitelikli görüntülerin alınması ve işlenmesinde Spiral Tarama seçilmektedir. Işık toplanma ilkesine göre çalışan bir

sistemde tarama hızının değişimine bağlı olarak alınan sinyal üzerinde genlik modülasyonu oluşmaktadır. Bu olumsuzluğu engellemek için spiral taramada, spiral yörünge boyunca hızın değişmez tutulması önemlidir. Günümüzde hızla gelişen teknolojinin sunmuş olduğu olanakları değerlendirerek yüksek çözünürlüklü YBA (CCD) algılayıcılardan alınan görüntüler üzerine spiral taramanın uygulanması da olanaklıdır. Bu değerlendirilerek yüksek çözünürlükte YBA algılayıcı içeren bir görüntüleyiciden alınan tam kare görüntüler spiral taramaktadır. Bu durumda bile değişmez örnekleme aralıkları için çizgisel hızın değişiminin engellenmesi gerekmektedir. Bu amaçla spiral tarama için bağıntılar geliştirilmiş, iridolojik amaçlı uygulamalar yapılarak sonuçları alınmıştır.

İrido-tanısıl amaçlı haritalardan elde edilen yansıma alanlarının polar koordinatlarda dinamik yaklaşımla iris üzerine düşürülmesi sağlanmıştır. Ön tanı amacıyla kullanılabilme üzere iris üzerinde oluşan pigmentasyon ve patolojilerin görüntülenmesi, hangi organa ilişkin yansıma alanına düştüğünün yada her hangi bir yansıma alanında patolojik değişimlerin olup olmadığının belirlenebilmesi ve ayrıntılı incelenebilmesi amacıyla gerekli yazılımlar da yapılarak görüntüleme ve görüntü işleme sistemi oluşturulmuştur.

Anahtar Kelimeler:

İridoloji, İrido-tanı, İris, Spiral (Sarmal) Tarama, Görüntü İşleme,

ABSTRACT

AN IMAGE PROCESSING SYSTEM FOR IRIDODIAGNOSTICS

The image processing system for iridodiagnostics consists of hardware and software. In the hardware structure, images are mostly acquired by a photo or video camera supplemented biomicroscopes. These biomicroscopes usually were of the slit lamp including type. Nowadays, computers are added to the biomicroscopic tools for image processing tasks.

In this work, iridology is chosen as an application area since it has a background of thousand years but has become a relatively new branch of science and due to the general specifications of its main topic, namely the iris.

For imaging tasks, TV systems are the most widespread and are in general use. In these systems, orthogonal scanning is widely used for acquiring and processing the images. In these systems for the construction of moving images, the use of orthogonal scanning widens the frequency band, due to its requirement of short duration horizontal backward pulses. In real applications, moving images consist of static images. In all system including analogous or digital orthogonal principles, each frame is formed by horizontal lines. The continuity of the signal is deformed while passing from one line to the other line.

To overcome this problem for acquiring, scanning, storing and processing the images by taking into account the attributes of the original image, it is possible to use different scanning approaches. In order to scan and process radial characteristic based images, using polar coordinate system is better than the using rectangular coordinate system. The best system for this purpose is the spiral scanning.

In this thesis work, a spiral scanning system for acquiring and processing radial characteristic based images is proposed due to its ability to reduce the frequency spectrum of the image and take less space data area than the traditional ones. In an analogous system that works in line with the light accumulating principle for spiral scanning, velocity must be kept constant along the spiral path. However, due to the developments in computer technology, the use of spiral scanning technique is possible

on the images obtained from CCD's. based on this, full frame images acquired from a high resolution CCD system are subjected to spiral scanning. Even in this case, keeping orbital velocity constant is a requirement.. For this purpose, necessary relations are obtained and they are applied to radial characteristic based images. Iridological applications have been carried out and results have been obtained.

Reflection areas, which are obtained from iridologic charts in polar coordinates, have been verified on iris by a dynamic approach. The necessary software has been built up and complete image processing system is composed for processing and imaging of pigmentation and pathologies on iris.

Key Words

Iridology, Iridodiagnostics, Iris, Spiral Scanning, Image Processing,

Teşekkür

İRİD-OTANI AMAÇLI GÖRÜNTÜ İŞLEME SİSTEMİ konulu bu tez çalışmasının hazırlanmasında İridoloji ile ilgili bilgileri kullanımımıza sunduğu ve gerektiğinde bize zaman ayırdığı için Canadian Neuro Research Institute'dan Prof. Dr. Bryan K. Marcia' ya, ve Kanada IRIMETA'dan Sn. Kasandra Harfield'e, tıbbi terminolojinin çevirisinde ve yorumlanmasında yardımcı olan Dr.ERCÜMENT YİĞİT'e, bilgilerine başvurulduğunda geri çevirmeyen ve yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Mustafa Ulutaş'a ve Araş. Gör. Nurettin Şenyer'e, Tez İzleme Komitesinde yer alan Prof. Dr. Güven Önbilgin ve Prof. Dr. Osman Yeşildağ'a, Tez Danışmanlığımı yürüten, tezin tamamlanmasında büyük sabır gösteren ve emeği geçen, bu muhteşem alan İridoloji ile tanışma fırsatı yaratan Prof. Dr. Çingiz Efendiyev'e, teşekkür ederim.

Ayrıca çalışmalarımnda sürekli destekte bulunan eşim Yasemin ve kızlarım Gülce ve Ceren'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR ÖZETİ	3
2.1. Tarama Yaklaşımları, Spiral (Sarmal) Tarama	3
2.2. Görüntüleme Sistemleri, Optik – Elektrik Dönüştürücüler	8
2.3. İridolojik Çalışmalar	17
3. GENEL BİLGİLER	22
3.1. Gözün Anatomisi	22
3.2. Gözün Ön Bölgesi – İridolojik Çalışmaların Nesnesi	23
3.2.1. İrisin Anatomisi	23
3.2.2. İrisin Histolojisi	25
3.2.3. İris Yüzeyinin Biyomikroskopik Karakteristikleri	25
3.2.4. İrisin Fizyolojik İşlevleri	26
3.2.5. İrisin Anomalileri	27
3.2.6. İris Hastalıkları	28
3.2.7. İrisin İyi Huylu Tümörleri	28
3.2.8. Gözün Ön Bölgesinin En Yaygın Patolojileri	29
3.2.9. İris Üzerinde Yapısal, Refleks ve Pigment İşaretler	29
3.3. Görüntü İşleme ve Analiz	38
3.3.1. İnsanın Görme Özellikleri ve TV Sisteminin Parametreleri	38
3.3.2. Zamansal Çözünürlük	40
3.3.2.1. Sayısal Görüntülerin Gösterimi	40
3.3.3. Aperture Etkisi	43
3.3.4. Uzaysal Çözünürlük	45
3.3.5. Radyometrik Çözünürlük	45
3.3.6. Görüntü İstatistikleri (Ortalama, Değişkenlik, Standart Sapma)	49
3.3.7. Histogram ve Olasılık Yoğunluk işlevi	50
4. MATERYAL ve METOD	52
4.1. Görüntüleme Sistemleri	52
4.1.1. Vidikon Tüp Üzerinde Yapılan Çalışmalar	52
4.2. Spiral Tarama Yaklaşımları	60

4.2.1. Değişmez Açısal Hızla Spiral Tarama	60
4.2.1.1. Çizgisel Hızın (Anahtarlama Hızının) Belirlenmesi	65
4.2.2. Değişmez Çizgisel Hızlı Spiral Tarama	67
4.3. Karesel Aperture	75
4.3.1. Karesel Aperture ile Spiral Tarama	79
4.3.2. Spiral Aperture ile Spiral Tarama	81
4.4. Görüntüleme Sistemi ve Analiz	84
4.4.1. İrido-tanı Amaçlı Yazılım	84
4.4.1.1. İris Parametrelerinin Belirlenmesi	88
4.4.1.2. Dinamik Yaklaşımla Yansıma Alanlarının Görüntü Üzerine Düşürülmesi	92
4.4.1.3. Taranan Alana İlişkin Parlaklık Dağılımı ve İrido-tanısal Önemi	99
5. BULGULAR ve TARTIŞMA	112
5.1. Spiral Tarama	112
5.1.1. Yüksek Çözünürlükte Tarama	112
5.1.2. Polar Koordinatlarda Doğru Adresleme	114
5.1.3. Spiral Taramanın Frekans Tayfına Etkisi	115
5.1.4. Spiral Taramanın Dosya Boyutuna Etkisi ve Bellek Kazancı	119
5.2. İridolojik Çıkarımlar ve Geliştirilen Seçenekler	122
5.2.1. Görüntüleme Seçenekleri	123
5.2.2. İşaretlerin Ayırt Edilmesi ve Analizi	127
5.2.3. Spiral Taramada Yansıma Alanlarının Görüntülenmesi	128
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	129
7. KAYNAKLAR	132
8. EKLER	134

Simge ve Kısaltmalar Listesi

$S(t)$	: Görüntü sinyali
$f(x,y), f(r,\theta)$	: Ayrık görüntü sinyali
r,θ	: Polar koordinatlar
x,y	: Kartezyen koordinatlar
$\Delta\ell_\theta$	: Açısal örnekleme aralığı
$\Delta\ell_r$	: Yarıçap doğrultusunda örnekleme aralığı
$\Delta\ell$	: Çizgisel örnekleme aralığı
ε	: Foto öğenin duyarlılığı
i_f	: Foto öğenin akımı
Φ	: Foto öğeyi etkileyen ışık akısı
U_c	: Görüntü algılayıcı için sığaçlarda oluşan gerilim
τ_e	: Bir öğenin optimum anahtarlanma süresi
$\tau(t)$	: Zamana bağlı anahtarlama süresi
m	: Tek boyutlu dizi değişkeni
β	: Kontrastlık
P	: Renk bileşenlerinin işlevi olarak sinyalin anlık değeri
δ	: Kontrastlık Duyarlılığı
μ	: Ortalama
σ	: standart sapma
$h(p_k)$	: Histogram
V	: Çizgisel hız

ω	: Açısal hız
τ_s	: Tam satır süresi
τ_{sh}	: Etkin satır süresi
τ_{sg}	: Satır geri dönüş süresi
T_s	: Kare periyodu
V_g	: Görüntü sinyalinin genliği
f_{mx}	: En yüksek frekans
f_{mn}	: En küçük frekans
f_s	: Satır tarama frekansı
r_{max}	: Yarıçapın en büyük değeri
r_{min}	: Yarıçapın en küçük değeri
i_x	: Yatay saptırma akımı
i_y	: Düşey saptırma akımı
$AA, AA[i,j]$	: Aperture ağırlık katsayıları
$R_{min}, R_{max}, \theta_{min}, \theta_{max}$	: Polar koordinatlarda sınırlar
R_p	: Göz bebeği yarıçapı
R_{ir}	: İris yarıçapı
$N_{örn}$	: Tam görüntüdeki örnek sayısı
R_f, G_f, B_f, RD_f	: Gerçek renk değeri
R_g, G_g, B_g, RD_g	: Gamma uygulandıktan sonra alınan renk değeri
γ	: Gamma değeri
dt	: Örnekleme zaman aralıkları
$\frac{1}{\eta}$	: Uzaysal çözünürlük
x_m, y_m	: Spiral tarama merkezinin kartezyen koordinatları

f_{ort}	: Ortalama frekans
B_0	: Anlık bant genişliği
S	: Renk doyumu
VG	: Genlik
RD	: Özel renklenme
m_1, m_2, m_3	: Renk katsayıları

1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasında amaçlanan, insan gözünde, iriste oluşan değişimler ile insanın hastalıkları ve hastalıklara yatkınlığı arasında bir ilişki olduğundan yola çıkarak, iriste oluşan işaretçileri değerlendirip, tanı koyan ‘İridoloji’ bilim dalında kullanılabilir bir yöntem, bir görüntü işleme sistemi ortaya koymaktır. Burada asıl üzerinde durulan düşünce dairesel nitelikli görüntülerin işlenmesinde görüntünün niteliğine uygun bir tarama yaklaşımının oluşturulmasıdır. Bu çalışmada temel materyal olarak iris ve İridoloji alınmasına rağmen tarama yaklaşımının dairesel nitelikli bütün görüntüler için uygun olacağı düşünülmektedir. İridolojinin bu çalışmada tercih edilmesinin ana nedenlerinden biri, iridoloji biliminin temel materyali olan irisin nitelikleri yönüyle bu tarama yaklaşımı için uygun bir materyal olmasının yanında, iridoloji biliminin de geçmişi çok eskilere dayanan ancak son yıllarda üzerinde yoğun çalışılan ve araştırmalar yapılan henüz çok genç bir bilim alanı olmasıdır.

İrise bakarak hastalığa tanı konulması yönteminin geçmişinin binlerce yıl öncesine dayandığı, eski mısırdaki din adamları tarafından kullanıldığı ve firavunun gözlerinin incelediğini gösteren birçok resim olduğu bilinmektedir. P. Dimkov, E.S.Velkhover verilerine göre eski mısırdaki din adamları iristeki değişimlere bakarak yalnızca mevcut hastalıkların teşhisini koymakla kalmıyor, ileride ortaya çıkabilecek hastalıklar için de tahminde bulunuyorlardı. Vücudumuzun dünyaya açılan penceresi gözümüz irisinin çok bilgi içerdiğinin binlerce yıl öncesinden bilindiğini ve atalarımızın irisle ilgilendiklerini doğrulayan çok sayıda doküman vardır. Eski ve Orta çağ bilim adamları daha çok gözün genel yapısı ve rengindeki değişikliklerle ilgilenmişlerdir. O dönemlerde görüntüleme sistemleri ve büyüteçler olmadığından, yapılan analizler daha nesneldir ve bu olumsuzluklar araştırmaları sınırlayan etkenlerdir.

İris ve göz bebeği işaretleri ile ilgili sistemli bir yaklaşım ve topolojik araştırma yapabilmenin temelleri, Macaristan’da Ignatz von Peczely (1826 – 1907) tarafından atılmış, kendi iris haritasını oluşturarak iridolojiye modern bir bakış getirmiştir.

Son yıllarda ve özellikle son 15 – 20 yılda bilim adamlarının yapmış olduğu çalışmalarla beyin ile doğrudan bağlantılı olan ve enformasyon yansıtan bu karmaşık alan hakkındaki bilgilerde büyük bir artış görülmektedir.

Modern iridoloji ile ilgilenen ve adından söz edilen E.C. Вельховер, Н.Б. Шульпина, З.А. Алиева, Ф.Н. Ромашов, М.С.Абрамов, E. Felke, E Schelegel, P. Thiel, M. Madaus é H. Hense, K. Baumhauer, R. Schnabel, A. Maubach, gibi bir çok ünlü isim var. 19. yüzyılın sonları 20 yüzyılın başlarında iridoloji konusunda birçok yazı yazılmıştır. Bir çoğu tek başına araştırma yapanlar tarafından yazılan bu yazılarda Klinik başarı ile ilgili problemler, teknik olanakların yetersizliği, yanlış yönlendirmeler, laboratuvar, hastane ve üniversite arasındaki karşılıklı etkileşim eksikliği nedeniyle bazı zamanlar gerçek olmayan ve tıpla çelişen durumlar ortaya çıkmıştır.

1980 lerin başlarından beri iris görüntüleri üzerinde çalışmalar ve bilgisayar desteğiyle işleme Rusya'da, Amerika'da, İtalya'da, Çekoslovakya'da, Ukrayna'da, Azerbaycanda gelişmiştir. Günümüzde Kanada, Amerika, Almanya, Fransa, Bulgaristan ve Rusya'da iridoloji ile ilgili okullar kurulmuş ve bu konuda eğitimler yapılmaktadır.

20. yüzyılın başlarından beri iridolojinin ana noktalarında ortak bir dil oluşmaya başlamıştır. Bu konuda 'Iriscorrespondent', 'International Iridologist', 'Iridolojist' gibi yayımlar yapılmakta, düzenli konferanslar ve sempozyumlar düzenlenmektedir.

Modern iridolojinin gelişimi, görüntüleme ve bilgisayar teknolojisinin gelişmesine sıkıca bağlıdır. Bu konuda gerek yazılımsal ve gerekse donanımsal bir çok çalışma yapılmış ve yapılmaya ve geliştirilmeye devam edilmektedir.

Günümüzde yaygın kullanılan görüntüleme sistemleri ortogonal tarama ilkesine dayanmakta ve görüntülerin işlenmesi de bu ilkeye bağlı yapılmaktadır. Bu görüntüleme ve işleme sistemleri genel amaçlı sistemler olup, görüntünün yapısal niteliklerine bağlı sistemler değildir. Bu nedenle bu çalışmada görüntünün niteliklerine bağlı dairesel görüntüler için, mevcut teknolojik durum da dikkate alınarak, spiral tarama yaklaşımı oluşturularak iridolojik amaçlı uygulama yapılmaktadır. Görüntülünmek istenen nesnelerin niteliklerine uygun tarama yaklaşımı ilk kez Azerbaycan Teknik Üniversitesinde Çingiz EFENDİYEV tarafından önerilmiş ve uygulanmıştır [3].

Bu tez çalışmasında Spiral tarama yaklaşımına ilişkin matematiksel ifadeler oluşturulmuş ve bir yazılım da geliştirilerek iridolojik amaçlı uygulanmıştır. Ayrıca Spiral taramanın frekans bandına etkisi de değerlendirilmiştir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

2.1. Tarama Yaklaşımları, Spiral (Sarmal) Tarama

Görüntüleme sitemlerini analog ve sayısal görüntüleme sistemleri olarak sınıflandırmak olanaklıdır. Gerek durgun ve gerekse hareketli görüntülerin alınması için geliştirilen görüntü sistemleri incelendiğinde bütün görüntüleme sistemlerinin hareketli yada durgun hedefleri durgun sahneler olarak kabul ettikleri anlaşılr. Aralarındaki fark belirli bir zaman dilimi içinde hareketli görüntüleme amacına yönelik algılayıcı sistemlerin yeterince fazla sayıda peş peşe sahneyi görüntülemesidir. Dolayısıyla aslında bütün tarayıcı sistemler, içerisinde hareketli hedeflerin de bulunduğu sahneleri görüntülemektedirler. Hareketli görüntüler için sahne ardışıl olarak taranmaktadır. Her bir sahnenin taranması süresince sahnenin hareketsiz olduğu kabul edilir. Yani, her bir sahnenin taranması sonrası elde edilen veriler belirli bir zaman içerisinde bu görüntünün yeniden oluşturulması için kullanılırlar. Görüntü algılayıcılarında yaygın olarak kullanılan tarama sistemi ortogonaldır. Ancak farklı tarama yöntemleri ile görüntüleme üzerine de çalışmalar yapılmaktadır. Bu tarama yöntemlerinden biri de spiral taramadır.

Spiral tarama üzerine yapılan çalışmalarda farklı bir çok yaklaşımla karşılaşılmaktadır. Spiral taramanın, biçimi ve örneklerin dağılımına bağlı olarak Düzgün ve Foveal tarama olarak sınıflandırıldığı görülmektedir. Sahnelerde hareketli hedefin gölge biçiminde izlenmesi üzerine yapılan matematiksel model çalışmalarda, spiral tarama sonucu elde edilen sinyallerden hedefi izlemeye yönelik düşük çözünürlükte karaltı yada bulanık biçimde görüntülerin yeniden oluşturulmasına yönelik matematiksel yaklaşımlar verilmektedir. Spiral tarama sonrası elde edilen sürekli sinyal $S(t)$, uzaysal domainde hedef fonksiyonu ile ilişkilendirilmektedir [9].

$$f[x(t), y(t)] = S(t) \quad (1)$$

Burada $x(t)$ ve $y(t)$ uzaysal domainde spiral yörüngeyi göstermektedir. Polar uzaysal domainde işlevsel koordinatlar,

$$\theta(t) = \arctan(y(t) / x(t)) \quad (2)$$

ve

$$r(t) = \sqrt{x^2(t) + y^2(t)} \quad (3)$$

dir. Uygulamada $i = 0, 1, \dots, L-1$ olmak üzere $S(t)$ spiral tarama sinyali $i\Delta_t$ aralıklarla örneklenmektedir ve bu sinyal $r \leq r_{\max}$ alanını doldurmaktadır. Burada,

$$r_{\max} = r[(L-1)\Delta_t] \quad (4)$$

dir.

$$\begin{aligned} \Delta\ell_\theta &\approx \Delta_\theta r_i = r_i \Delta_t \left. \frac{d\theta}{dt} \right|_{r=r_i} \\ \Delta\ell_r &= 2\pi \left. \frac{dr}{d\theta} \right|_{r=r_i} \end{aligned} \quad (5)$$

olmak üzere (θ_i, r_i) polar koordinatlarda anlık bant genişliği,

$$\begin{aligned} B_\theta(r_i) &\equiv \frac{1}{2\Delta\ell_\theta} \\ B_r(r_i) &\equiv \frac{1}{2\Delta\ell_r} \end{aligned} \quad (6)$$

olarak tanımlanmaktadır. $B_\theta(r_i) = B_r(r_i) = B_0$ olması durumunda buna bağlı olarak düzgün dağılımlı spiral tarama için,

$$\begin{aligned} r(t) &= \frac{1}{2B_0\sqrt{\pi\Delta_t}}\sqrt{t} \\ \theta(t) &= 2\sqrt{\frac{\pi}{\Delta_t}}\sqrt{t} \end{aligned} \quad (7)$$

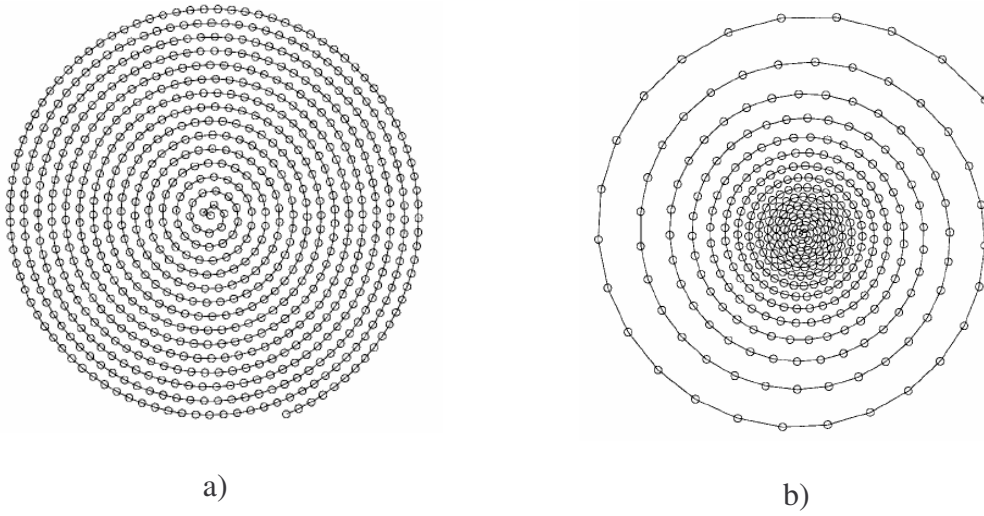
ve foveal spiral tarama için

$$\begin{aligned} r(t) &= \exp\left(\frac{\Delta^2}{2\pi\Delta_t}t\right) \\ \theta(t) &= \frac{2\pi}{\Delta} \ln r(t) \frac{\Delta}{\Delta_t}t \end{aligned} \quad (8)$$

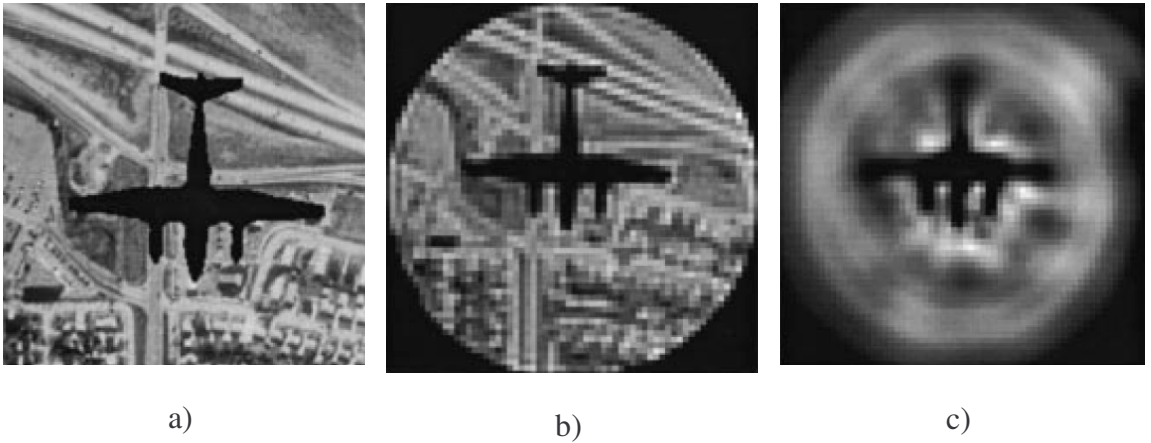
olarak verilmektedir. Sahnenin yeniden oluşturulmasında alçak geçiren süzgeç davranışında bir geçiş işlevi,

$$h(x_i, y_i) = B^2(r_i) \frac{J_1 \left[2\pi B(r_i) \sqrt{x^2 + y^2} \right]}{2\pi B(r_i) \sqrt{x^2 + y^2}} \quad (9)$$

tanımlanmaktadır[9]. Sonuçta elde edilen $f(x, y)$ görüntüsünün elde edilmesi, geçiş işlevi ile $f(x_i, y_i)$ ($i=0 \dots L-1$) katlanarak oluşturulmaktadır.



Şekil 2.1. a) Düzgün dağılımlı Spiral örnekler b) Foveal Spiral Örnekler [9]



Şekil 2.2. a) orijinal görüntü b) düzgün dağılımlı örneklerden yeniden elde edilen görüntü c) Foveal örneklerle yeniden elde edilen görüntü [9].

Spiral taramada önemli sorunlardan biri, ortogonal tarama ilkesine dayalı görüntüleme sistemlerinin spiral taranan görüntülerin yeniden oluşturulması için kullanılmak zorunda kalınmasından kaynaklanan polar – kartezyen koordinat dönüşümünde doğru adresleme yapılmasıdır.

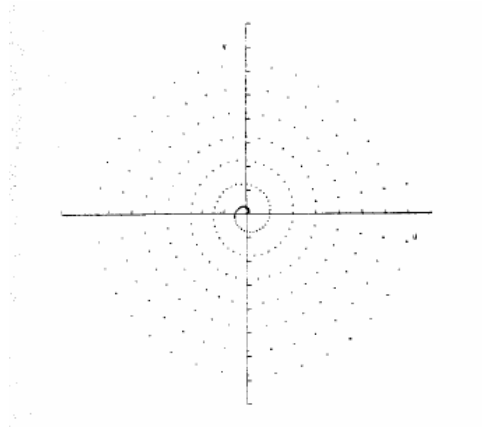
Spiral yörünge boyunca alınan örneklerin kümesi,

$$\begin{aligned} x(\theta) &= \beta\theta^\mu \cos\theta \\ y(\theta) &= \beta\theta^\mu \sin\theta \end{aligned} \quad 0 \leq \theta < \infty \quad (10)$$

ve spiral merkezinden uzaklık,

$$r(\theta) = \sqrt{x^2(\theta) + y^2(\theta)} = \beta\theta^\mu \quad (11)$$

olarak verilmektedir[10]. (Bu bağıntıların $\mu=1$ için değişmez açısal hızlı spirali tanımladığı daha ileride tekrar anımsatılmaktadır.) Düzgün açısal aralıklarla yapılan örnekleme için (r, ϕ) standart polar koordinatları, (x, y) standart kartezyen koordinatları göstermektedir.



Şekil 2.3. değişmez $\Delta\theta$ ile yapılan spiral tarama için örneklerin uzaysal dağılımı[10].

Örnekleme süreci için,

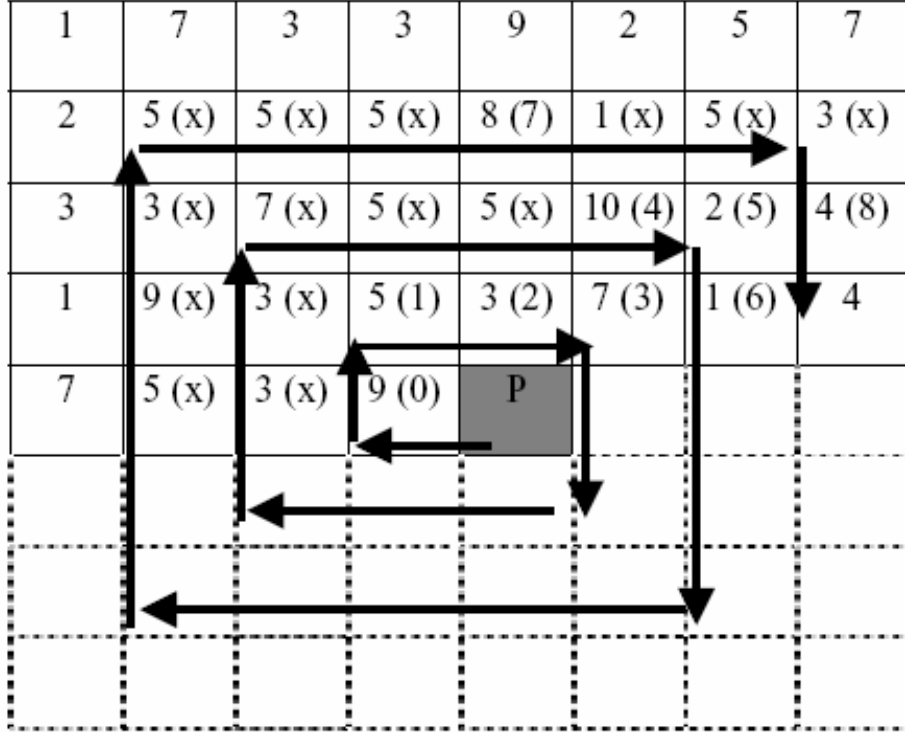
$$\begin{aligned} x_{jk} &= r_{jk} \cos\phi_k \\ y_{jk} &= r_{jk} \sin\phi_k \end{aligned}, \quad \phi_k = \frac{2\pi k}{N_\phi} \quad \text{ve} \quad \begin{aligned} k &= 0, 1, 2, \dots, N_\phi - 1 \\ j &= 0, 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (12)$$

ve

$$r_{jk} = \beta(\phi_k + 2\pi j)^u \quad (13)$$

dir. Burada N_ϕ Spiralin bir tam turunda elde edilen örneklerin sayısıdır. r_{jk} , j.turda ϕ_k açısındaki radial koordinattır.

Görüntünün sıkıştırılması halen üzerinde yoğun çalışılan konulardan biridir. JPEG, Wavelet, Ayırık Kosinüs Dönüşümü, Vektörel Nicemleme (Kuantalama) gibi bir çok görüntü sıkıştırma yöntemleri vardır. Söz konusu bu görüntü sıkıştırma yöntemleri, saklanmak istenen görüntünün pixel sayılarını azaltmak için görüntüde fazlalık informasyonu atmayı amaçlamaktadırlar. Spiral tarama ile görüntünün sıkıştırılması amacıyla yapılan çalışmalarda da karşılaşmak olanaklıdır. Sıkıştırma boyunca Vektörel nicemlemenin sıkıştırma oranını artırmak için “Spiral Scan Re-encoding (SSR)” olarak adlandırılan bir kodlama yaklaşımı, Vektörel Nicemlemede indislerin azaltılması için tasarlanmıştır[11].



Şekil 2.4. Spiral tarama ile veri sıkıştırma [11].

Spiral taramanın tercih edilmesinin nedenlerinden biri de nitelikleri gereği spiral tarama ile elde edilen sinyalin bantgenişliğine olumlu etkisidir. Gerek frekans bandına etkisi ve gerekse spiral dosyalama üzerine de çalışmalar yapılmış ve sonuçları verilmiştir.

2.2. Görüntüleme Sistemleri, Optik – Elektrik Dönüştürücüler

Teknolojiye bağlı olarak görüntüleme sistemleri de sürekli gelişmektedir. İridolojik amaçlı kullanılan sistemler bir donanım ve yazılım gerektirirler. Kullanılan donanımsal yapı genellikle ışık kaynağı, büyüteç ve kameradan oluşan sistemlerdir. Ağırlıklı olarak fotoğraf makinesi yada video kamera eklenmiş biyomikroskoplar kullanılmaktadırlar. İncelenen sahnelerin durgun görüntü özelliği ve günümüzde çok yüksek çözünürlükte sayısal fotoğraf makinelerinin olması nedeniyle, sistemde görüntü almak amacıyla sayısal fotoğraf makineleri ağırlıklı olarak tercih edilmektedir. Söz konusu biyomikroskoplar daha çok yarık lambalı (Slit Lamp) olanlardır. Günümüzde artık bu donanıma görüntünün işlenmesi, analizi ve izlenebilmesi amacıyla bilgisayar sistemleri de eklenmiştir.

Nesnelerden gelen ışığı elektriksel işaretlere dönüştüren sistemler optik – elektrik dönüştürücüleridir ve TV vericileri olarak adlandırılırlar. TV verici tüpleri yada YBA (Yük Bağlaşık Aygıtlar (CCD (Charge Coupled Device)) TV vericileri olarak kullanılmaktadırlar.

Söz konusu verici aygıtların temel özellikleri:[18]

- i. **Duyarlılıkları:** Aygıtın çıkışında istenen bir S/N oranında foto hedefin ışıma düzeyi ile işaret düzeyi arasındaki oran aygıtın duyarlılığını verir.
- ii. **Seçicilik (Aperture Tepkesi):** TV verici çıkışında nesnenin küçük ayrıntılarından alınan işaretler için, modülasyon katsayısı ile ölçülen parametredir. Aperture Özeğrisi $M = \psi(z)$, modülasyon katsayısının satır sayısına bağlı değişimini gösteren bir eğridir.
- iii. **Işık Özeğrisi:** i_s çıkış ışareti ve E_f foto hedefin ışıma düzeyini göstermesi durumunda $i_s = \varphi(E_f)$ işlevine Işık Özeğrisi denir.

iv. **Tayf Özeğrisi (Renk Tepkisi):** Çıkış işaretinin foto hedefe gelen ışık akısının dalga boyuna bağlı değişimine denir. $i_s = \xi(\lambda)$.

v. **Eylemsizlik:** İletilen nesendeki değişimlere çıkış işaretinin tepkesindeki gecikme eylemsizlik olarak adlandırılır. n. ve n+1. kareler sırasıyla U_{sn} ve

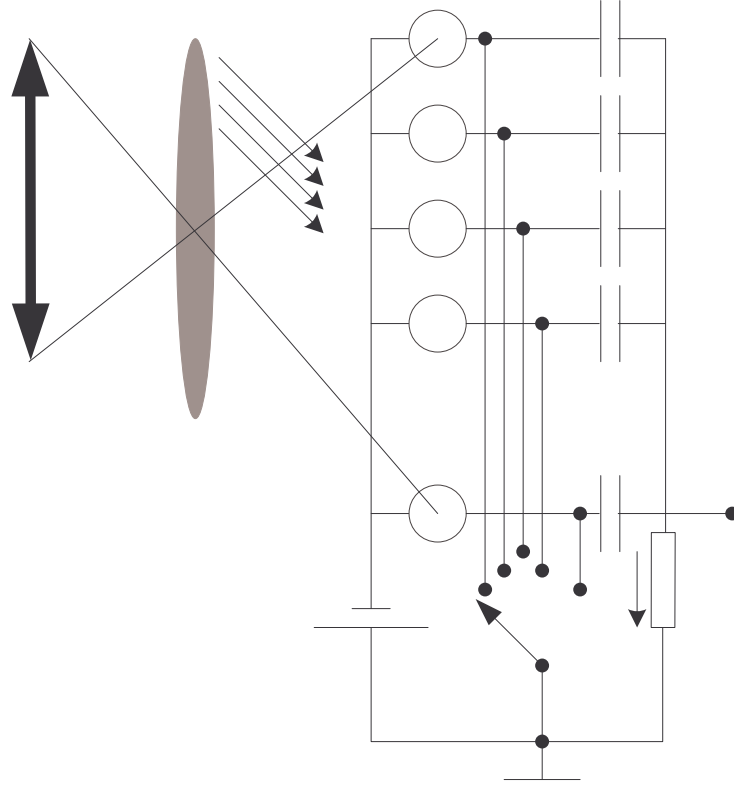
$$U_{s(n+1)} \text{ olmak üzere, eylemsizlik, } \zeta \equiv \frac{U_{s(n+1)}}{U_{sn}} \text{ dir.}$$

Verici aygıtlar iki temel çalışma ilkesinden birine bağlı çalışırlar. Bunlardan birincisi Elektrik Yüklerinin Toplanma İlkesi, diğeri ise anıl çalışma ilkesidir. Anıl çalışma ilkesini kullanan vericilerin ışığa duyarlılıkları zayıftır ve normal sahne ışıklandırmaları bu ilke için yetersizdir. Bu nedenle görüntüsel (Visual) TV sistemlerinde Elektrik Yüklerinin Toplanma İlkesine dayalı çalışan aygıtlar kullanılmaktadır[6]. Gerek vidikon, plumbikon vs. gibi tüpler ve gerekse YBA (CCD) lar bu ilkeye dayalı çalışırlar.

Elektrik Yüklerinin ışığa bağlı olarak toplanması ilkesini açıklamak için foto öğelerden oluşan levhanın modellendiği Şekil 2.5'i dikkate alacağız. Verilmek istenen nesnenin optik görüntüsünün foto öğelerden oluşan levhanın üzerine düşürüldüğü varsayılın.

Gösterilen modelde toplam süreç, ışık toplanma ilkesini açıklamak için iki alt sürece bölünmektedir[6].

Birinci alt süreçte nesnenin ışık akısı Φ , objektif aracılığıyla foto öğeler üzerine düşürülmektedir. Bunun sonucunda foto öğelerin akımları, ışık akısıyla orantılı olarak sığaçların herbirini elektrik yükü ile doldururlar. Bir tam spiralın tamamlanma süresince (TT), foto öğelri etkileyen ışık akısının değeri ile orantılı olarak, sığaçların yüklendikleri görülmektedir. Böylece sığaçların sol levhalarında üç boyutlu potansiyel dağılımı oluşur. Bu potansiyel dağılımı nesnedeki parlaklık dağılımının bir benzeşiğidir.



Şekil 2.5. Işık toplama süreci modeli [18].

İkinci alt süreçte, levhada toplanan üç boyutlu potansiyel dağılımı, R yük direnci üzerine elektriksel sinyale dönüştürülür. Bu dönüştürme işlemi, K anahtarının sığaçların sol kutuplarını ardışıl tarayarak R direncine bağlaması şeklinde gerçekleştirilir. Sonuç olarak R direnci üzerinde görüntü sinyalinin darbeleri elde edilir. Dolayısıyla bu sinyalin genliği, sığaçlarda biriken elektrik yükü ile orantılıdır.

C sığaçların değeri, T_T tam karenin tamamlanma süresi, i_f foto öğenin akımı, ε foto öğenin duyarlılığı, Φ foto öğeyi etkileyen ışık akısı olmak üzere, Sığaçlarda biriken gerilimin değeri,

$$U_c = \frac{1}{C} \int_0^{T_T} i_f dt = \varepsilon \Phi_i dt = \frac{\varepsilon \Phi_i}{C} T_T \quad (14)$$

olarak elde edilir[6].

Nesn

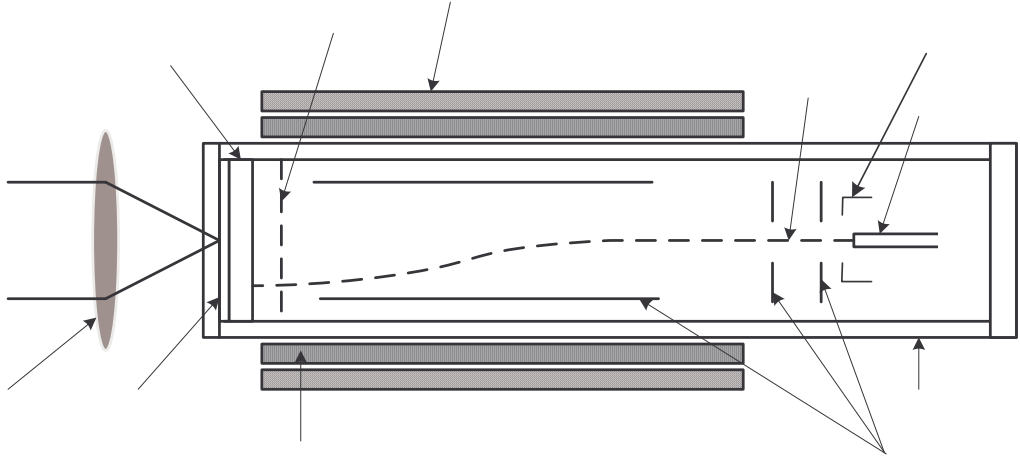
Vericide uyarılan foto öğelerin sayısı N ve saniyede tamamlanan kare sayısı n olmak üzere bir öğenin anahtarlanma süresi;

$$\tau_e = \frac{1}{Nn} \quad (15)$$

olmalıdır[6].

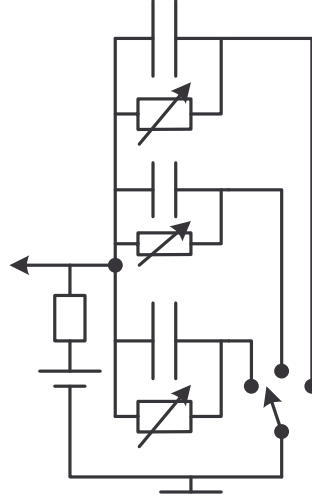
Spiral tarama yaklaşımları için yapısal uygunluk açısından başlangıç görüntü algılayıcı olarak analog tüplü algılayıcılar değerlendirildiğinden kullanılan, üzerinde deneysel çalışmalar yapılan tüplerden genel anlamda söz edilecektir.

Bir analog algılayıcı olarak vidikon tüpün genel yapısı şekil 2.6. da verilmektedir. Vidikonun temel ögesi foto hedef, foto hedefin temel ögeside foto-direnç özellikli katmandır.



Şekil 2.6 Vidicon kamera tüpünün genel bileşenleri

Vidikon tüpün işaret levhasının gerilimi (Foto hedefe uygulanan gerilim) 10–30V civarındadır ve anot geriliminden çok düşüktür. Bu nedenle elektron ışını hedefe yaklaşırken hızsız rejim sağlanır. Katottan çıkan elektron akısı odaklayıcı anot yardımıyla elektron demetine dönüştürülür. Ancak kesin odaklama, odaklama sargıları tarafından sağlanır. Saptırıcı sistemin yarattığı manyetik alan etkisiyle yönlendirilmiş elektron demetinin (elektron ışınının) hedefte raster oluşturması sağlanır.



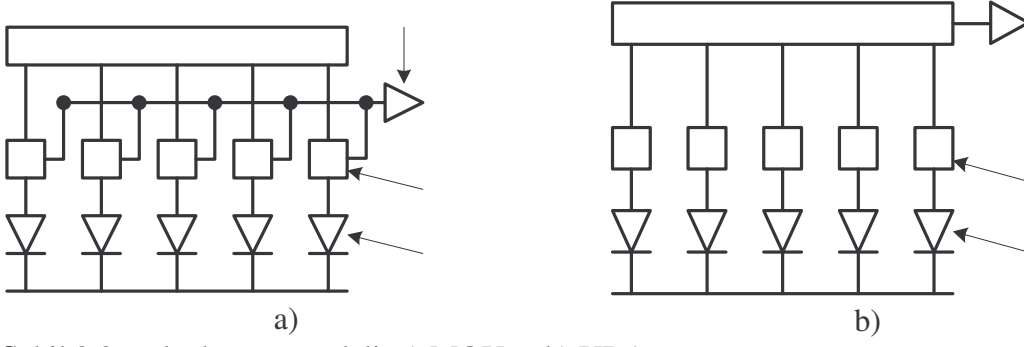
Şekil 2.7. Vidikon tüpün eşdeğer devresi [18].

Vidikonun çalışma ilkesi için şekil 2.7.'de verilen devre dikkate alınmaktadır. Burada hedefi oluşturan öğeler, $R_{ek}, C_{ek}, k=1,2,\dots$ öğeleridir. R_e ve C_e ler foto hedefi temsil eden direnç ve sığaçlardır. Öğelerin zaman değişmezi $\tau_e = R_e C_e$ dir. En fazla ışıklandırılmış öğe için kare süresine eşit veya ondan biraz küçük seçilir. Şekilde elektron ışını K anahtarı ile temsil edilmektedir. Tüpün çalışmasını üç aşamada vermek mümkündür[6].

1. aşama: T_k bir kare periyodunda nesnenin ışık akısının hedefe gelmediği varsayılın. Bu durumda hedefin dirençleri çok büyüktür. Hedefi tarayan elektron ışını tüpün katodunu hedefin öğeleri ile ardışıl olarak birleştirir. Böylece E_0 kaynağından dolayı bütün sığaçlar yüklenir.

2. aşama: Nesnenin ışık akısı hedefe iletilir. Üzerlerine düşen ışıkla orantılı olarak foto dirençlerin direnç değerleri küçülür ve sığaçlar üzerindeki yük bu dirençler üzerinden boşalır. Boşalmadan önce 0V değerinde olan sığaçların sağ levhalarındaki potansiyel bu aşamanın sonunda belirli bir potansiyel değere ulaşır. Sağ levhalarda oluşan potansiyel dağılımı *Üç Boyutlu Potansiyel Dağılımı* denilmektedir. Hedefte oluşan ÜPD görüntülenene nesnenin parlaklık dağılımına göre negatif olur.

3. aşama: Bu aşamada hedefte oluşan ÜPD, R_y yük direnci üzerinde görüntü işaretine dönüştürülür. Bunun için 1. aşamada olduğu gibi hedef elektron ışını ile taranır.



Şekil 2.9. yük aktarım modeli a) MOY b) YBA

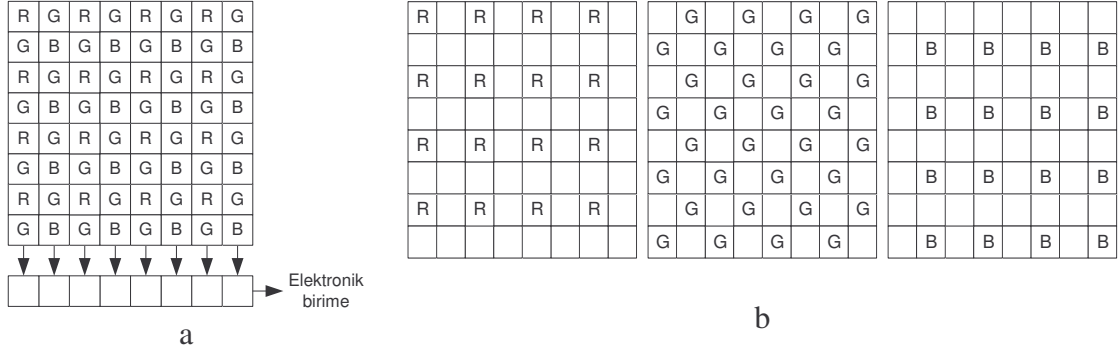
Günümüzde kamera sistemlerinde görüntü algılayıcıları YBA yada MOY tabanlı yapılanlardır. MOY'a dayalı yapılanların ışığa duyarlılıkları dah düşük olduğu için YBA lar tercih edilmektedirler.

Sayısal Kaydırmalı Kayo

Kamera sistemlerinde en yaygın kullanılan görüntü algılayıcıları YBA teknolojisi üzerine kurulmuşlardır. Bu nedenle çalışmada YBA algılayıcılar tercih edilmekte ve spiral tarama yaklaşımı YBA algılayıcı kullanan sistemler üzerinde uygulanmaktadır.

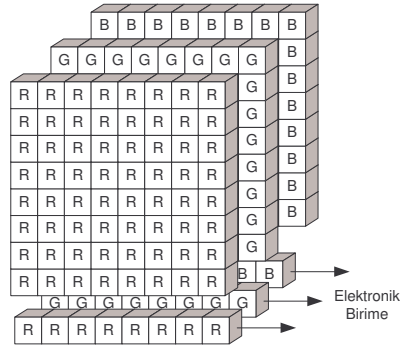
YBA algılayıcılarda ince silikon kaplı yongalar kullanılmaktadır. Bu yongalar ışığa duyarlı milyonlarca karesel hücrelere bölünmüşlerdir. (günümüzde altıgen yapıda hücreler de kullanılmaktadır.) ışığa duyarlı her bir hücre görüntü üzerinde bir piksele karşılık gelmektedir. Bu şekilde YBA'de oluşan görüntü, yatayda n ve düşeyde m sayıda matrisel formda resim elemanlarından oluşmaktadır. Bu elemanın büyüklüğü, yani birim alanda yer alan hücre sayısı doğrudan görüntünün çözünürlüğünü belirler. Bir bütün görüntü üzerinde yer alan her bir resim elemanının sonsuz küçük olması durumunda çözünürlük de sonsuz büyük olur. Ancak uygulamada hiçbir sayısal görüntü sisteminde sonsuz büyük çözünürlük olanaklı değildir. Gerçek durumda YBA'yi oluşturan her bir hücre yani resim elemanı ne kadar küçük olursa, birim alana düşen resim elemanı sayısı bir o kadar fazla olur; dolayısıyla çözünürlük de o kadar yüksek olur.

YBA üzerindeki her bir hücre sınırları yalıtkanla çevrilmiş olup üzerlerine ışık düştüğünde üzerine düşen ışık ile orantılı olarak fotoelektrik etkiden dolayı yük depolarlar. Depolanan bu yükler bir kaydırmalı kaydediciye ve oradan veri depolama birimine aktarılır. Buna ilişkin basit gösterim şekil 2.9.da verilmektedir.



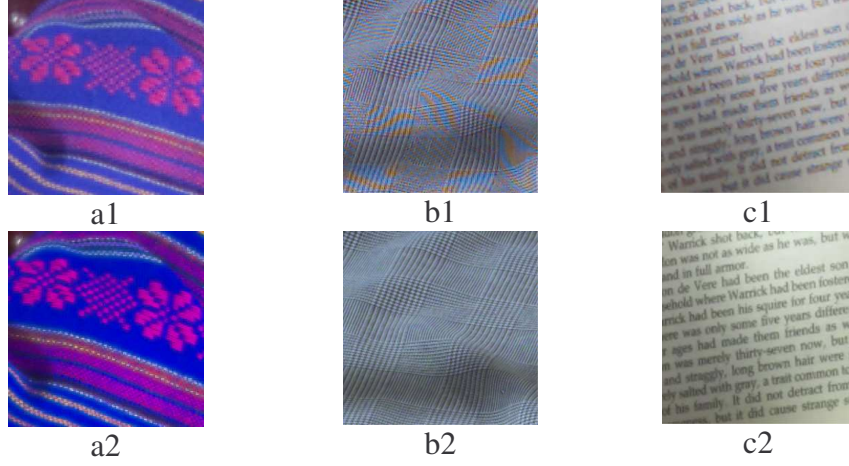
Şekil 2.10. a) Tek katmanlı YBA yonga biçimi b) Yongada her bir renk algılayıcı dağılımı

Şekil 2.10.b’de görüldüğü üzere her bir renk için oluşturulan biçimler tek başlarına incelendiklerinde aralarda boşluklar olduğu görülmektedir. Dolayısıyla görüntü yeniden oluşturulurken bu boşluklara gelen piksellerde ilgili renkle ilgili civar renkler kullanılarak bir renk parlaklık seviyesi kestirimi yapılarak bu piksellere değerler atanır. Buna bağlı olarak boşluklara ilişkin yeniden elde edilen renklilik değeri gerçek değerinden farklı olabilir. Bu etkiyi ortadan kaldırmak ve her bir pikselin gerçek rengini alabilmek için her bir renk bileşeni ayrı tabakalarda elde edilmek üzere oluşturulmuş yongalar da mevcuttur. Foveon x3 teknolojisi olarak adlandırılan bu yongalar için biçim Şekil 2.11 de verilmektedir.



Şekil 2.11. Üç katmanlı yonga biçimi

Şekil 2.10 ve şekil 2.11 de verilen iki farklı teknoloji üzerine kurulan kameralarla alınan görüntüler şekil 2.12 de verilmektedir. Burada renk bilgisi sonradan kestirilen piksellerde gerçek renklerden uzaklaşıldığı açıkça görülmektedir. Ancak günümüzde üç katmanlı yongalar MOY’a dayalı yapılardır.



Şekil 2.12. Aynı çözünürlüğe sahip yongalardan [25].

a1-b1-c1) Tek katmanlı yonga ile alınan görüntü,
a2-b2-c2) üç katmanlı yonga ile alınan görüntü

Gerçekte YBA yongaların yapısı incelendiğinde ayrıca hücreler arasındaki boşluklarında sıfır olmadığı görülür. Görüntünün bu noktalara düşen izdüşümlerinde de kayıplar olmaktadır. Bu nedenle ortaya çıkan bu olumsuzluklardan önemsenmeyecek düzeyde etkilenmek için hangi tür YBA kullanılsa da çözünürlüğünün yeterince büyük seçilmesi gerekir. Düşük çözünürlüklü bir YBA algılayıcı hücrelerine düşen görüntü örneği şekil 2.13'te verilmektedir.



Şekil 2.13. a) analog görüntü

b) YBA algılayıcı hücrelerine düşen görüntü

YBA teknolojisi üzerine kurulan sistemlerde görüntüleme mantığı ortogonal yapılara uygundur. Tüplü TV vericileri üzerine kurulan tarama yaklaşımı yüksek çözünürlüğe sahip YBA algılayıcılara uygulanmaktadır. Doğru bir arayüz modeli ve tarama yaklaşımı kurulmak koşuluyla çok yüksek çözünürlüklü YBA yapılardan elde edilen görüntülerin kullanılmasının doğru bir tercih olacağı düşünülmektedir. Bu amaçla satırlar biçiminde belleğe alınan dizinin spiral taramaya uygun formata

dönüştürülmesi de sağlanmaktadır. Tarama yaklaşımı ile görüntü sinyalinin frekans bandını olabildiğince daraltabilmek amaçlar arasında yer aldığından spiral tarama ile elde edilen görüntü sinyalleri ile ortogonal tarama ile elde edilen görüntü sinyalleri ve görüntüler analiz edilerek karşılaştırılmaktadır.

2.3. İridolojik Çalışmalar

Görüntüleri almak için kullanılan donanımların yanında görüntünün işlenmesi ile ilgili yazılım da önemlidir. İrido-tanı amaçlı dünyada kullanılan bir çok yazılım vardır. Bunlardan başlıcaları, Bexel Irina ve Russian Iridological Analysis systems irido-tanı yazılımlarıdır[23].

Görüntü işleme konusunda bütün yazılımların sonuçları yada tanıtım notları incelendiğinde günümüzde yaygın kullanılan ve bilgisayar ortamında bütün görüntü formatlarının biçimini oluşturan ortogonal tarama yaklaşımının kullanılığı görülmektedir. Bu yaklaşımlarda görüntü nitelikleri açısından bir tarama yaklaşımı seçimi yapılmamakta mevcut teknolojik donanımların doğal davranışlarına bağlı yöntemler uygulanmaktadır.

Bunlara ek olarak verilebilecek olan FYEO (For Your Eyes Only) İridolojik analiz, tarama ve raporlama yazılımında iris yüzeyinde yer alan iridolojik işaretlerin İmleç ile işaretlenmesi sonucu işaretin yerinin aç ve yarıçap olarak polar koordinatlara dönüştürüldüğü ve bu şekilde diğer irislerle karşılaştırma yapıldığı tanıtım notlarından anlaşılmaktadır. Ancak görüntü tarama ve işleme ortogonal tarama ile yapılmaktadır.

Bilgisayar teknolojisinin en önemli avantajı iris görüntülerinin işlenmesini olanaklı kılmasıdır. Bexel Irina ve Russian Iridological Analysis sistemleri İleri irido-tanı yazılımları ana iris yapısını ve geometrik parametrelerini otomatik olarak saptayabilmektedir. Bu parametreler iris alanı, pupilin konumu ve biçimi pupil sınırının biçimi ve genişliği ve otonom sinir halkasının biçimine ilişkin verileri içermektedir. Bu parametrelerin işlenmesine dayalı irido – tanısal çıkarımın ilk kısmı yüksek duyarlılıkla otomatik olarak başarılmaktadır.

Burada

İris parametresi olarak

irisin çapı, alanı, (piksel olarak)

Pupil Parametresi olarak

Pupilin çapı,

pupil çapının iris çapına oranı

Pupil sınırlarının bozulma derecesi

Pupil parametrelerinin iris parametreleri ile olan ilişkisinde

Pupil merkezi ile iris merkezi arasındaki uzaklık

Otonom sinir halkası ile ilgili olarak,

Ortalama çapı,

Çevresi,

Pupil kemerinin boyutları

Pupil kemerinin asimetrisi

Tanının ikinci evresi, seçilen iridolojik haritaya göre irisin haritalanmasına dayalıdır. Her iki yazılımda içerdiği haritalardan istenilen haritanın seçilmesine olanak sağlamaktadır. “Bexel Irina yazılımı” 9 harita, “Russian Iridological Analysis Sytsem” 7 harita içermektedir. Bilgisayarda çalışan bir iridolojist iris patolojik işaretini işaretleyebilir ve yazılım hangi sistem yada organa ait alan olduğunu belirleyebilmektedir. Yazılım elde edilen veriye dayalı otomatik olarak beslenme, fiziksel aktivite, ek olarak tıbbi araştırma ile ilgili önerilerde bulunur. Bu değerlendirmelerin sisteme eklenmesi daha çok tıbbi çalışma gerektirir.

İridolojik uygulamada modern bilgisayar teknolojileri kullanılarak aşağıdaki sorunlar çözülmüştür.

1. Görüntünün matematiksel analizinin olanaksızlığı, yansıma alanlarının konumlarının doğru tanımlanamaması,
2. dahili ışık kaynağı kullanılarak tutarlı pupil boyutlarına sahip iris görüntülerinin kalitesinin yükseltilmesi
3. iris harita topografisinin doğrulanması, otonom sinir halkasının konumu, pupilin konumu, pupil boyutları, gözün boyutları ile orantılı iris sektörlerinin otomatik algılanması.

4. küçük hareketli iris görüntüleri ile çalışıldığında aşırı zorlanma, yorgunluk durumunun ortadan kalkması ve sonuç olarak doktor muayenelerinde önemli bir rahatlık.

Böylece İrido – tanı; yüksek eğitici kapasitesi, kullanılan metodun sadeliği ve invazif olmayışı, kesinlikle zararsız oluşu, hastalık bulgularının primer nedenlerini tespit edebilme özelliği nedeniyle özellikle Koruyucu Hekimlikte tıp biliminde yeni bir durum yaratmıştır.

İris üzerinde sistem yada organ yansımalarının belirlenmesi oldukça uzun ve zor bir süreçtir. Hastalıkların araştırılması yalnızca örneğin karaciğer, kalp gibi belirli hastalıkları içerir olması değil aynı zamanda komşu organların ve çeşitli patolojik süreçlerin yansımalarını da içerir olması için güçlü bir arşiv materyali gerektirir. Aynı tür verilerin analizi, kayıt altına alınan iris görüntülerinin birkaç yıl boyunca dinamik bir gözlem sağlaması ve seçim yapabilmek için kliniksel nitelikte ve bütün durumların anatomik ve histolojik doğrulamalarının yapılması gereklidir. Bu konularda uzun süren çalışmalar yapılarak tümleşik iridolojik haritalar oluşturulmuştur.

İridolojide en çok tartışılan sorulardan biri irisin yansıma haritalarının çokluğudur. İridoloji haritalarının yaklaşık %70'i bir diğerlerine göre farklılık gösterirler. Farklılıkların yaklaşık %25'i aşağıdaki önemli etkenlerden dolayı haklı olabilirler.

1. organ yansıma sınırlarının olası kayması
2. organların yerleşimi, biçimi, boyutlardaki farklılıklar topografinin bireysel yansımalarına karşılık makul kabul edilebilir.
3. Kısmi veya tam solaklık topografik karmaşaya neden olabilir.
4. İris haritalarının çoğunda farklı organ yansımalarının superpozisyon olasılığı, bozulmalar komşu organların kaymış yansımalarından dolayı ortaya çıkmaktadır. 'irido – girişimi dikkate alınmaz.
5. Organların boyutlarını değiştiren Patolojik süreçler, organların dilate veya redükte olmasına göre iris üzerinde koordinatlar kayar.

Örnekler

Göğüs anatomisi akciğerin yukarı çıkmasına izin vermediği için akciğerin üst sınırı kararlı olup, saat kadranına göre sağ iriste 9.50 ve sol iriste 2.10 dadır. Sağda 9.00 ve solda 3.00 de olan alt sınır ise diyafram kubbesinin düzleştirmesinden dolayı aşağı doğru anlamlı bir şekilde kayarak, sağda 8.15 ve solda 3.45 e gelebilir.

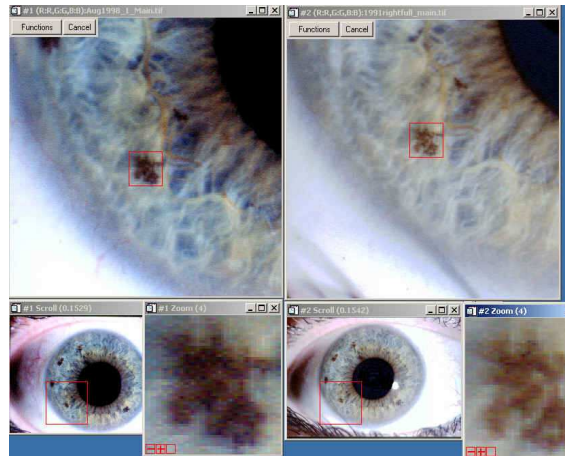
Karaciğerin yansıması 7.30 – 8.10 da iken bazı bilinen karaciğer patolojilerinde yansımanın sınırları 7.15 – 8.30 a kayabilir.

Böbreklerin sağda 5.30 – 6.00 da aralığında olan yansıması patolojinin laterality sine bağlı olarak sağda ve solda iris alanının 5.20 den 6.30 a kadar olan alanını işgal edebilir.

Kalbin, kalın bağırsağın, dalağın ve diğer bazı organların sınırlarının değişebilir olduğu da gözlenmiştir. Yer değiştirmiş sınırların yansımalarının tespit eden tekniklerin kullanılması yüksek doğrulukla analiz yapılmasına olanak sağlar.

Bilgisayar ve bilgisayar yazılımları kullanılarak tüm göz, pupil ve otonom sinir halkası otomatik olarak belirlenir ve böylece haritalar iris üzerine tam doğrulukla yerleştirilir.

Aynı irise ait CNRI tarafından yapılan biri 1991 diğeri 1998 yılında alınan iki fotoğrafa ilişkin çalışma örnekleri Şekil 2.14 de verilmektedir. Bu örnekte karaciğer rahatsızlığı ile ilişkilendirilen tek bir pigment seçilmiştir.



Şekil 2.14 CNRI yaptığı örnek çalışma [23].

Region: Region #1A [Aquamarine] [2401 points]					
Band	Min	Max	Mean	Stdev	
1	76	193	135.057893	24.627195	
2	25	192	123.391504	35.735323	
3	24	188	117.259475	37.900392	
Region: Region #1B [Aquamarine] [2450 points]					
Band	Min	Max	Mean	Stdev	
1	131	196	166.720816	11.308998	
2	142	211	175.360816	11.074362	
3	152	210	184.664082	9.641185	

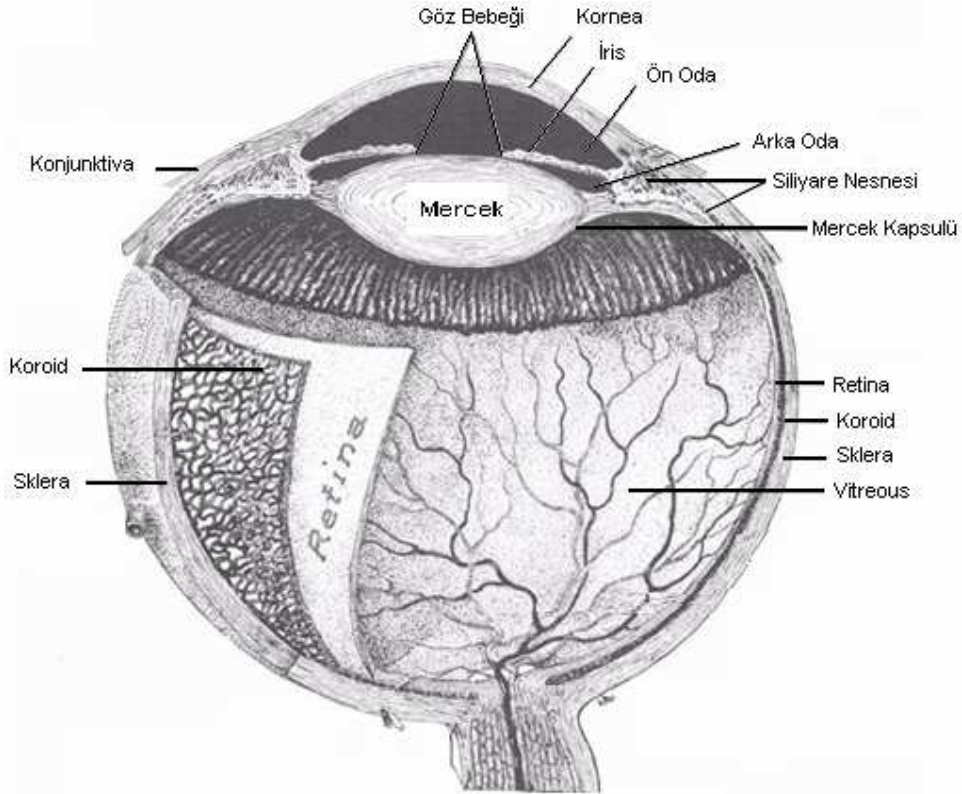
Şekil 2.15 CNRI yaptığı örnek çalışmaya ilişkin veriler[23].

3. GENEL BİLGİLER

Görüntü işleme yöntemi ve sistemine geçmeden önce ilgilenilen temel materyalin genel niteliklerinin ve iridolojik çalışmalarda işlemede ne gibi arayış olduğu konusunun açıklanmasında yarar görülmektedir.

3.1. Gözün Anatomisi

Göz üç membrane sahiptir. Bunlar Dışta fibrous, Ortada vascular ve içte retinadır. Bu membranlar gözün iç saydam yapısını çevrelerler. Fibrous membranı ince (0,3 – 1 mm) ancak daha yoğundur. Gözün biçimini tanımlar, koruyucu bir işlevi vardır ve okulomotor kasın tutunduğu yerdir. Fibrous membranı kornea ve sklera olmak üzere iki eşit olmayan bölgeye ayrılmıştır. Kornea fibroid membran alanının 1/6 sını işgal eder, saydam ve homojen düzgün, ayna parlaklığında yüzeye sahiptir. Fibroidin diğer parçası retinadır, Beyaz ve bazen mavimsi renkte olup, saydam değildir.



Şekil 3.1. Gözün genel yapısı[23]

Vasküler (Uvea) alan olarak adlandırılan orta membran iris, korpus siliyare ve koroid olarak alt bölümlenir. İris vasküler membranın ön kısmında bulunur. Korpus siliyare, iris ve koroidin arasında orta kısımda bulunur ve 8 mm kalınlığında bir halkaya benzer, sinir ve kasların uyumlu çalışmasını sağlar. Koroid arkada bulunur, vasküler alanın en büyük parçasıdır ve 0,2 – 0,4 mm kalınlığındadır.

Gözün iç membranı olan retina birçok katmandan oluşur. Işığın algılanmasında, fizyolojik sinyallere dönüşümünde ve beyine impulsların aktarılmasında özel işlevlere sahip farklı hücreler bu katmanlarda yerleşirler. [1], [2] , [23].

Gözün iç çekirdeği saydam ortamlar içerir, Işığı kıran Vitreous, Lens ve gözün içini dolduran aqueous humor. Iris ve pupilin arkasında ve önünde yer alan iki oda vardır. Işığın kırılmasında yüksek parametrelere sahip olan Lens göz membranından, bir kapsül tarafından örtülerek yalıtılmıştır. Vitreous gözün önemli bölümünü doldurur; %99'u su, kollajen fibriller, protein ve hyaluronik asit içeren saydam akışkan jeldir.

3.2. Gözün Ön bölgesi – İridolojik Çalışmaların Nesnesi

İridolojik kararlar gözün ön kısmındaki incelemelere dayalı olarak yapılır. Bu ön kısım iris, kornea, skleranın bir bölümü, konjunktiva (gözün korneaya kadar kısmını ve gözkapaklarının iç yüzünü örten ince membran), lensin görülen kısmı ile ön odadan oluşur. İris, normal koşullarda saydam olan ön oda sıvısı tarafından korneadan ayrılır. Pupilden izlenen Lensin görülebilen kısmıdır.

3.2.1. İrisin Anatomisi

Vasküler membranın ön kısmı olan iris, irido-tanı açısından en önemli kısımdır. Hemen hemen bütün irisler yarı saydamla örtülmediği sürece ve siliyare sınırlarının çevresi dışında görsel olarak incelenebilir. İris ince bir biçime sahiptir. Hemen hemen dairesel olan iris yuvarlağı yatay ekseninde 9 – 11 mm olup düşey ekseninde bundan %4 daha azdır. İrisin merkezinde pupil olarak adlandırılan yuvarlak bir açıklık bulunur. Işığın göz içinde dağılımı, ışık miktarının düzenlenmesi ve diafram işlevi yönünden çok önemlidir. Pupilin boyutları 1 ile 8 mm arasında ışık akısının yoğunluğuna bağlı olarak her zaman değişir. Fizyolojik olarak çapı 3mm dir.

İris, ön – mesoderm ve arka – ectoderm kısımları olmak üzere alt kısımlara ayrılır. Ön mesoderm katmanı dış sınır katmanı ile irisin stromasını içerir. Arka ectoderm katmanı dilator olarak gösterilir; iç sınır ve pigment katmanlarından oluşur. Sphincter, ectoderm katmanına ait olmasına rağmen embriyogenik gelişim süresince stromaya yerleşir. Mesoderm katmanının bir kısmı iç kısma doğru kıvrılarak ve pupil kenarlarında irisin ön yüzeyinde ince pupiller sınır meydana getirir.

Dilator(gevşetici) ve sphincter(büzücü) pupilin hareketlerinden sorumludur. Dilator, protozoa organizmalarında da bulunan ilkel muscular-epiteli hücreler grubuna aittir. Bunlar iğ biçiminde hücrelerdir. Her bir hücrenin arka bölgesi çekirdek ve pigment, ön bölgesi ise kontraktıl fibril içerir. Dilatorün Muscular fiberleri (kas lifleri) pupilin hemen yanında olur. Pupil kenarının yaklaşık 1,3 mm uzağında, kalınlığı 1mm olan dairesel biçimdeki sphincterin muscular sistemi ile buluşur. Sphincter düz kaslar tarafından biçimlenir. İki muscular sistem olan sphincter ve dilator özel kas lifleri ile bağlıdır.

İris her biri özel yapıya sahip bir çok damar içerir. Arterial yapı oftalmik arteri sistemi tarafından biçimlenmektedir. Oftalmik arteriden dallanan iki uzun posterior siliyare arter sklera içine girer. İrisin periferel bölgelerinde anterior kısa siliyare arterleriyle birleşirler ve daha büyük arterial daire biçimi alırlar. İrisin radyal damarları pupile doğru büyük arteriyel daireden başlarlar. Pupil kenarlarından yaklaşık 1,5 mm mesafede radyal damarlar birbirlerine bağlanarak irisin minör arterial dairesi biçimini oluşturur ve kırıklı hatlara benzer görüntü verirler. Bu hat otonom sinir halkası, collaratte (yakalık), frill (fırfır) yada fringe (saçak) olarak adlandırılır. Pupil kenarları ile otonom halka arasında kalan bu iris bölgesi pupillary kemeri, Otonom halka ile iris kenarı arasında kalan alan siliyare kemeri olarak adlandırılır. Otonom halka, pupil ile siliyare kemeri arasında sınırdır.

İrisin sinir sistemi sympathetic, parasympathetic ve trigeminal sinirler tarafından oluşturulur. Siliyare ganglion gözde yer alır. Oculomotor sinirlerden gelen parasympathetic motor fiberleri kısa radixler olarak siliyare gangliona girerler. Nasosiliyare sinirlerinden (Oftalmik sinir sistemi) gelen algılayıcı fiberler uzun radixler olarak siliyare gangliona girerler. İç carotid arteri ağından dallanarak gelen sympathetic fiberler orta radixler olarak siliyare gangliona girerler. Omur ilikde irisin sympathetic

innervation ının merkezi cilio – spinal merkez olarak adlandırılır(Budge's). Siliyare gangliyon'dan gelen 4-6 ince sinir fiberleri (kısa siliyare sinirleri) karışık sinirlerdir. Peri – siliyare alanda sinirler çok duyarlı dairesel sinir ağırları oluşturur. İrisin içine yayılan bunların fiberleri, sinir uyarımlarının bütün türlerini sağlarlar[1], [2], [23].

3.2.2. İrisin Histolojisi

İris karmaşık histolojik yapıya sahiptir. Bir çok katmandan oluşmaktadır. İki ana katman mesoderm ve ectoderm'dir. Mesoderm, arterior (ön) epitelium, yüzeysel mesoderm katmanı, derin mesoderm katmanından oluşur. Ectoderm iki pigment katmanından oluşur.

Anterior epithelium, squamous(yassı) hücreleri tarafından biçimlenir. Yüzeysel katman sınırının Kallojen fiberleri dar çubuklara benzerler. Derin bağlantı dokusu radial damarlar içerir ve fiberleri bu damarlar etrafında yoğunlaşmıştır. Buralarda plasmatik, pigment hücreleri ve makrofajlar vardır. Pigment hücreleri melanocytes (eski terminolojiye göre chromatophores) olarak adlandırılır. İrisin rengini belirler; göze parlak renk sağlayan gümüş guanaphores ve altınimsı xanthopores içerirler. Pigment fucine bağlı olarak renkten bağımsız olarak arka (posterior)epitelyumium tüm irislerde yoğun renklenmiştir

Bilim adamları 7 tip doku hücresine göre iris dokusunu sınıflandırır. Fibroblast ve melanositlerin yanı sıra mast hücreleri, makrofajlar, melanofajlar lenfositler ve 'lump' (küme) hücreleri vardır. En yaygın hücrelerden fibroblastlar damarlar ve sinir fiberleri boyunca yoğunlaşmıştır. Kollegen fiberler irisin destek yapısını oluşturur. İris dokusunun belirli özelliği kan damarları adventiası (dışdamarkatmanı) boyunca toplanan melanositlerdir[1], [2], [23].

3.2.3. İris Yüzeyinin Biyomikroskopik Karakteristikleri

İrisin ana bileşenleri pupil, pupil sınırları, pupil kemeri, otonom halka, siliyare kemeri ve irisin radixleridir. İrisin temel karakteristikleri rengi, deseni (patterni) ve yüzeyinin rölyefidir. Normalde irisin rengi açık gri yada açık maviden koyu kahverengiye kadar içerdikleri pigmentlere bağlı olarak çeşitlilikler gösterir. İrisin desen ve rölyefi trabeküller tarafından oluşturulur.

Trabeküller iris dokusunun radyal doğrultuya sahip olan fiberleridir. Trabeküllerin bu doğrultusu kan damarlarının yönlendirilmesine bağlıdır. İrisin dantel tasarımını birçok trabeküller belirler. Yakın yerleşen trabeküllerin sayısı çok olan irislerde (genellikle koyu kahverengi gözlerde) bu tasarım belirgin değildir ve yüzey homojen görünür. Bazı durumlarda trabeküller küçük gözeneklere ve radial olmayan doğrultuya sahip olabilir.

Dokuda baklava dilimi biçimindeki boşluklar lakuna olarak adlandırılır. Siliyare kemerinde eşmerkezli çukurlar bulunabilir. Bunlar kasılma izleri (contraction furrows) olarak adlandırılır.

İris rölyefinin biçiminde otonom sinir halkası önemli rola sahiptir ve genellikle irisin diğer bölgelerinden daha öne çıkar. Bütün yapıyı daha belirginleştirdiği için yandan aydınlatılan iris rölyefini incelemek daha iyidir.

İrisin yüzeyi ve sözü edilen bütün bileşenleri iridolojik çıkarımlar yapmak için ana enformasyonu sağlar. Her bir bireyin irisi kendisine özeldir.

İris, parmak izinden daha güvenilir ayırt edici olarak dikkate alınmaktadır.

3.2.4. İrisin Fizyolojik İşlevleri

İris bir çok fizyolojik işleve sahiptir. Çoğu hekim irisin ana işlevini görme analizörü olarak çalışması ve göze lensden geçerek yayılan ışığın perdelenmesi olarak kabul eder. Işık akısının artırılması gerekiyorsa pupili açarak, tersi durumda pupili kısarak bir diyafram gibi çalışır. Bu hareketlerden iki kas sorumludur. Bunlar radial doğrultuya sahip muscüler – epithelial hücrelerce oluşturulan dilator ve pupilin yanında yerleşen dairesel biçimli yapıya sahip düz kaslar tarafından biçimlendirilen sphincter dir. Dilator, oculomotor sinirler tarafından, sphincter ise sympathetic sinirler tarafından innerve edilir. Her iki kasta trigeminal sinirlerden gelen duyuşal uyarılar alırlar.

İris aynı zamanda aqueos humor'un geri çekilmesi ve üretiminde siliyare nesnesine eşlik eder. Sıvı bileşenler iris damarları ile gelirler. Dokuda göz odası ile derin yapı arasında iletişimi sağlayan mikroskobik gözenekler vardır. Gözün normal işlevi için

aqueos humor'un değişmez sıcaklıkta tutulması gerekir. Iris, damar çaplarını değiştirerek ısı düzenlemede aktif yer alır.

Pupillary sınırının, gözün iç yapısının ve lensin korunmasında özel önemi olduğu dikkate alınır. Lense yakın yerleşen bu çalılığa benzer şekillenen yüksek pigmentli yapı güçlü bir ışık izolatörüdür.

3.2.5. İrisin Anomalileri

Doğuştan irisin hypoplazisi: Embryogeny döneminde daha çok mesoderm bölgesinde iris dokularının gelişmemiş olmasıdır. Aniridia bir ekstrem durum olarak çok ender de görölse, iris gelişiminin tamamlanmamasıdır.

Coloboma: irisin anormal şekillenmesi, bu durumda pupil armut biçiminde olur. Bu tek yada çift taraflı olabilir. Coloboma göz travmasının bir sonucu olarak da gelişebilir.

Pupilin pigment sınırlarının Hypertrofisi: Çıkıntı ve kabarık biçimli flocculi olarak adlandırılan pigment hücrelerinin haddinden fazla artması sonucu olur. Bazen flocculi ayrılır ve ön odanın aqueous humoruna doğru ilerler.

Pupilin yerleşme anomalisi(correctopia): İriste pupilin anormal konumudur.

Çoklu pupil (polycoria): iriste 1 den fazla pupil olması.

Melanosis: İrisin mesoderm katmanının hiper pigmentasyonudur. 3 karakteristik semptomu sahiptir; göz fundusunun koyu mavi-kurşun (slate) rengi, koyu mavi-gri (slate) kuşak biçiminde skleranın pigmentasyonu ve koyu iris rengi. Bu tek taraflı yada çift taraflı olabilir. İris rölyefi düzleşmiştir. Yüzey çoklu noktalar biçiminde toplanan pigmentlerden oluşan kadife gibi görünür.

Albinism (doğuştan leukopaty): irisin melanositlerinde pigmentler yoktur. İris grimsi – kırmızı rengine sahiptir. İris albinismi saçların depigmentasyonuyla birlikte olur.

3.2.6. İris Hastalıkları

İrisin iltihabı / İridocylitis: irisin , iris ve siliyare nesnesinin ki bu daha sık görülür farklı etkenler nedeniyle iltihablanmasıdır.. Kronik ve akut, exogenous ve endogenous, lokal ve yaygın olmak üzere sınıflanır. Enflamasyonun karakterine bağlı olarak serous a geçen, exudative, fibronous plastic, purulent(irinli), hemorrhagic (kanamalı)olarak sınıflanır.

Fuchs sendromu: göz enflamasyonu olmadan kornea üzerinde çökeltili semptom kompleksi, katarak gelişimi, irisin hypoplasiası, en önemlisi glokom(göz içi basınç artışı) gelişimi.

İrisin temel mesoderm dystrophy si: Bu uvopati pupilin ectopic konumu ile karakterize edilir. Pupil alanında pigment katmanlarının yerinde olmamasıdır.Bu hastalık sympathetic sinirlerin patolojik durumu ile ilişkilidir.

Glaucoma sendromu – cyclitic crises: intraocular (göziçi)basıncın akut artış ve kornea ödemi ile birliktedir.

3.2.7. İrisin İyi Huylu Tümörleri

Leiomyoma: sarımsı pembe ya da açık kahverengi tümör, irisin düz kaslarında gelişir. Sınırları belirgin değildir.

Neurofibromas ve neurinomas: nadir görülen tümörlerdir, iriste açık sarı yada daha koyu nodüller nodüller olarak görülür.

Nevus: Pigment polimorfik tümör, iriste genellikle iyi ayırt edilir. Zamanla nevus melanomaya dönüşebilir.

Kist: Torba biçiminde açık kahverengi ya da gri-kahverengi renklerde dir. Doğuştan olabilir ancak daha çok göz travmalarına bağlı olarak gelişir.

İrisin kötü huylu tümörü, melanoma: sınırları bulanık ,kahverengi yada koyu kahverengi renkte kötü huylu tümördür, iris yüzeyinde üzerinde gelişir[1], [2], [23].

3.2.8. Gözün Ön bölgesinin En Yaygın Patolojileri

Conjunctivitis: farklı etiology lerden dolayı conjuctivanın enflamatuar hastalıklarıdır (bakterial, viral, alerjik, oto-immün v.b). Çok miktarda hiperemik kan damarlarından dolayı sklera kırmızı renkte olur. Peri- korneal alanda daha hafiftir.

Keratitis: farklı eetyolojilerden dolayı korneanın iltihabi hastalığıdır. Peri-korneal (kornea çevresinde)damarlar hiperemiktir(fazla kanlanmışdır), kornea ülseri, ön odanın aqueous humoruna yayılma ve irin boşalması oluşabilir.

Katarakt: Lensin bulanıklaşmasıdır.

3.2.9. İris Üzerinde Yapısal, Refleks ve Pigment İşaretler

Yapısal, refleks ve pigment patolojik işaretler iridolojik olarak çok bilgi içeren işaretlerdir. Bunlar patolojik süreçlerin yeri hakkında bilgi sağlarlar ve onların mekanizması, karakterleri ve patolojinin evresi ve harabiyetinin değerlendirilmesine olanak sağlar. Çoğu bilim adamı bu işaretleri topo – sitabil ve topo – labile ve mümkün olduğunca doğuştan ve sonradan kazanılmış olarak sınıflandırır.

Pigment benekleri ve yapısal değişiklikler, iris dokusundaki kusurlar, geri dönüşsüz işaretlerdir.. Bu işaretler organın yada işlevsel sistemin yetersiz aktivitesini işaret ederler. Oluştuktan sonra bireyin bütün yaşamı boyunca iris üzerinde kalırlar ve doğumsal olanlar kalıtsal bir rahatsızlığa eğilimi işaret eder.

İris renginin parlaklığı, cüruf, radyal refleks işaretler ve bazı toksik benekler değişebilir iridolojik işaretlerdir. Doğru bir terapiden sonra biçimlerini değiştirirler ve tümüyle kaybolabilirler.

Topo- semptomlar gibi belirli organlara birincil olarak ait olduğu yorumlanan, iris üzerinde tesbit edilmiş işaretler vardır. Bu türde birkaç işaret varsa, bunların sistemik süreçleri analiz edilir yada metabolik süreçlerin değişiminden dolayı çok önemli bir bozulma olarak açıklanır.

Lokal ödem ve iris stroma alanının sertleşmesi iris yapısal değişiminin ilk evrelerinde meydana gelir. Sonuç olarak bazı fiberler genişler. Ödemin ortadan kalkmasından sonra yoğunluğu azalan bir iris sektör alanı kalır.

Dr. Bernard.Jensen's teorisine göre, doku azalması ve ara fiber aralıklarının artışı lakuna şekillenmesinin başlangıç evresidir.

Akut enflamasyon evresi yaralanan organın yansıma bölgesinde radyal fiberlerin şişmesi ve dağılımı ile karakterize edilir. Trabeküller doğrusal yönlerini, dalgalı biçimlerini, spiral, burğu biçimlerini kaybederler..

Değişen trabeküler yapıya sahip stroma, çevresindeki stromaya göre daha silik görülür. Açık renkli irislerde bu alanlar yeşilimsi gölgelenmelere sahip olabilen beyazımsı renktedirler. Kahverengi irislerde ise bu alanlar sarımsı kirli yeşil yada gri renkte olurlar. Bu dokunun lokal görülmesi bu iltihabi sürecinin ilk başlangıçlarını işaret eder ve bu hadise hastalığın klinik semptomlarının oluşmasından çok daha önce ortaya çıkabilir. Trabeküllerin sert ayrılması durumunda aralarındaki boşluklar açık irislerde daha koyu renge sahip olurlar. Dolayısıyla bu doku kendisini çevreleyen dokudan daha koyu renge sahip olur. Koyu irislerde bunu görmek daha güçtür. Eğer bu evrede durum tesbit edilebilirse irisdeki belirlenen değişiklikler geri döndürülebilir.



Şekil 3.2. İris üzerinde oluşan lakuna [23].

Enflamatuvarın ileri evresi trabeküllerin şişkinliğinin artması ve onların radyal yönünden sapması ile karakterize edilir. Yarıkların genişlemesi yüzeysel lakunaların

(baklava dilimlerinin) oluşmasını sağlar. Alt kısmı gözenek ve kafes biçimine sahip olabilir. Lakuna oluşumundan hemen sonra geometik biçimini kaybetmeye başlar ve boyu esneyerek ve derinleşir. Çok koyu renkli lakuna tabanının görülmesi organ doku harabiyetinin işaretidir.

Alt akut enflomasyon evresi hastalığın iyileşmeye başladığını, organdaki metabolik kaybın düzeldiğini ya da hastalığın kronik aşamaya geçtiğini gösterir. Bu evrenin 3 tipik özelliği vardır.

Trabekulerin kabarıklığı azalmaz fakat rengini geri kazanmaya başlar ve beyazımsı gölgeler kaybolur.

Lakuna daha fazla derinleşmez yada çok az bir miktar derinlik kazanabilir.

Lakunanın çevresinde ve bazende lakunanın tabanında serpiştirilmiş koyu pigmentler belirir.

Ufak büyütme ile görüntülendiğinde tüm bu oluşumlar akut evredekinden daha koyu renktedir.

Kronik enflamasyon evresinde 3 özellik vardır;

Fiberlerin kabarıklığı yavaş yavaş azalır.

Lakunaların genişliği artar, sonunda poligonal formunu kaybederek daireselleşir.

Lakunanın görüntüsünde pigmentlerin miktarı artar ve yoğun koyu renkli hale gelir.

Bazı alanlarda iris yoğunluğu azalır, birim alana düşen fiberlerin miktarı diğer sektörlerdekinden daha az olur, bu alandaki fiberler kıvrılır. Bu durumda fiber aralıkları artar.

İris dokusunun soluklaşması, henüz tesbit edilmemiş organ yapı değişikliğini ve patolojik süreç sonrası kalan hasarı gösterdiği gibi bazı vakalarda organın fonksiyonel zayıflamasını da gösterir.

Doku hasarı bükülmüş fiberlere bazende sınırlarında sertleşmiş fiberlere sahiptir. Bu bükülmüş yumaklaşmış fiberlerin renkleri beyazdan sarımsı kahverengiye kadar çeşitlilik gösterebilir.

Lakunalar enflamasyon ve dejenerasyonun işaretleri olan trabeküllerin ayrılması, kırılması, şişmesi sonucu biçimlenen iris dokusundaki çukur şeklindeki çökmelerdir. Bunlar, boyutları, derinlikleri, biçimleri, konumları, renkleri, sınırlarının durumu, tabanları ve açılara göre değerlendirilirler. Bunların diğer organlarla olan diğer kombinasyonları ve otonom halka ile olan ilişkisi tanı için ve aynı zamanda lakunanın sınıflandırılması için çok önemlidir.

Lakunalar boyutlarına göre büyük, orta ve küçük olmak üzere sınıflandırılırlar. İridolojide lakunanın boyutlarının kestirilmesi göreceli öneme sahiptir. Temel olarak iris dokusundaki bozulmanın büyüklüğü büyük patolojiyi düşündürür. Fakat bu her zaman doğru değildir. Görüldüğü kadarıyla boyutlar organizmanın tepkisine, lakunanın konumuna ve iris türüne bağlıdır. Örneğin vertebro-basiler bölgedeki ufak bir lakuna, muscle bölgesindeki daha büyük bir lakundan daha ciddi bir durumu ifade eder.

Lakunalar öncelikle derinliklerine göre (derin-orta-yüzeysel) sınıflandırılırlar. Daha derin bir lakuna gösterdiğinden daha çok şey ifade eder. İriste lakuna derinliği inflamatuvar sürecin akut subakut ve kronik olarak dolaylı değerlendirilmesini sağlar.

Patolojik süreç evreleri daha çok lakuna rengi ile değerlendirilir. Sınırların lokal belirsizleşmesi akut enflamasyonu, koyulaşması ise sub-akut evreye yada kronik sürece geçişi işaret eder. Lakuna tabanı kafes biçiminde, radial çizgilerle kaplı, gümüş serpiştirilmiş, tek tonda ya da çok tonlarda olabilir. Lakuna tabanında yer alan irisin açık radial dokusu akut tahrişi gösterir. Açık kırmızı vasküler işaret ilişkili olduğu organın artan tahrişi için, gümüş serpintisi spastic süreç için, kafesli yapı ve ağ biçimli işaretler neurosis için tipiktir.

İlk iridoloji yayınlarında şimdiki bilim adamlarının ana lakuna tipleri olarak ifade ettiği “hücre”, “cryptalar”, delik işaretleri ifade edilmiştir.

Reflex işaretler J. Deck’e göre vasküler (damarla ilişkili) işaretlerdir. Radial doğrultuya sahip vasküler işaretler çevresel etkilere bağlı değişebilen (phenotypic)

tabiattadır. Bu işaretler birkaç gün yada birkaç ay boyunca aynı zamanlarda ortaya çıkan ve aynı zamanda da kaybolan topo – labile işaretlerdir. Yatay yapıda olanlar kişiye özel yani genotypicaldir ve değişmez.

Aşağıdaki belirtiler refleks iridolojik işaretlere aittir.

Tahriş fiberleri: beyaz hatlar olarak adlandırılan hafif kabarık radyal trabecullerdir. Organın işlevsel kaynaklarının sınırlandığını gösteren komplikasyonu işaret eder.

Radyal vaskülerizasyon: parlak kırmızı radyal damarlar. İlgili organdaki aşırı kanlanmayı da kapsayan iritasyon varlığında gözükür.

Bükülmüş fiberlerle olan trabeküller:

Eğilmiş yöne sahip trabeculesler: karşılık düştüğü organın tahrişini ve büzüşmesini, olası kaymasının gösterir. Bu işarete aynı zamanda saç kıvrımı veya bukle denir. Gerçektende iris kenarından otonom halkaya doğru düzenlenmiş sarı saç görünümüne sahiptir.

Enine hatlar: enine, normal radyal yöne göre yatık doğrultudadırlar. Bu enine trabeculler ağaç dallarına, geyik boynuzlarına benzer şekilde dallanırlar. Doku değişiminin tipik göstergesidirler.

Enine Vaskülerize hatlar: bir önce sözü edilenlere benzerler ancak soluk kırmızı renktedirler. İlişkili olduğu organdaki aşırı kanlanmayı ve olası doku değişimini işaret ederler.

Toksik Benekler, köşeli sınırlara sahip, keskin ve homojen yapıda büyük beneklerdir. Genellikle iris üzerinde bu türde bir çok benek vardır. İris dokusu üzerinde tutunmuş gibi görülürler ve çoğunlukla koyu renklerde (koyu kahverengi, koyu kırmızı) ve sarı-portakal olurlar.

Toksik benekler genellikle organizmanın koruyucu gücünün azaldığını işaret ederler.

Bir çok iridolojist farklı endogenik veya exogenik toksinlerle organizmanın zehirlenmesinin bir sonucunu işaret ettiğine inanır.

Bazı iridolojistler de kanser ve kanser öncesi şüphelerin bir işareti olarak dikkate alırlar.

İriste Pigment Benekleri ve Pigmentasyon: her hangi bir temel yapıdan farklı renklenen yabancı pigmenttir. Temel renk renklerle yapılan yapısal düzenlemenin bir parçasıdır. Oysa yabancı renklenmenin patolojik – fizyolojik bir kökeni vardır.

Yabancı pigmentasyon çoğu zaman bir hastalığın işaretçisidir ve bir çok vakada meydana gelir ve geri dönüşümlüdür. İrisin temel tonu değişime uğramaz. Bu genetik olarak belirlenmiştir. Bu pigmentler genotipik yani sabittir.

İris analizi yoluyla aşağıdaki ayrımlar yapılmaktadır.

Eksogen yabancı pigmentler vücuda dışarıdan alınır. Bunlar iyot, gıda boyaları, civa, salmonella bakterisi, barbituratlar, aşılarda vs. içerirler.

Endogen yabancı pigmentasyonların kökeni böbrek, karaciğer, safra kesesi ve pankreas rahatsızlıklarından oluşan Formun Üstü vücuttaki toksinlerdir. Aynı zamanda histaminler ve tryptophane sentezleri bu pigmentasyonlara neden olurlar. Yabancı pigmentasyonlar çocuklarda nadiren hastalık işaretleri olarak ortaya çıkarlar, ergenliğe doğru görülürler. Kalıtsal psorik yapılarda bazen ergenlikten önce görülür.

Sarı pigmentler uric acid diathesis için hastalık işaretçisidir. Bu pigmentler en fazla lymphatic türlerde gelişir. Sarı pigmentler böbrek yetersizliğinden dolayı oluşur ve renal bölgede yada intestinal bölgede birikir. Kandaki çöküntüden meydana gelen diğer uro – bileşikler saman sarısı renginde saydam pigmentler, kahverengimsi renkler, kama biçiminde farklı renklenmiş alanlar, böbrek üzerinde sektörel sarı pigmentler olarak belirirler. Sarı- gül renkli pigmentler intestinal bölgede ortaya çıkarlar. ve uro-roseine yi işaret ederler.

Cerebral bölgedeki sarı – kahverengi pigmentler apoplectic atağın başlangıcını gösterebilir.

Sarı – orkide – kahverengi pigmentler genellikle dalak bölgesinde bulunurlar ve çoğunlukla yaşlı insanlarda meydana gelirler. Lipo – fuscini birikim evresi pankreatik organ işaretleri olmayan diyabetin başlangıç evresinin sonlarına eşlik ederler.

Tar (Katran) Pigmentler ve Kahverengi Pigmentler

Tar Pigmentler kahverengi pigmentlerin tabakalarının birikimiyle gelişir . Eğer pankreas yetersizliği oluşursa kahverengi pigment birikimi oluşur. kahverenginden tar rengine geçiş uzun yıllar alır.Bu pigmentler ağırlıklı olarak sindirim kanalında bulunur ve kansere yatkınlığı ifade eder.

Lipofuscin pigmentler yada diğer adıyla hasar pigmenti, demir içermez ve lipidlerle ilişkili olarak görülür. Bu deride, elin arka yüzünde, yüzde, irisin arkasında meydana gelirler. bu pigmentler yaşlanmayla artarlar.

Haemachromatizede saydam kahverengi renklenmeler senil iris varsayılır. Bu pigmentler karaciğer yetersizliğinde ortaya çıkar.

Fuscin pigmentler sarı – kahverengi pigmentlerdir. Karaciğer – biliary ve/veya pankreatik head sektöründe görülür. Fuscini karaciğerde hemoglobinin yıkılımı süresince ve derivelereinden gelişen maddelerdir.

Rufin Pigmentler kırmızı lekelerle dolu kahverengimsi pigmentlerdir. Bunlar karaciğer – biliary alanında yatay olarak ortaya çıkarlar. Bu bir kanser öncesi durumun belirteçidir.

Yabancı pigmentasyonu olan irisin iyi huylu siğili sıklıkla melanotik pigmenter değişimi olan iris dokusundan öne çıkar.

Pigment benekleri toksik olanlardan daha az renklenmiş, daha az keskin ve daha az pürüzlü görünürler. Bunların sınırları lineer yapıda değildir ,az yada çok dairesel biçime sahiptirler. Pigment benekler her zaman iriste çok önemli teşhis işaretleri olup , organizmadaki patolojik süreçleri işaret ettikleri düşünülmektedir.

Pigment benekleri rezidual (koyu ve parlak) ve gerçek pigment benekleri olarak iki alt gruba ayrılır. Rezidual benekler ilişkili organlardaki patolojik süreçlerin sonunun belirticidirler ve bu nedenle konusal öneme sahiptirler. Konumlarına bağlı olarak (iris radiksinden otonom halkasına kadar) bu benekler aşağıdaki süreçleri gösterebilirler.

İleri dermatosis (radiksde toplanması durumunda)

Skatrize yara

Eski kemik kırıkları (eğer noktalanmalar çevresel veya extermite bölgelerde ise)

Dokunun sertleşmesi (örn. Akciğer dokusunun)

Taşlar (safra kesesinde, böbreklerde)

Çeşitli pigment formasyonlarının büyük bir grubu gerçek pigment benekleri olarak adlandırılırlar. Bunların renkleri, boyutları, biçimleri, yoğunlukları klinik değerlendirmeler için önemlidirler. Bunlar iris yüzeyinin önemli bir kısmını örtebilirler. Fakat bunların granular yapıları her zaman dikkatli incelemelerle tesbit edilebilir. Örneğin pigment beneğinin birincil bileşenleri kolaylıkla ya da zor ayırt edilebilen granüllerdir. Pigment beneklerinin, yüzeysel ve parlak olmasıyla koyu ve büyük olması gibi farklılıklar üzerine kabaca bir değerlendirme yapılarak organ yaralanmalarının değerlendirilmesi mümkündür. Temel olarak pigment beneklerinin ortaya çıkması, enflamatuvar ve bozucu süreçlerin, travma ve tümörün ortaya çıkmasından farklı değildir. Ağrı sendromunun eşlik ettiği herhangi bir enflamatuvar, travmatik, toksik ve diğer süreçler irisin belirli bölgelerinde pigment beneklerinin oluşmasına neden olur. Bu gerçek kesin olmayan tanılarda göz önünde bulundurulmalıdır. İrisin lokal pigmentasyonu yaralanmanın topografyasına göre olur. Fakat hastalığın karakterine doğrudan bağlı değildir.

Daha çok pigment beneklerinin görüldüğü ve yaşa bağlı 5 yansıma alanı elde edilmiştir. Esophagus (yemek borusu), safra kesesi, duodenum (oniki parmak bağırsığı), ince bağırsak, rectum. Cerebral hemispheres, thyroid gland, kalp, mide, karaciğer, apandixden oluşan diğer 6 yansıma alanlarında bütün yaş gruplarında olmamakla birlikte bu oran da artar. Orta yaşlı insanlarda pigment benekleri turuncus

cerebri, akciğer, pankreas yansımaları daha sık görülür. Genç insanlarda pigment benekleri en fazla adrenal gland ve böbrek yansımalarında görülür.

Genellikle pigment beneklerinin sınıflandırılması aşağıda verildiği şekildedir;

Açık, koyu, kahverengi – kırmızı, kırmızı ve tütün türleri olmak üzere. pigmentler 5 ana grubdur.

Açık pigmentlerin 5 çeşidi vardır ve herbiri 4 türe sahiptir.

Koyu pigmentlerin 2 çeşidi vardır.

Kahverengi – kırmızı pigmentlerin 3 çeşidi vardır.

Tütün pigmentleri iki alt türe ayrılır, pigmentlerin en son ve en büyük grubudur. Bu en büyük grup içinde biçimlerine göre 5 ayrı şekil vardır. Üçgen, çubuk, balık kuyruğu, dairesel ve küçük gruplar biçiminde farklılık gösterirler. Üçgen biçimindeki büyük pigmentler 2, Çubuk biçimindeki pigmentler 4, balık kuyruğu biçimindeki pigmentler 4, dairesel biçimdeki pigmentler 4, küçük gruplar 5 çeşide sahiptirler. Sonuç olarak 33 farklı türde iris pigment benekleri vardır. (bunlara toksik ve doğuştan farklı renklenme olanlar dahil değildir.)

Pratik olarak I. Deck tarafından tanımlandığı şekilde pigment spotlarını 5 tür altında verilmesi de mümkündür.

Siyah tar pigmentler, patolojik süreçlerin kronik eğilimini yansıtır.

Kahverengi pigmentler, metabolizma ve karaciğer fonksiyonlarının bozukluğuna bağlı pankreas yetersizliğine eğilimi işaret eder.

Sarı – kırmızı pigmentler, karaciğer – dalak sendromunu gösterir.

Sarı pigmentler, böbrek işlevlerindeki bozukluğu gösterir.

Altınimsı granüler pigmentler, thyroid gland fonksiyon bozukluğunu, A vitamin sentezi bozukluğunu gösterir.

Lacuna cript ve delik(hole) işaretleri ile Tar pigment noktalarının birlikte olması kansere yatkınlığı düşündürür. Pepper grain pigmenti ile birlikte olan cryptler ülser sürecinin alevlenmesine işaret eder[1], [2], [23].

3.3. Görüntü İşleme ve Analiz

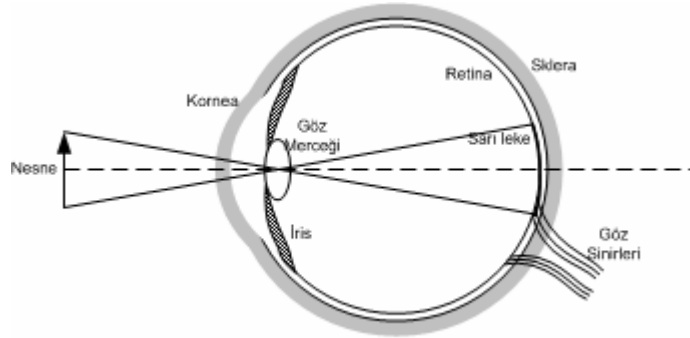
3.3.1. İnsanın Görme Özellikleri ve TV Sisteminin Parametreleri

Sklera göz parametrelerinin değişmez kalmasını sağlayan bir dış örtüdür. Skleranın ön kısmında yer alan kornea şeffaf olup, nesneden gelen ışık akısının geçişine olanak sağlar. Nesneden gelen ışık akısı iris merkezindeki göz bebeğinden geçerek göz merceğine ulaşır. Göz merceği ışık akısını retina üzerine odaklar. Retinada yer alan algılayıcılar (reseptörler) görmeyi sağlarlar.

Retina da iki tür algılayıcı vardır[18].

Çubuk Hücreler (Rods): Retina üzerinde düzgün dağılmış olan bu hücreler akşamları görebilmeyi sağlarlar. Seyrek yerleştiklerinden ışık akısının bir kısmı aralarındaki boşluklara düşer. Bu nedenle akşam görme netliği düşüktür. Bu hücreler renklere duyarlı değildir.

Koni Hücreler (Cones): Genellikle daha kısa ve daha incedirler. Sarı leke de yerleşmişlerdir. Bunların ışığa duyarlılıkları çubuk hücelere göre daha azdır.



Şekil 3.3. Gözün nesneyi görmesi ile ilgili yapısı

Çubuk hücreler daha düşük parlaklık düzeyinde “*scotopic görme*” olarak adlandırılan görme etkisini sağlarlar.

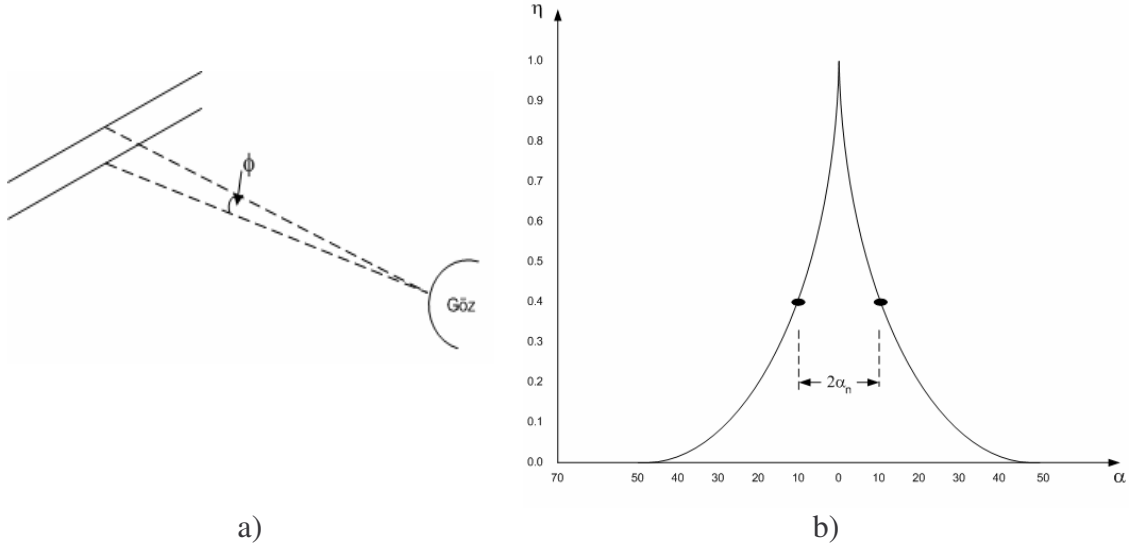
Koni hücreler daha yüksek parlaklık seviyelerine tepke verdiklerinden, bu tepke “*photopic görme*” olarak adlandırılır.

Gözün küçük ayrıntıları bir diğerinden ayırt etme yeteneğine *görme keskinliği* denir.

Normali göz ekseninde olan bir düzlem üzerinde paralel iki çizginin ayrı görülebildiği aralarındaki en küçük uzaklık d ve düzlemin göze uzaklığı ℓ olarak alındığında, görme keskinliği açısı

$$\phi_{\min} = \gamma = \arctan \frac{d}{\ell} \quad (1)$$

olur. Genel amaçlı görüntü sistemlerinde görme keskinliği açısı dikkate alınarak görüntüyü oluşturan satır sayısı belirlenir.



Şekil 3.4. Görme keskinliği [18]

- a) Görme keskinliği açısı ϕ
- b) Orantılı görme keskinliği η 'nın, görme açısı α 'ya göre değişimi

Net bir görmenin olabilmesi için nesnenin optik görüntüsünün gözde sarı leke üzerine düşmesi gerekir. Göze gelen ışık ile göz ekseninin yaptığı açı α 'nın görme netliğinin yeterli kabul edildiği değer α_n dir. Bu nedenle $2\alpha_n$ değeri net görme açısı olarak adlandırılır. $2\alpha_n=20^\circ$ olduğunda nesnenin yansıması sarı leke üzerine düşer ve net görme gerçekleşir.

İnsanın görme özelliklerinden biri de yatay görme alanının düşey görme alanından daha büyük olduğudur. Genel amaçlı görüntü sistemlerinde bu nedenle ekran oranı yatayda daha büyük seçilmektedir.

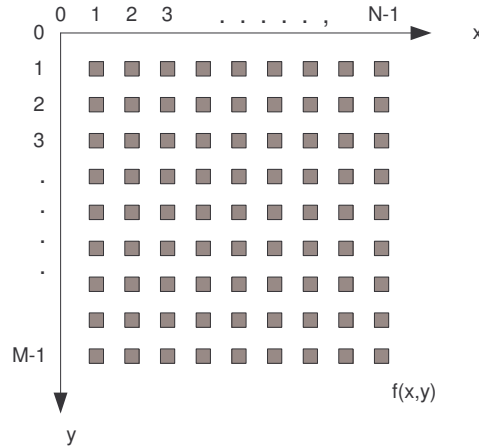
3.3.2. Zamansal Çözünürlük

Bir çok algılayıcının çıkışı, algılanan nesnenin yapısıyla ilişkili olan zamana bağlı davranışı ve genliği sürekli bir gerilim sinyalidir. Sayısal bir görüntü oluşturmak için algılanan sürekli veriyi sayısal biçime sokmak gerekir.

Bu süreç iki işlemi kapsar: Örnekleme ve Kuantalama.

Bir görüntünün koordinat değerlerinin sayısallaştırılması örnekleme, o koordinattaki genlik değerinin sayısallaştırılması ve bir tanımlı değere atanması da kuantalama olarak adlandırılmaktadır.

3.3.2.1. Sayısal Görüntülerin Gösterimi



Şekil 3.5. ortogonal sayısal görüntü gösterimi

Yaygın olarak kullanılan görüntü gösterimi matrisel yapıdadır. Bu örneklenen ve kuantalanan görüntü yapıya uygun olarak satırlar ve sütunlar biçiminde tanımlanmaktadır. Dolayısıyla örnekleme ve kuantalamanın sonucu da gerçel sayıların bir matrisi biçimindedir. M satır ve N kolondan oluşan bir sayısal görüntüyü oluşturmak için bir $f(x,y)$ görüntüsünün örneklendiği düşünölsün. (x,y) koordinat değeri ayrı nicelikler olur. buna ilişkin kartezyen koordinat sisteminde gösterim şekil 3.5. te

verilmektedir. Buna göre yeni oluşan sayısal görüntüde $f(x, y)$ gerçel sayıların bir matrisi olarak eşitlik 2’de verilmektedir.

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0, N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1, N-1) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1, N-1) \end{bmatrix} \quad (2)$$

Bu eşitliğin sağ yanı ortogonal sayısal görüntüyü tanımlamaktadır. Matris alanındaki her bir eleman görüntü elemanı, resim elemanı, piksel yada hücre olarak adlandırılır.

Örnekleme ve kuantalama sonucu her bir resim elemanına bir gerçel sayı değeri atanır. Değerlerin atanabileceği seviye sayısı önceden tanımlanmış olup, parlaklık düzeylerinin sayısıdır.

Sayısallaştırma süreci M ve N değerlerinin belirlenmesini gerekli kılar. L parlaklık seviyelerinin sayısı M ve N’ye bağlı değildir. Ancak sayısallaştırma için belirlenmesi gereken bir parametredir. İşleme, kaydetme ve örnekleme donanımları dikkate alınarak parlaklık seviyelerinin sayısı 2’nin tam katları olarak tanımlanmaktadır.

$$L = 2^k \quad (3)$$

saklanacak sayısallaştırılmış görüntü için gerekli bellek alanı bit olarak,

$$b = M \times N \times k \quad [\text{bit}]$$

Eğer $M=N$ ise,

$$b = N^2 \cdot k \quad [\text{bit}] \quad (4)$$

olur.

Spiral taramayı başarmak için genel amaçlı ortogonal tarama mantığına dayalı yapıları kullanabilmek amacıyla iki yapı arasında bağ kurmak gerekir. Bu ilişkide $f(x, y)$ ile $f(r, \theta)$ arasında ilişki tanımlanmaktadır. Spiral tarama ile elde edilen

sinyal $f(n)$ tek boyutlu olarak değerlendirilmektedir. Burada iki yapı arasındaki ilişki 5 ve 6 eşitlikleri ile kurulmaktadır.

Sitemde YBA ile alınan görüntü sinyalinin belleğe sıralı olarak atıldığı dikkate alınarak bellekte tutulan dizi tek boyutlu olarak değerlendirilmektedir. Sinyalin başlangıç değerinin saklandığı bellek adresi σ referans olarak alınmaktadır.

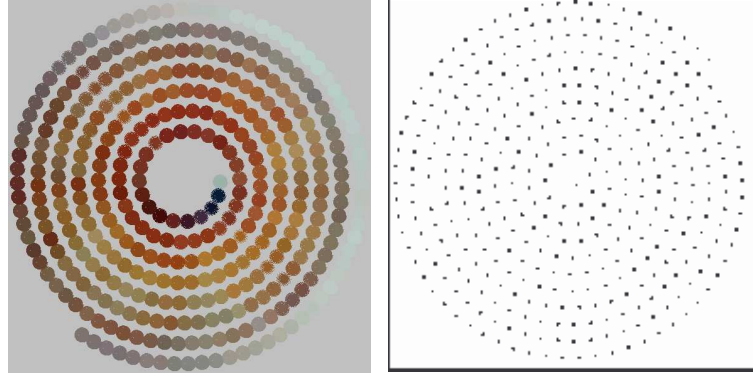
Spiral taramada değişkenler r ve θ nın değişimine göre

$$\begin{aligned} x &= r \cdot \cos(\theta) \\ y &= r \cdot \sin(\theta) \end{aligned} \quad (5)$$

ifadelerinden x ve y değerleri elde edilmekte,

$$m = y \cdot X_{\max} + x + \sigma \quad (6)$$

ifadesinden spiral taramada iki boyutlu bir düzlemde elde edilen değerler tek boyutlu bir diziye dönüştürülmektedir



Şekil 3.6. Dairesel aperture ve spiral örnekleme

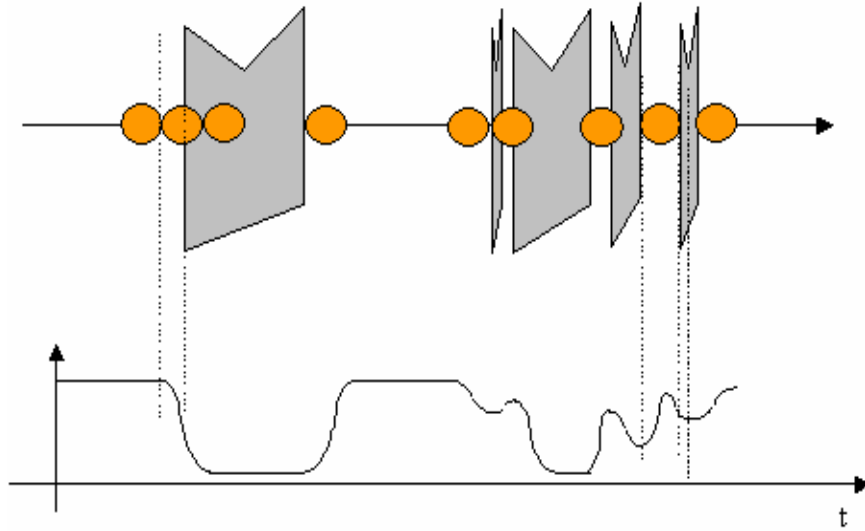
Sonuçta görüntü sinyali tek boyutlu yeni bir dizi haline dönüşmektedir. Bu dizi ile spiral görüntü gösterimi sağlanmaktadır. Gerek görüntünün alınmasında kullanılan algılayıcılar ve gerekse sinyalin görüntüye dönüştürüldüğü ekranın genel amaçlı ortogonal yapıda sistemler olduğu için bu dönüşümler gerekli olmaktadır.

Geliştirilen bu yönteme 4. bölümde yeniden dönülecek ve gösteriminin dairesel görüntü analizindeki olumlu ve olumsuzluklar da verilecektir.

3.3.3. Aperture ve Etkisi

Gerek ortogonal taramada ve gerekse spiral taramada, tarama çizgisel formda yapılmaktadır. Okunan yada yazılan çizgi boyunca aperture elemanının büyüklüğü görüntü üzerinde doğrudan çözünürlüğü etkilediğinden büyük öneme sahiptir. Görüntünün küçük ayrıntılarının ve ani değişimlerin ekran üzerinde gerçeğe yakın değişimle görüntülenebilmesi için aperture elemanının olabildiğince küçük olması istenir. Maksimum çözünürlük için aperture elemanının, doğal görüntü üzerindeki en küçük ayrıntıdan daha küçük olması kuramsal olarak istenen bir durumdur. Ancak doğal görüntüler üzerinde sonsuz küçüklikte kabul edilebilecek ayrıntıların da var olduğu dikkate alındığında aperture büyüklüğünün sonsuz küçük oluşturulması uygulamada mümkün değildir. Bu nedenle hedef üzerinde çizgi boyunca sürekli taramada elde edilen sinyal yapısında yüksek frekanslı değişimler yerini daha yumuşak geçişlere bırakır. Bu durum aperture'un alçak geçiren süzgeç davranışından dolayı ortaya çıkar ve şekil 10 incelendiğinde daha iyi anlaşılmaktadır.

Burada aperture'un görüntü üzerindeki etkisi incelenirken aperture özellikle iki temel yönden dikkate alınmaktadır. Bunlardan biri aperture büyüklüğü ve diğeri aperture biçimi ve ağırlık işlevidir.



Şekil 3.7. Görüntü üzerinde okuma elemanının aperturunun etkisi

Şekil 3.7 de görüntü üzerindeki keskin geçişlerde aperture'un bu geçişleri nasıl yumuşattığı, aperture büyüklüğünün artmasıyla keskin geçişlerdeki yumuşamanın da artacağı anlaşılmaktadır. Çünkü bir satırın taranmasında görüntü sinyali aperture ile çizgisel görüntü parçasının katlanmasıyla elde edilir.

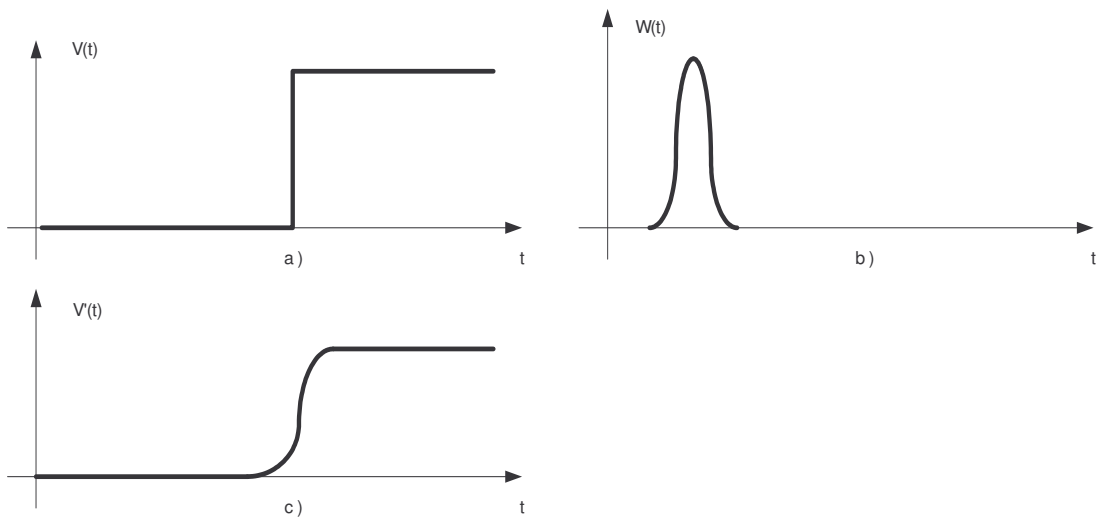
Yani Aperture işlevi $w(t)$ ve çizgisel görüntü parçasının işlevi $v(t)$ olsun. Bu durumda bu çizgisel görüntü parçasının taranması sonucu elde edilen sinyalin işlevi,

$$v'(t) = v * w(t) = \int_{t-T_{st}}^t v(\lambda)w(t-\lambda)d\lambda \quad (7)$$

olarak elde edilir. Bu işleve ilişkin bir örnek şekil 3.8'de verilmektedir.

Buradan da görüleceği gibi aperture büyüklüğü ve işlevsel biçimi alınan sinyal üzerinde büyük etkiye sahiptir. Aperture büyüklüğünün ve işlevsel biçiminin değişmesiyle katlama işlevinin sonucu, dolayısıyla görüntünün taranmasıyla elde edilen sinyalin biçimi de değişmektedir.

O halde aperture büyüklüğünün ve işlevsel biçiminin gerçek sistem parametrelerine uygun ve doğru seçilmesi sinyal analizleri ile ilgili çalışmalarda oldukça etkili olacaktır. Bu nedenle öncelikle aperture biçiminin ve işlevinin belirlenmesi gerekir.



Şekil 3.8. a)Gerçek görüntü sinyali, b) Aperture işlevi, c) Okunan görüntü sinyali

Elde edilen görüntünün büyüklüğü ile aperture arasındaki oran değişmez olup, görüntü sisteminin çözünürlüğü ile ilişkilidir. Bu aşamada ilgilenilen nokta görüntü sinyali üzerinde gerek aperture biçiminin ve gerekse aperture büyüklüğünün doğru seçilerek sistem üzerindeki etkisi de incelenmektedir.

Aperture büyüklüğü ve biçiminin etkisini spiral tarama yaklaşımlarında incelemeyen önce bilinen ortogonal taramada değerlendirerek, aperture biçimi ve büyüklüğünün sinyal üzerindeki etkisini doğrulamak bu aşamada daha uygun olacaktır.

3.3.4. Uzaysal Çözünürlük

Örnekleme bir görüntünün uzaysal çözünürlüğünde temel etkindir. Temel olarak uzaysal çözünürlük bir görüntüde en küçük ayırt edilebilen ayrıntıdır.

W genişliğinde düşey çizgilerden oluşan bir test oluşturulsun, öyle ki aralarındaki boşluk W olsun. test düzleminde bir çizgi genişliği ve o çizgiye ilişkin boşluk, çizgi – çizgi boşluğu çiftini oluşturur. Ve bu çiftin genişliği $2W$ dir. O halde bu test görüntüsünde birim aralığa $1/2W$ çizgi – çizgi boşluğu çifti düşer. Çözünürlüğün en yaygın tanımı birim aralığa düşen ayırt edilebilen en ince çizgilerin sayısıdır.

Uzaysal düzlem süreçleri,

$$\begin{aligned} g(x, y) &= T[f(x, y)] \\ g(r, \theta) &= T[f(r, \theta)] \end{aligned} \quad (8)$$

ifadeleriyle gösterilebilirler. Burada $f(x, y)$ ve $f(r, \theta)$ nesnenin orijinal görüntüsü, $g(x, y)$ ve $g(r, \theta)$ nesnenin işlenen görüntüsü, T operatördür. T operatörü (r, θ) konumunda orijinal görüntüye uygulandığında, aynı konumda g 'yi üretir.

3.3.5. Radyometrik Çözünürlük

Radyometrik çözünürlük basitçe ayırt edilebilen en küçük parlaklık değişimlerini gösterir. Ayırt edilebilen parlaklık değişimlerinin ölçümü oldukça subjektiftir. Donanımsal gereklilikten dolayı parlaklık seviyelerinin sayısı 2'nin tam kuvvetleri biçiminde alındığı daha önce ifade edilmişti. Bunun için en yaygın kullanılan 8 bit tir. En yakın parlaklık seviyeleri arasındaki farkın daha az olmasına gerek duyan özel

amaçlı sistemlerde 16 bit de kullanılmaktadır. Bazı sistemlerin 10 yada 12 bit kullanmasıyla da karşılaşılır. Ancak bu durum alışlagelen genel kuralın dışındadır.

Görüntü üzerinde maksimum ve minimum parlaklık düzeylerinin oranı kontrastlık olarak adlandırılır [6].

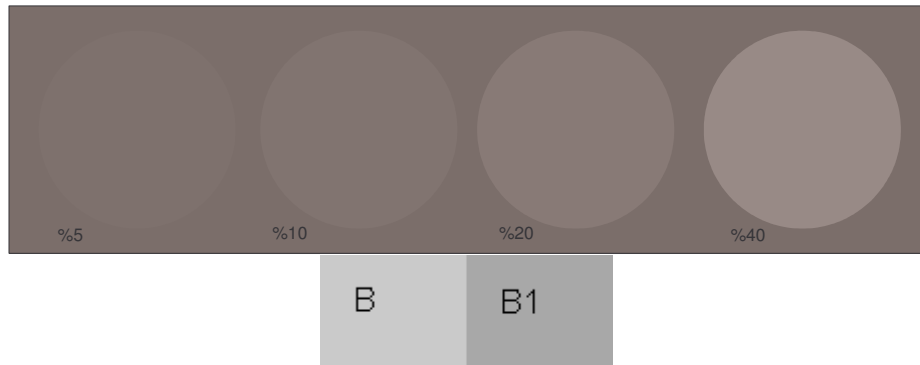
$$\beta = \frac{B_{\max}}{B_{\min}} \quad (9)$$

TV sistemi üzerinden iletilen görüntülerin minimum ve maksimum parlaklık düzeyleri arasında ara parlaklık değerleri vardır. Görüntünün niteliği bu parlaklık düzeylerinin sayısı ile orantılıdır. Parlaklık basamakları arasındaki fark yeterince az olduğunda insan gözü bu farkı algılayamaz. Bu nedenle TV sistemlerinde maksimum parlaklık düzeyi ile minimum parlaklık düzeyi arasında gözün fark edebildiği parlaklık farkları dikkate alınarak parlaklık düzeylerinin sayısı belirlenir.

B parlaklık düzeyine sahip ve birbirine eşit iki komşu alan için alanlardan birinin parlaklık düzeyi değişmez tutularak ikinci alanın parlaklık düzeyi giderek değiştirildiğinde iki alan arasında algılanabilen en küçük parlaklık farkı;

$$\Delta B = B - B1 \quad (10)$$

olur.



Şekil 3.9. Kontrastlık duyarlılığı test görüntüsü

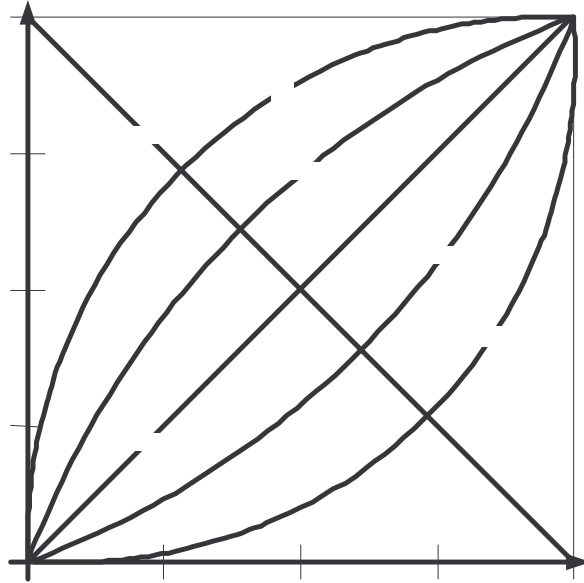
Fehner tarafından yapılan deneysel çalışmalar sonucu ΔB değerinin, başlangıç değeri B ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Fehner yasası olarak bilinen gözün kontrastlık duyarlılığı;

$$\delta = \frac{\Delta B}{B} \quad (11)$$

değişmez bir değerdir.

TV görüntüsünün minimum parlaklığı sistemde kabul edilen işaret / gürültü oranı ile belirlenir.

Görüntü iyileştirme ve işleme teknikleri dendiğinde ilk akla gelen işlem parlaklık seviyelerinin dönüştürülmesi işlemidir. Bir pikselin (hücrenin) işlemden önceki ve sonraki değerleri sırasıyla f ve g olsun. eşitlik 11'i burada da uygularsak $g = T(f)$ olur. Burada T operatörü piksel değeri f 'i, g değerine dönüştürmektedir. şekil 10 parlaklık seviyelerinin dönüşümü için, görüntü iyileştirmede sıkça kullanılan üç temel işlevi vermektedir. Bunlardan biri doğrusal dönüşüm (negatif ve özdeşlik dönüşümleri), diğeri logaritmik dönüşüm (log ve ters log dönüşümleri) ve üçüncüsü ise üstel dönüşümlerdir (n. dereceden kuvvet ve n. dereceden kök dönüşümleri)[12].



şekil 3.10. Görüntü işlemede kullanılan Bazı Parlaklık dönüşüm işlevleri

Görüntünün *negatifinin alınması için*,

$$g = L - 1 - f \quad (12)$$

görüntüde parlaklık seviyelerinin değişim aralığı $[0, L-1]$ dir.

c değişmez bir sayı olmak üzere *Logaritmik dönüşümler için*,

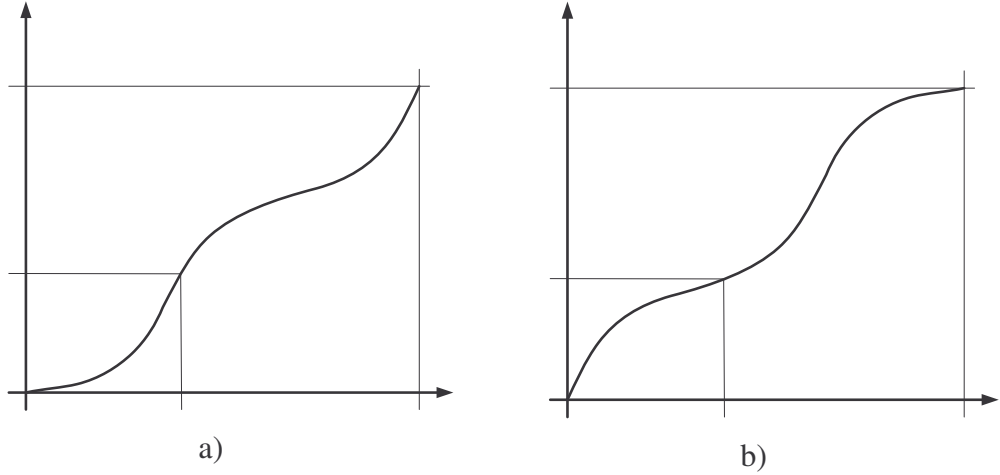
$$g = c \cdot \log(1 + f) \quad (13)$$

ve *üstel dönüşümler için en temel biçim*,

$$g = c \cdot f^\gamma \quad (14)$$

dır. Bazı durumlarda girişin sıfır değerlerinin de olduğu dikkate alınarak girişe bir değer eklenir ve 14 eşitliği,

$$g = c \cdot (f + \epsilon)^\gamma \quad (15)$$



Şekil 3.11. Çok işlevli parlaklık dönüşüm işlevi

a) Ara değerlerde $\gamma > 1$, b) Ara değerlerde $\gamma < 1$

kullanılır. Eşitlik 14 ve 15 te γ 'yı değiştirerek her bir değeri için farklı dönüşüm eğrileri elde etmek mümkündür. Hatta $\gamma > 1$ için alınan değişimin tam tersini $\gamma < 1$ değerleri için bulmak mümkündür. Eğer 14 eşitliğinde $c = \gamma = 1$ alınırsa özdeş dönüşüm elde edilir. Bir çok değişik görüntü sistemleri bu üstel dönüşümü kullanmakta ve bu dönüşüm *gamma*

düzeltilmesi (gamma correction) olarak adlandırılmaktadır. Örneğin katod ışın tüpü (CRT) için γ değeri yaklaşık 1,8 – 2,5 olan üstel işlevi kullanır.

(12) – (15) eşitlikleri ile tanımlanan bu dönüşümleri bir görüntüde bütün parlaklık seviyeleri için uygulamanın yanında tanımlanan belli parlaklık aralıkları yada konumsal olarak görüntünün belli bir bölgesi için farklı katsayı ve γ değerleri ile uygulamak mümkündür.(çok işlevli gamma) [8].

3.3.6. Görüntü İstatistikleri (Ortalama, Değişkenlik, Standart Sapma)

Görüntülerin analizinde görüntüye ilişkin objektif verilerin elde edilmesi ve değerlendirilmesi gerekir. Bu ölçülebilen verilerden bazıları renk bileşenlerine ilişkin değerler ile birlikte görüntü parlaklık değerleridir. Görüntüde bazı dönüşümler uygulanırken bu verileri dikkate almak yararlı olmaktadır.

Bu verilerden ortalama, değişkenlik, standart sapma bu aşamada değerlendirilmektedir.

Ortogonal gösterilen bir görüntü için ortalama değer,

$$\mu = \frac{\sum_{y=0}^{M-1} \sum_{x=0}^{N-1} f(x, y)}{NxM} \quad (16)$$

yada $f(r, \theta)$ işlevinden oluşturulan tek boyutlu $f(n)$ dizisi için ortalama değer,

$$\mu = \frac{\sum_{n=0}^{Norm-1} f(n)}{Norm} \quad (17)$$

olarak verilmektedir. Bu ortalama değer işlevleri her bir renk bileşenine uygulandığında görüntünün o renk bileşeni için, parlaklık değerine uygulandığında görüntünün parlaklığı için ortalama değer vermektedir. Bu ortalama değerler özellikle gamma düzeltmesinde katsayı ve uygulama aralıklarının belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Görüntü için önemli parametrelerden biri de değişkenliktir. Değişkenlik incelenen parametrenin ne kadar geniş yada dar aralıkta değişim gösterdiğinin bir ölçüsüdür ve ortogonal gösterimde,

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{y=0}^{M-1} \sum_{x=0}^{N-1} (f(x, y) - \mu)^2}{NxM} \quad (18)$$

spiral gösterimde,

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{n=0}^{Norn-1} (f(n) - \mu)^2}{Norn} \quad (19)$$

dir. Buradan standart sapma

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} \quad (20)$$

olarak elde edilir.

3.3.7. Histogram ve Olasılık Yoğunluk İşlevi

Parlaklık seviyeleri 0 ile L-1 aralığında değişen siyah beyaz bir sayısal görüntünün histogramı ayrık bir işlev,

$$h(p_k) = n_k \quad k=0,1, \dots, L-1 \quad (21)$$

şeklindedir. Burada p_k k. Parlaklık düzeyi ve n_k ise görüntü üzerinde p_k parlaklık düzeyine sahip piksellerin sayısıdır. Bu konuda yaygın uygulama her bir değeri toplam piksel sayısına bölerek normalize etmek biçimindedir. Yani normalize histogram işlevi,

$$h^1(p_k) = \frac{n_k}{Norn} \quad k=0,1, \dots, L-1 \quad (22)$$

dir. Ortogonal gösterim için $Norn=NxM$ alınmalıdır. Burada her bir düzey için $h^1(p_k)$ işlevinin sonucu o parlaklık düzeyinin ortaya çıkma olasılığını vermektedir.

Histogram analizi kontrast ölçümlerinde başvurulabilecek önemli bir bulgudur.

Sürekli bir işlevi dikkate alarak, bu işlevin değişkeni p 'nin görüntü parlaklık seviyelerini gösterdiği varsayalım. Öyle ki p değişkeni $[0,1]$ aralığında normalize edilmiş olsun. Yani $p=0$ siyah düzeyi ve $p=1$ beyaz düzeyi göstere. Bu durumda orijinal görüntüde her bir piksel değeri p için bir g düzeyi üreten,

$$g = T(p) \quad 0 \leq p \leq 1 \quad (23)$$

işlevi,

a) $0 \leq p \leq 1$ aralığında olmak üzere tek değerli ve düzgün artan bir işlev

b) $0 \leq p \leq 1$ için $0 \leq T(p) \leq 1$ koşullarını sağlasın.

a daki gerekliliklerden $T(p)$ nin tek değerli olması ters dönüşümünün var olmasını, düzgünlük koşulunda çıkış görüntüsünde siyahtan beyaza doğru bir artışın olmasını sağlayan koşullardır. Eğer dönüşüm işlevi düzgün bir artış koşulunu sağlamaz ise en az bir bölgede parlaklık değişiminin ters dönmesine neden olur; yani sonuçta çıkış görüntüsünde terslenmiş parlaklık seviyeleri elde edilir. b daki gereklilikten de çıkıştaki değişim aralığı ile girişteki değişim aralığının aynı olması garanti edilmektedir. Bu iki koşulu sağlayan bir dönüşüm işlevi örneği şekil 3.9 da verilmektedir.

4. MATERYAL ve METOD

4.1. Görüntüleme Sistemleri

Görüntüleme sistemlerini incelerken, bu sistemlerin görüntü alma birimlerini analog ve sayısal görüntü algılayıcıları olarak genel iki sınıfta toplamak olanaklıdır. Her sınıfta da hareketli ve durgun görüntülerin elde edilmesine yönelik alt sınıflar oluşturulabilir. Bunlar sayısal ve analog fotoğraf makineleri ile sayısal ve analog video kameralarıdır. Çalışmanın genel niteliği gereği analog fotoğraf makinelerini bu çalışmanın dışına almak gerekir. Çünkü burada görüntülerin alınarak sayısallaştırılması ve bilgisayar ortamına atılması ile ilgili analog fotoğraf makinelerinin kullanılması hem zaman ve hem de analog görüntüleri sayısallaştırmak için kullanılacak yüksek çözünürlüklü tarayıcılara gerek duyulması nedeniyle uygun görülmemektedir.

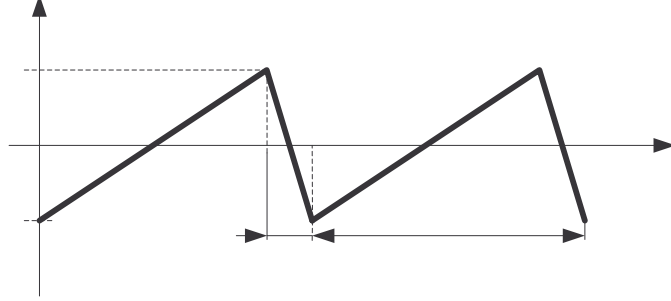
Bu durumda çalışmalara esas olarak değerlendirmeye alınacak görüntü algılayıcıları, analog kameralar yada doğrudan sayısal görüntü alıcıları olmalıdır. Bilindiği gibi sayısal görüntü alıcıları YBA teknolojisi üzerine kurulu algılayıcının kendisi de ortogonal taramaya uygun niteliklerdeki sistemlerdir. Bu nedenle sayısal görüntüleme sisteminden vazgeçmemekle birlikte, spiral tarama ilkesine dayalı bir yapı için başlangıç sistemi olarak analog video algılayıcıların alınması uygun görülmektedir. Bu nedenle çalışma bu sistemler üzerine kurgulanarak başlatılmıştır. Spiral tarama yaklaşımının temel parametrelerinin elde edilmesinde başlangıçta analog görüntü vericilerinde kullanılan görüntü tüpleri tercih edilmiştir.

4.1.1. Vidicon Tüp Üzerinde Yapılan Çalışmalar

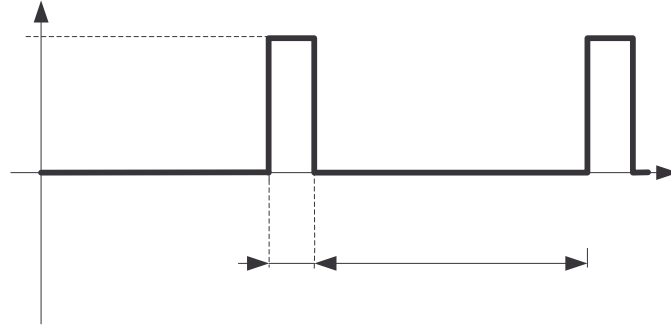
Kullanılan vidikon tüp üzerinde yapılan deneysel çalışmalar ve sonuçları değerlendirilerek spiral tarama yaklaşımına yönelik parametrelerin elde edilmesi sağlanmaktadır.

Kullanılan Vidicon tüp, panasonic S 4095 olup, tüpün çözünürlüğü 400 TV satırıdır. Çözünürlüğün çok düşük olması ile ilk aşamada ilgilenilmemektedir. Standart TV parametrelerinde, ortogonal çalışma koşullarında kamera sisteminin sapırma sargılarındaki akım değişimi, değişim aralığı ve biçimi, modülatör gerilimi ve test görüntüsüne karşılık çıkış video sinyali üzerinde gerekli ölçümler yapılarak kayıt edilen

sonuçlardan saptırma sargısından ve modülatörden elde edilen değerlere ilişkin veriler şekil 4.1.ve 4.2’de verilmektedir.

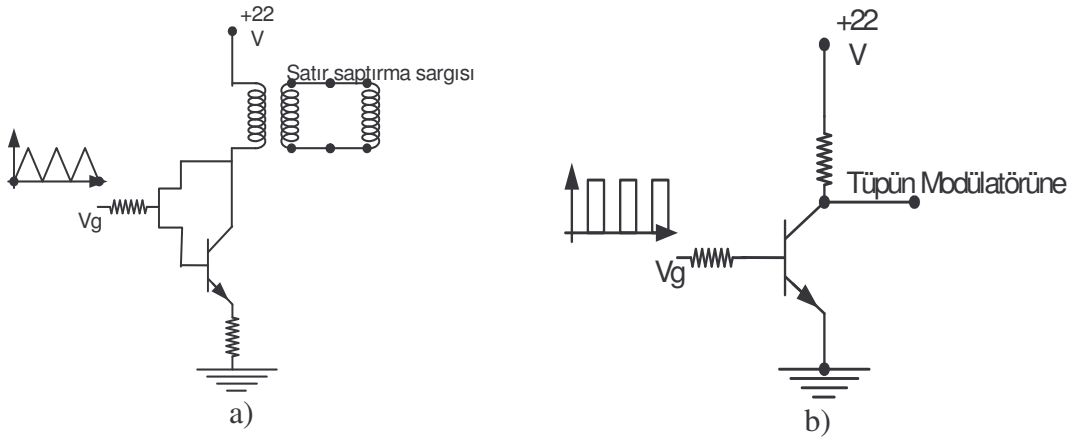


Şekil 4.1. Tüpün normal çalışmasında yatay saptırma sargısında ölçülen akım



Şekil 4.2. Tüpün normal çalışmasında modülatöre uygulanan gerilim

Bu bilgiler dikkate alınarak ilk aşamada tüpün yatay saptırma sargılarını sürmek üzere şekil 4.3 te verilen devre kurulmuştur.



Şekil 4.3. Tüpün a) Satır Saptırma sargısına b) modülatörüne sinyal uygulamak için oluşturulan devreler

53,2mA

-58,8mA

Sinyal üretici yardımıyla çeşitli frekanslarda tüpün hedefi taranarak farklı tarama hızlarındaki davranışı elde edilmiştir. Bu yapılırken giriş ve çıkış sinyalleri sürekli izlenerek doğrusallığının değişip, değişmediği gözlenmiştir. Şekil 4.3.a’da verilen devrenin girişine şekil 4.4.a’da verilen sinyal ve Şekil 4.3.b’de verilen devrenin girişine şekil 4.4.b’de verilen sinyal uygulanmıştır. Test görüntüsü olarak şekil 4.5’te verilen test görüntüsü kullanılmıştır. Bu test görüntüsünün seçilmesindeki amaç geçişlerdeki bozulmaları daha iyi yakalayabilmek içindir.

Bir satır taranma süresi,

$$\tau_s = \tau_{sh} + \tau_{sg} \quad (1)$$

dir.

Bu uygulamada $\tau_{sh}=53\mu s$, $\tau_{sg}=11\mu s$ ve $\tau_s = 64\mu s$ dir.

Bu standart verilerden satır tarama frekansı,

$$\begin{aligned} f_s &= 1/\tau_s \quad [\text{Hz}] \\ &= 1/64\mu s \\ &= 15625 \text{ Hz dir.} \end{aligned}$$

Satır tarama süresi değiştikçe satır frekansı da değişmektedir.

ℓ tüpün etkin satır uzunluğu olmak üzere hedefin taranma hızı,

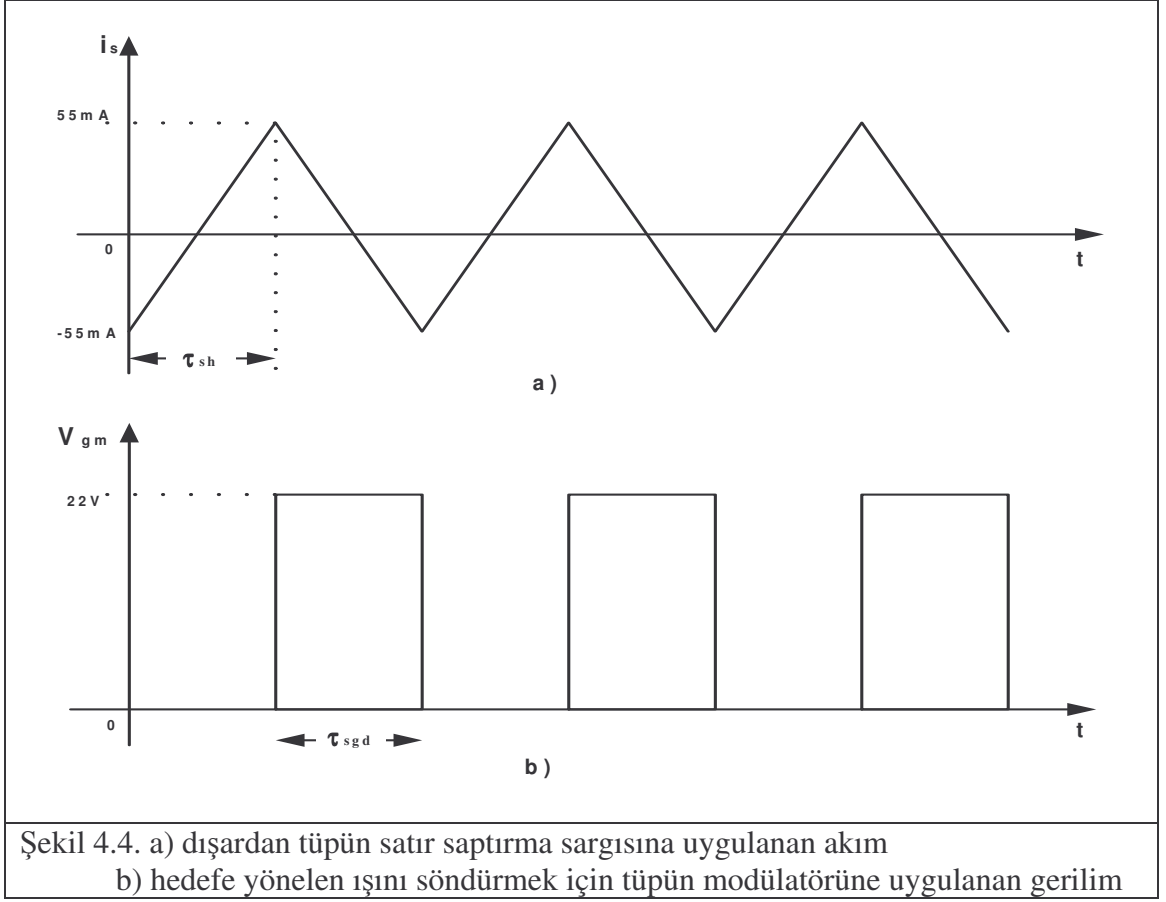
$$V = \frac{\ell}{\tau_{sh}} \quad [\text{m/s}] \quad (2)$$

dir.

Kullanılan söz konusu tüp için normal çalışma koşullarında bu değer,

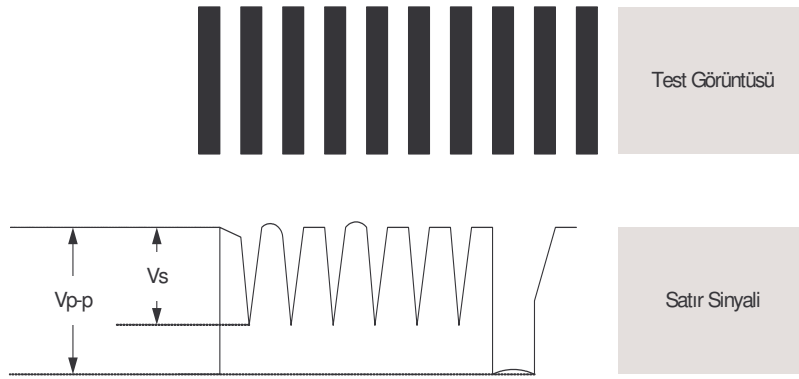
$$\begin{aligned} V &= 9\text{mm}/53\mu s \\ &= 169,81 \text{ m/s} \end{aligned}$$

olur. Satır tarama süresi değiştikçe hız da değişmektedir.

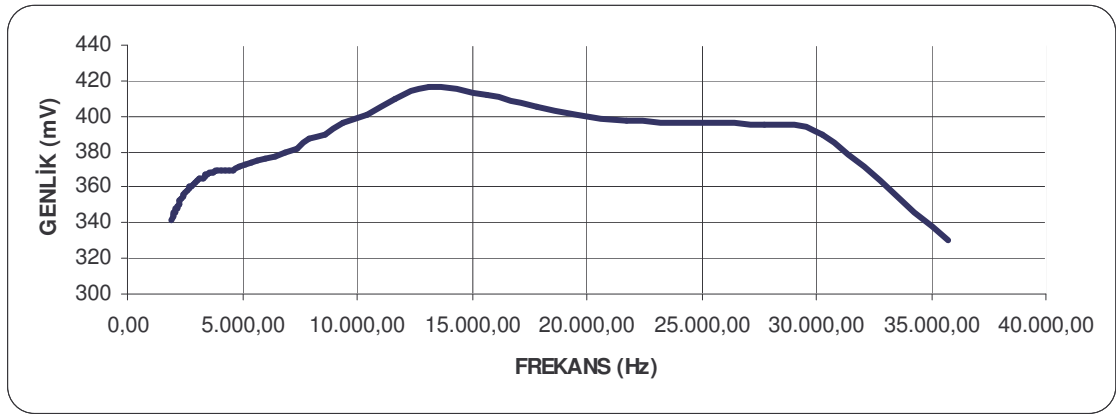


Burada incelenmek istenen davranış farklı satır tarama hızlarına tüpün vereceği yanıttır. Bu nedenle $53\mu\text{s}$ de elektron ışınının aldığı yol da önemlidir. Kullanılan tüp için çizgisel tarama hızı tüpün hedefinde değişmez ve $169,81\text{m/s}$ olmaktadır. Normal tarama koşullarında test görüntüsüne karşılık elde edilen satır sinyali şekil 4.5 te verilmektedir. Tüpün hedefinde farklı bir hız için görüntü satır sinyalinde ne gibi değişiklikler olabileceğinin incelenmesi amacıyla saptırma sargılarına ve modülatöre uygulanan sinyallerin frekansları belirli aralıklarla değiştirilerek çıkış sinyali üzerinden değerler alınmıştır ve hedeften ön yükselteç çıkışında alınan sinyal değerleri kaydedilerek aşağıda verilen çizelge ve grafikler elde edilmiştir.

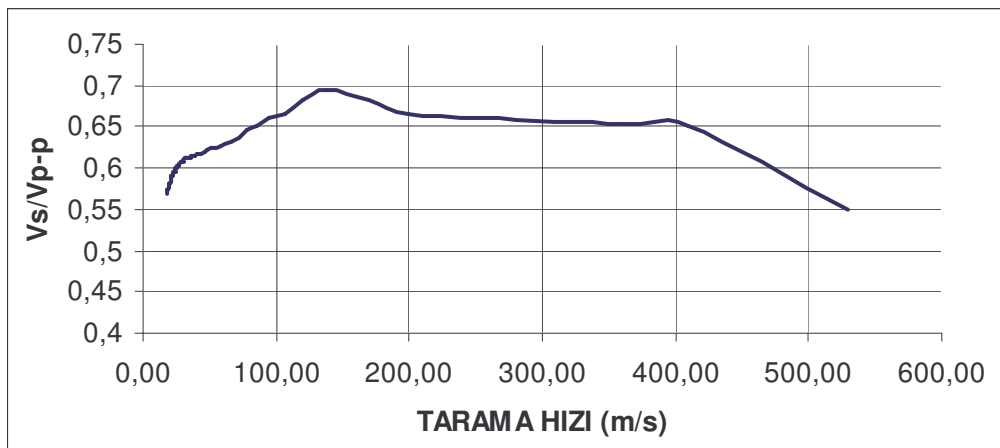
Grafikler incelendiğinde yaklaşık 13kHz 'in üzerinde çıkışta üzerinden sinyal alınan ön yükselteç frekans tepkesinin çıkış sinyali üzerinde etkili olduğu görülmektedir.



Şekil 4.5. Vidicon Tüpün özgeçirlerinin elde edilmesi için kullanılan test görüntüsü ve alınan satır sinyali



Şekil 4. 6. Vidicon tüpten alınan sinyal genliğinin tarama frekansına göre değişimi



Şekil 4.7. Vidicon tüpten alınan sinyal oransal genliğinin tarama hızına göre değişimi

Çizelge 1. Vidicon Tüpün, tarama hızına gösterdiği tepkeye ilişkin veriler

τ_{sh} (μs)	17	22	25	35	45	53	65	75	85	95	
V_g (mV)	330	390	392	396	400	410	416	410	400	396	
f_s (Hz)	35714,29	30303,03	27777,78	21739,13	17857,14	15625,00	13157,89	11627,91	10416,67	9433,96	
V (m/s)	529,41	409,09	360,00	257,14	200,00	169,81	138,46	120,00	105,88	94,74	
f_{mx} (Hz)	112347,98	86814,35	76396,63	54569,02	42442,57	36036,14	29383,32	25465,54	22469,60	20104,38	
f_{mn} (Hz)	18724,66	14469,06	12732,77	9094,84	7073,76	6006,02	4897,22	4244,26	3744,93	3350,73	
τ_{sh} (μs)	105	115	125	135	145	155	165	175	185	195	
V_g (mV)	390	387	382	379	377	376	375	374	373	372	
f_s (Hz)	8620,69	7936,51	7352,94	6849,32	6410,26	6024,10	5681,82	5376,34	5102,04	4854,37	
V (m/s)	85,71	78,26	72,00	66,67	62,07	58,06	54,55	51,43	48,65	46,15	
f_{mx} (Hz)	18189,67	16607,96	15279,33	14147,52	13171,83	12322,04	11575,25	10913,80	10323,87	9794,44	
f_{mn} (Hz)	3031,61	2767,99	2546,55	2357,92	2195,31	2053,67	1929,21	1818,97	1720,64	1632,41	
τ_{sh} (μs)	205	215	225	235	245	255	265	275	285	295	
V_g (mV)	370	370	370	369	369	368	368	367	367	365	
f_s (Hz)	4629,63	4424,78	4237,29	4065,04	3906,25	3759,40	3623,19	3496,50	3378,38	3267,97	
V (m/s)	43,90	41,86	40,00	38,30	36,73	35,29	33,96	32,73	31,58	30,51	
f_{mx} (Hz)	9316,66	8883,33	8488,51	8127,30	7795,57	7489,87	7207,23	6945,15	6701,46	6474,29	
f_{mn} (Hz)	1552,78	1480,55	1414,75	1354,55	1299,26	1248,31	1201,20	1157,52	1116,91	1079,05	
τ_{sh} (μs)	305	315	325	335	345	355	365	375	385	395	

V_g (mV)	365	364	363	362	361	360	359	358	357	356	
f_s (Hz)	3164,56	3067,48	2976,19	2890,17	2808,99	2732,24	2659,57	2590,67	2525,25	2463,05	
V (m/s)	29,51	28,57	27,69	26,87	26,09	25,35	24,66	24,00	23,38	22,78	
f_{mx} (Hz)	6262,02	6063,22	5876,66	5701,24	5535,99	5380,04	5232,65	5093,11	4960,82	4835,23	
f_{mn} (Hz)	1043,67	1010,54	979,44	950,21	922,66	896,67	872,11	848,85	826,80	805,87	
τ_{sh} (μ s)	405	415	425	435	445	455	465	475	485	495	505
V_g (mV)	355	354	353	350	349	348	347	346	345	344	342
f_s (Hz)	2403,85	2347,42	2293,58	2242,15	2192,98	2145,92	2100,84	2057,61	2016,13	1976,28	1937,98
V (m/s)	22,22	21,69	21,18	20,69	20,22	19,78	19,35	18,95	18,56	18,18	17,82
f_{mx} (Hz)	4715,84	4602,21	4493,92	4390,61	4291,95	4197,62	4107,35	4020,88	3937,97	3858,42	3782,01
f_{mn} (Hz)	785,97	767,03	748,99	731,77	715,32	699,60	684,56	670,15	656,33	643,07	630,34

Çizelge 1.'de τ_{sh} (μ s):bir satırın taranma süresini, V_g (mV): çıkış sinyalinin genlik değerini (şekil 4.5.te V_s olarak verilmiştir.), f_s : τ_{sh} (μ s) ve satır geri dönüş süresi (11 μ s) dikkate alınarak hesaplanan satır tarama frekansını, V (m/s): Bir satırın taranma hızını (taranan uzunluk/ τ_{sh}) göstermektedir. Genel anlamda her hangi bir dairesel tarama için r_{mn} yarıçaplı ve iç yörünge ile r_{mx} yarıçaplı dış yörünge uzunlukları birbirinden farklı olacaktır. Eğer her yörüngede tarama süresi değişmez ise dış yörüngedeki çizgisel hız iç yörüngeye göre daha yüksek olacaktır. Eğer çizgisel hız bütün yörüngelerde sabitlenmek istenirse frekans yarıçapla ters orantılı olarak değişmek zorundadır. Bu konuyla ilgili ayrıntılar bir sonraki aşamada verilecektir. Burada buna değinilmesinin nedeni tabloda yer alan f_{mx} ve f_{mn} frekanslarına açıklık getirmektir. f_{mx} : spiral taramada $r=r_{min}$ için, f_{mn} : spiral taramada $r=r_{max}$ için değişmez çizgisel hızda elde edilen frekans değerleridir.

Çizelgede $f_{\max}$ değeri tarama hızına karşılık $r=0,75\text{mm}$ yarıçapı ve $f_{\min}$ değeri tarama hızına karşılık $r=4,5\text{mm}$ yarıçapı için hesaplanmıştır. Bu r değerlerinin neden böyle alındığı aşağıda açıklanmaktadır.

Spiral taramada taramanın sıfır yarıçaptan başladığı düşünülürse bu noktada açısal hızın sonsuz olması gerekir ve yarı çap büyüdükçe çevresel hız değişmez olmak koşuluyla açısal hız giderek küçülür. Sonsuz açısal hız pratik olarak mümkün değildir. Bu nedenle göz irisinin oranları dikkate alındığında yarıçapın $t=0$ için belirli bir değerden başlaması bizim için herhangi bir sorun yaratmayacaktır. Bu değerlere ilişkin bilgiler aşağıda verilmektedir.

Rasgele seçilen 5 adet iris görüntüsü üzerinde yapılan ölçümlerde;

1. görüntü için;

İris çapı: 9,5 mm, göz bebeği çapı: 1,6 mm, oran (gbç/iç): 0,17,

2. görüntü için;

İris çapı: 10 mm, göz bebeği çapı: 2,5 mm, oran (gbç/iç): 0,25,

3. görüntü için;

İris çapı: 11 mm, göz bebeği çapı: 2,5 mm, oran (gbç/iç): 0,23,

4. görüntü için;

İris çapı: 11,5 mm, göz bebeği çapı: 3,0 mm, oran (gbç/iç): 0,26,

5. görüntü için;

İris çapı: 13 mm, göz bebeği çapı: 2,2 mm, oran (gbç/iç): 0,17 değerleri elde edilmiştir.

Buradan göz bebeği çapının iris çapına oranının ortalaması 0,2 kabul edilirse, bu durumda tüpün taranan hedefinin çapı 9mm olarak dikkate alındığında taranacak olan en küçük çap $0,2 \times 9 = 1,8$ ve yarıçap $r=0,9\text{mm}$ olarak elde edilir. o halde $r_{\min}$ değeri 0,9 mm'den küçük seçilmelidir. Bu çalışmamızda Spiral tarama için $f_{\max}$ ve $f_{\min}$ frekansları hesaplanırken her bir $V_{\text{hız}}$ değerine karşılık $r_{\min}$ değeri 0,75mm ve $r_{\max}$ değeri 4,5mm olarak alınmıştır.

4.2. Spiral Tarama Yaklaşımları

Spiral tarama iki farklı yaklaşımla ele alınmaktadır. Yukarıda vidikon tüp üzerinde yapılan çalışmalara bağlı olarak elde edilen veriler üzerinde tarama yaklaşımları kurulmakta, ve birbirlerine göre ve üzerinde çalışmalar yapılan diğer spiral tarama yaklaşımlarına göre olumlu ve olumsuz yanları ortaya konulmaktadır. Burada ağırlıklı olarak başlangıç noktası Arşimet spiral bağıntısı alınarak kurulan iki temel spiral tarama yaklaşımı üzerinde durulmakta ve taramanın kuramsal alt yapısı oluşturulmaktadır. Kurulan kuramsal alt yapı üzerinde de uygulamalar geliştirilmektedir. Buna bağlı olarak elde edilecek görüntüler açısından polar koordinatlar ile kartezyen koordinatları arasında ilişkiler kurulmakta ve dönüşüm uygulamaları yapılmaktadır.

4.2.1. Değişmez Açısal Hızla Spiral Tarama

Spiral taramaya ilişkin bağıntıları elde etmek için öncelikle Arşimet spiral denklemi dikate alınmaktadır. Bilindiği gibi bu spiralin denklemi;

$$r = a\theta + r_{\min} \quad (3)$$

biçimindedir ve $\theta = f(t)$ t'nin bir işlevidir. Dairesel hareket için ω açısal hız olmak üzere,

$$\theta = \omega.t \quad (4)$$

dir. Spiral taramanın en genel halde her hangi bir $r_{\min} \geq 0$ değerinden başladığı kabul edilirse,

$$r(t) = a\omega.t + r_{\min} \quad (5)$$

biçiminde yazmak mümkün olur.

ω açısal hızı tarama frekansına bağlıdır. Yani,

$$\omega = 2.\pi.f \quad (6)$$

dir. Tarama frekansı bu yaklaşımda değişmez olarak alınmaktadır. $r_{\min}$ değerinden başlayarak spiral dışa doğru açıldığında bir kare tarama süresi olan T_s süresinde yarıçap $r_{\max}$ değerine ulaştığı varsayılarak,

$$r(t)\big|_{t=T_s} = r_{\max} = a.\omega.T_s + r_{\min} \quad (7)$$

elde edilir. Buradan,

$$r_{\max} = a.\omega.T_s + r_{\min} \Rightarrow a = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{\omega.T_s} \quad (8)$$

dir. O halde,

$$r(t) = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{\omega.T_s}.\omega.t + r_{\min} = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{T_s}.t + r_{\min} \quad (9)$$

ve

$$k_1 = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{T_s} \quad (10)$$

alınarak denklem

$$r(t) = k_1.t + r_{\min} \quad (11)$$

$$\omega = 2.\pi.f \quad (12)$$

ve

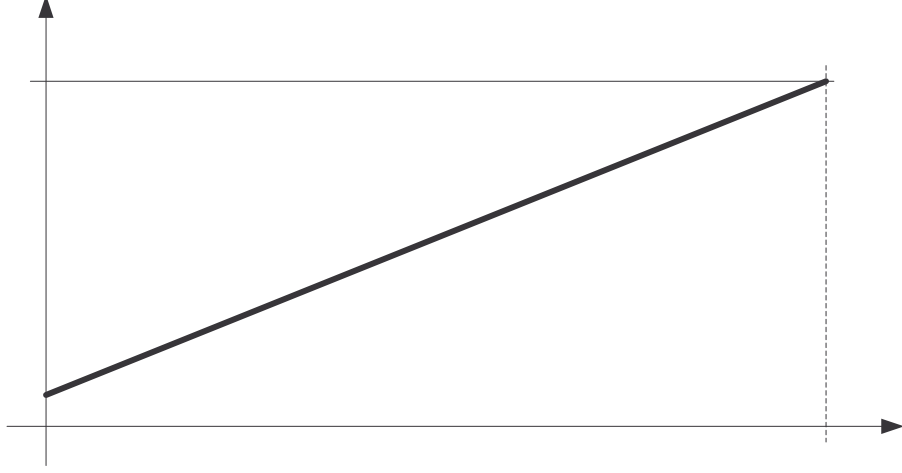
$$\theta(t) = \omega.t \quad (13)$$

olarak yeniden düzenlenebilir. Buna göre $r(t)$ ve $\theta(t)$ nin t 'ye göre değişimleri şekil 4.8 ve 4.9 da verilmektedir.

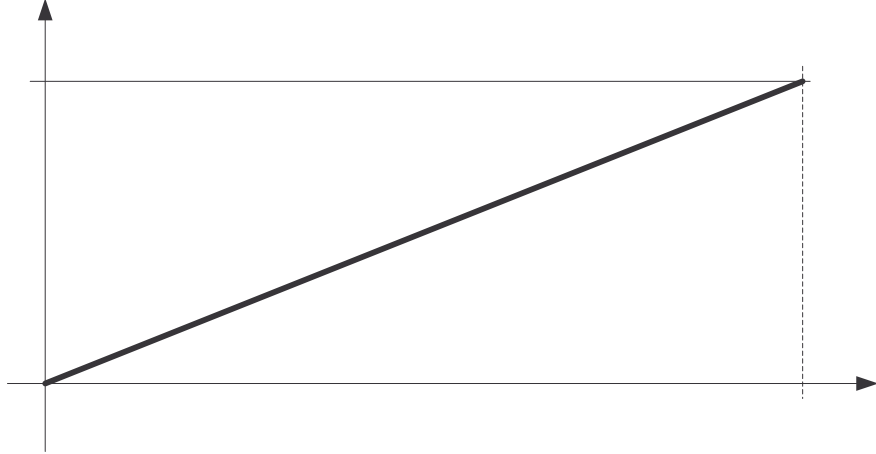
Polar kartezyen koordinat dönüşümleri için eşitlikler,

$$\begin{aligned} x &= r \cos \theta \\ y &= r \sin \theta \end{aligned} \quad (14)$$

olarak verilmektedir. Buradan yola çıkarak saptırma sinyalleri için yatay saptırma sinyali $r \cdot \cos(\omega t)$ biçiminde ve düşey saptırma sinyali $r \cdot \sin(\omega t)$ biçiminde değişmelidir.



Şekil 4.8. Spiral taramada değişmez açısal hız için $r(t)$ yarıçapın değişimi



Şekil 4.9. Spiral taramada değişmez açısal hız için $\theta(t)$ 'nin değişimi

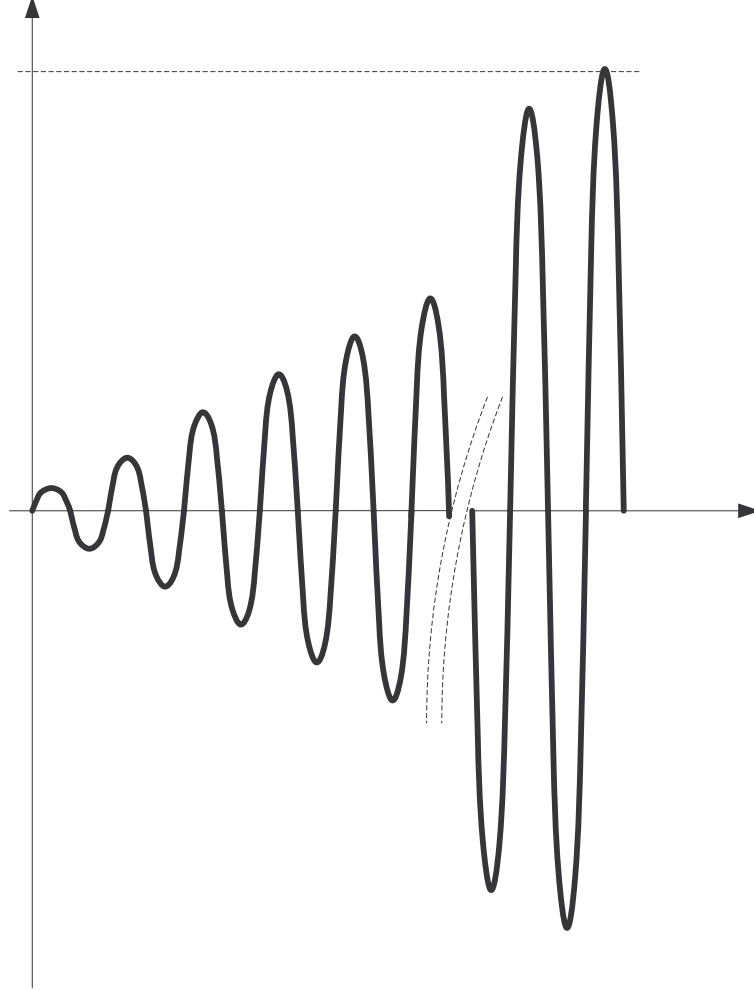
$r(t)$

O halde bir görüntü alıcı tüpüne bu sinyallerin uygulanması düşünüldüğünde, yatay ve düşey saptırma sinyalleri yada sargılardan söz ediliyorsa akımları için

$r_{\max}$

$$\begin{aligned} i_x(t) &= A_1 r(t) \cos(\omega t) \\ i_y(t) &= A_2 r(t) \sin(\omega t) \end{aligned} \quad (15)$$

biçiminde yazılabilir. Burada A genişletme çarpanı olup, 1 birim sapma için gerekli olan akım miktarını temsil etmektedir. Birimi mA/mm olup, sargıların akım karakteristiği doğrusal kabul edilirse değişmez alınabilir.



Şekil 4.10. Değişmez Frekanslı spiral uygulamada düşey saptırma akımı

Elektron demetinin alıcı tüpün hedefinde $r_{\max}$ kadar sapması için gerekli yatay saptırma akımı $i_{x\max}$ ve düşey saptırma akımı $i_{y\max}$ olmalıdır.

Buradan

$$A_2 r_{\max}$$

$$\begin{aligned}
A_1 &= \frac{i_{x \max}}{r_{\max}} \\
A_2 &= \frac{i_{y \max}}{r_{\max}}
\end{aligned}
\tag{16}$$

olarak bulunur. Sonuçta alıcı tüpün saptırma sargılarına uygulanacak olan akım sinyalleri,

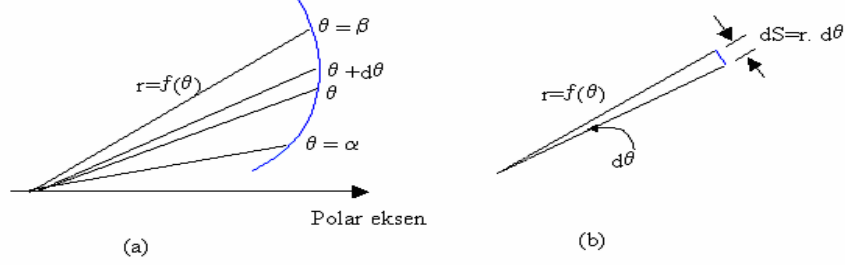
$$\begin{aligned}
i_x(t) &= \frac{i_{x \max}}{r_{\max}} \cdot r(t) \cos \omega t \\
i_y(t) &= \frac{i_{y \max}}{r_{\max}} \cdot r(t) \sin(\omega t)
\end{aligned}
\tag{17}$$

elde edilir. Saptırma sargılarına uygulanan sinüzoidal sinyallerin frekansları değişmez seçildiğinden, spiral taramada açısal hız değişmez seçilmiş olmaktadır. Dolayısıyla çevresel – çizgisel hız ve bağlı olarak ışık demetinin tarama hızı merkezden dışarıya doğru gidildikçe artmaktadır. Video tüpünde ışığın toplanma ilkesinden dolayı bu durum oluşturulan görüntüde modülasyon olarak alınmaktadır.

Ayrıca merkezden dışa doğru gidildikçe tarama hızının artması, görüntü sinyalinin sayısallaştırılması sürecinde de sorunlar yaratmaktadır. Tarama hızının artmasına bağlı olarak, Nyquist ölçütüne göre örnekleme frekansının da artması gerektiği açıktır. En dış yörüngeye göre (tarama hızının en yüksek değerine göre) seçilecek değişmez örnekleme frekansının kullanılması durumunda, iç yörüngelerde (bağlı tarama hızının daha düşük olduğu bölgelerde) fazladan örnekler (informasyon) alınması ortaya çıkacak olup, bu durum daha ilerdeki aşamalarda görüntünün işlenmesi ve saklanması sorunlar yaratacaktır. Bu nedenle görüntünün taranmasında bu yaklaşıma dayalı yöntem basit olmasına rağmen ortaya çıkardığı sorunlar açısından daha uygun bir yaklaşım arayışını da doğurmaktadır. Burada araştırılması gereken nokta çizgisel hızın zamanla değişiminin nasıl olacağıdır. Çünkü bu yöntem kullanılacak olursa çizgisel hızın değişiminin gerek örnekleme sıklığının ve gerekiyorsa değişiminin nasıl olacağı konusunda karar vermek gerekecektir.

4.2.1.1. Çizgisel Hızın (Anahtarlama Hızının) Belirlenmesi:

Polar koordinatlarda değişim,



Şekil 4.11. spiral taramada a) r ve θ 'nin değişimi b) birim zamanda alınan yol

Şekil 4.11.b' den

$$dS = r \cdot d\theta \quad (18)$$

dır[19]. Buradan yukarıda verilen bağıntılarda dikkate alınarak,

$$v(t) = \frac{dS}{dt} = a \cdot \omega^2 t + \omega \cdot r_{\min} = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{T_s} \omega^2 \cdot t + \omega \cdot r_{\min} \quad (19)$$

$$V_0 = \omega \cdot r_{\min}$$

olarak bulunur. Açısal hız ω değişmez ve $r(t)$ doğrusal değişen rampa işlevidir. Görüldüğü gibi çevresel hız yarıçap değişimine bağlı ve dolayısıyla t 'nin doğrusal bir işlevidir.

Buradan $v(t)$ 'nin değişimi dikkate alındığında her bir ögenin anahtarlama hızında doğrusal değişim olacağı görülmektedir. O halde her bir ögenin anahtarlanma süresi $\tau(t)$, $r(t)$ 'ye bağlı, dolayısıyla $V(t)$ ile ters orantılı olarak değişecektir. Ortalama hızda $\tau(t) = \tau_e$ ye eşit olduğunu kabul ederek;

$$\tau(t) = \frac{V_{0rt} \tau_e}{v(t)} = \frac{V_{0rt} \tau_e}{a \cdot \omega^2 t + V_0} \quad (20)$$

biçiminde elde edilir. $t=0$ için $V_0=v(0)$ ve

$$V_{ort} = \frac{1}{T_s} \int_0^{T_s} \left(\frac{r_{\max} - r_{\min}}{T_s} \cdot \omega \cdot t + \omega \cdot r_{\min} \right) dt = \omega \cdot \left(\frac{r_{\max} + r_{\min}}{2} \right) \quad (21)$$

dir. O halde $r(t)$ nin $\frac{r_{\max} + r_{\min}}{2}$ 'ye eşit olduğu t_0 anında çizgisel hız ortalama hıza eşit olmaktadır.

$$r(t_0) = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{T_s} \cdot t_0 + r_{\min} = \frac{r_{\max} + r_{\min}}{2}$$

$$t_0 = \frac{T_s}{2}$$

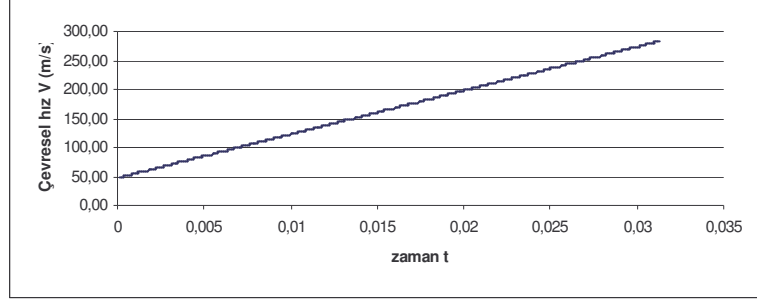
bulunur. Spiral taramada alıcı tüp hedefinde spiral iz boyunca gerilim sinyali $U_c(t)$ olsun. Bu durumda direnç üzerinden alınan sinyal;

$$U_{cs}(t) = U_c(t) \cdot e^{-\frac{V_{ort} \tau}{(a \cdot \omega^2 t + V_0) \cdot RC}} \quad (22)$$

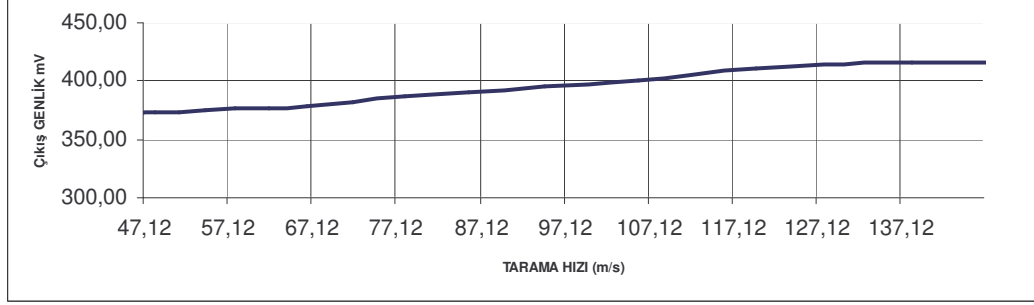
olur. Bu yöntemle taramada her bir öge için giderek azalan anahtarlama süresinden dolayı tarama boyunca görüntü üzerinde genlik modülasyonu oluşacaktır. O halde buradan yola çıkarak üzerinde durulması ve önemsenmesi gereken durumun çizgisel hızı değişmez tutmak olduğu anlaşılmaktadır. Deneysel çalışmalardan da görüleceği gibi farklı hızlarda yapılan ölçümler sonucu alınan genlik değerlerinin hıza bağlı değişimi görülmektedir.

Buradan yola çıkarak tek frekansla tarama yapılabilmesi için alınan sinyaldeki genlik değişiminin kabul edilebilir değerler arasında kalması ve en yüksek çizgisel hızda elde edilen U_{cs} ile en küçük çizgisel hızda elde edilen U_{cs} değerlerinin birbirine istenilen ölçülerde yakın ve hatta olanaklı ise eşit değerler olması istenen önemli ölçü olacaktır. (20) eşitliğinden her bir ögenin anahtarlama süresinin çizgisel hıza bağlı olduğu gözlenmektedir ve deneysel sonuçlardan çizgisel hızın zamanla değişimi şekil 4.12'de verilmektedir. Her ögenin anahtarlama süresi, çizgisel hızla ters orantılı olduğundan dış yörüngeye çıkıldıkça giderek azalmakta ve çıkışta direnç üzerinden

alınan sinyalin genliğinde artış gözlenmektedir. Bu durumun deneysel olarak elde edilen sonuçlara ilişkin grafiği şekil 4.13’de verilmektedir. Bu verilen aralıkta görüntü üzerinde alınacak genlik modülasyonu açıkça görülmektedir.



Şekil 4.12. Çizgisel hızın zamana göre değişimi



Şekil 4.13. $f=10000\text{Hz}$ spiral taramada görüntü üzerinde oluşan genlik modülasyonuna ilişkin grafik.

Bu modülasyon etkisinin ortadan kaldırılabilmesi için alınan sinyale, karakteristik eğrisi şekil 4.12’de verilen eğrinin tersi olan bir işlem uygulanmalıdır.

4.2.2. Değişmez Çizgisel Hızlı Spiral Tarama

Anımsanacağı gibi spiralın bağıntısı (3) ve (4) eşitlikleri ile $r = a\theta$ olarak verilmiş ve $\theta = \omega t$ olarak tanımlanmış, ω ’nın değişmez alındığı söylenilmiştir. Geline nokta çizgisel hızı sabitlemek için ω ’nın artık değişmez olmaması çıkarımı yapılmıştır. O halde ω yarıçapa dolayısıyla t ’ye bağlı değişen bir işlev olmalıdır. $\omega = f(t)$.

Buradan (3) denklemi yeniden yazılacak olursa,

$$r(t) = a.\theta(t) + r_{\min} \quad (23)$$

ve yol boyunca hız,

$$V = \frac{dS}{dt} = \frac{r.d\theta}{dt} \quad (24)$$

değişmez olmalıdır. O halde,

$$r = a\theta + r_{\min}$$

$$Vdt = (a\theta + r_{\min}).d\theta \Rightarrow \int Vdt = \int (a\theta + r_{\min}).d\theta \quad (25)$$

dır. Bu integralin çözümünden,

$$\theta^2 + \frac{2.r_{\min}}{a}.\theta - \frac{2}{a}V.t = 0 \quad (26)$$

eşitliği elde edilir. bu eşitliği 2. dereceden bir bilinmeyenli denklem gibi düşünerek,

$$\theta_{1,2} = -\frac{r_{\min}}{a} \pm \sqrt{\frac{r_{\min}^2}{a^2} + \frac{2}{a}V.t} \quad (27)$$

olarak bulunur. Açısal hız negatif olamayacağından köklerden pozitif değerli olan çözüm için alınacaktır. Yani,

$$\theta = \sqrt{\frac{r_{\min}^2}{a^2} + \frac{2}{a}V.t} - \frac{r_{\min}}{a} = \frac{1}{a} \left(\sqrt{r_{\min}^2 + 2.a.V.t} - r_{\min} \right) \quad (28)$$

alınacaktır. O halde yarıçap işlevi,

$$r(t) = a.\theta + r_{\min} = \sqrt{r_{\min}^2 + 2.a.V.t} \quad (29)$$

olarak elde edilir. Bu eşitlikler de dikkate alınarak,

$$\omega(t) = \frac{d\theta}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\sqrt{\left(\frac{1}{a}r_{\min}\right)^2 + \frac{2.V}{a}t} - \frac{1}{a}r_{\min} \right) = \frac{V}{\sqrt{2.a.V.t + r_{\min}^2}} \quad (30)$$

elde edilir.

$$\omega(t) = 2\pi.f(t) \quad (31)$$

olduğuna göre frekans bağıntısı,

$$f(t) = \frac{V}{2\pi.\sqrt{2.a.V.t + r_{\min}^2}} \quad (32)$$

olarak bulunur.

Verici tüplerin yayınsal TV sistemi standartlarına göre üretildikleri dikkate alındığında hedefin ölçüleri ve satır tarama süresi dikkate alınarak en uygun çizgisel hız bulunur. Bulunan bu satır tarama hızı, spiral tarama için de çizgisel hız olarak alınmalı ve spiral tarama boyunca değişmez tutulmalıdır. Bir dairesel harekette çizgisel hız,

$$V = \omega.r \quad (33)$$

dir. Buradan yola çıkarak sınır koşulları yazmak mümkündür. Minimum yarıçap $r_{\min}$ deki açısal hız,

$$\omega_{\max} = \frac{V}{r_{\min}} \Rightarrow f_{\max} = \frac{V}{2\pi.r_{\min}} \quad (34)$$

ve maksimum yarıçap $r_{\max}$ daki açısal hız,

$$f_{\min} = \frac{V}{2\pi.r_{\max}} \quad (35)$$

yazılabilir.

Örneğin $V=141m/s$, $r_{\min}= 0,00075m$ değerleri için maksimum frekans değeri $f_{\max}=29.921,13Hz$ olarak bulunur. Bu değeri $30kHz$ değerine yuvarlamamız durumunda bir sorunla karşılaşmayız. Burada $f_{\max} = 30kHz$, $f_{\min} = 5kHz$ ve buna karşılık çizgisel hız $V = 141,37m/s$ elde edilir.

Eğer $t=T_s$ için frekansın zamana bağlı değişimini veren (32) nolu eşitlikte (35) eşitliği değerlendirilirse,

$$a = \frac{V}{2.T_s} \cdot \frac{1}{(2.\pi.f_{\min})^2} - \frac{1}{2.V.T_s} r_{\min}^2 \quad (36)$$

ve,

$$a = \frac{r_{\max}^2 - r_{\min}^2}{2.V.T_s} \quad (37)$$

olarak elde edilir. Bu durumda [36] eşitliğinde a ifadesi yerine konulursa,

$$f(t) = \frac{V}{2.\pi.\sqrt{\left(\frac{r_{\max}^2 - r_{\min}^2}{T_s}\right).t + r_{\min}^2}} \quad (38)$$

eşitliği elde edilir. Bu durumda $\theta(t)$ ve $r(t)$ bağıntıları için de a ifadesini yerine yazarak (28) ve (29) eşitlikleri yeniden düzenlendiğinde,

$$\theta(t) = \frac{2.V.T_s}{r_{\max}^2 - r_{\min}^2} \cdot \left(\sqrt{\frac{r_{\max}^2 - r_{\min}^2}{T_s} . t + r_{\min}^2} - r_{\min} \right) \quad (39)$$

ve

$$r(t) = \sqrt{\frac{r_{\max}^2 - r_{\min}^2}{T_s} . t + r_{\min}^2} \quad (40)$$

ifadeleri elde edilir. Spiral tur sayısı taranan satır sayısını verdiğiinden önemli bir ölçüdür. Spiral tur sayısını belirlemek için ortalama frekansın hesaplanması gerekmektedir.

$$f_{ort} = \frac{1}{T_s} \int_0^{T_s} f(t) dt \quad (41)$$

dir.

$$f(t) = \frac{1}{2.\pi} \cdot \frac{d\theta}{dt} \Rightarrow \frac{1}{T_s} \int_0^{T_s} f(t) dt = \frac{1}{2.\pi.T_s} \cdot \theta(t) \Big|_{t=0}^{t=T_s} \quad (42)$$

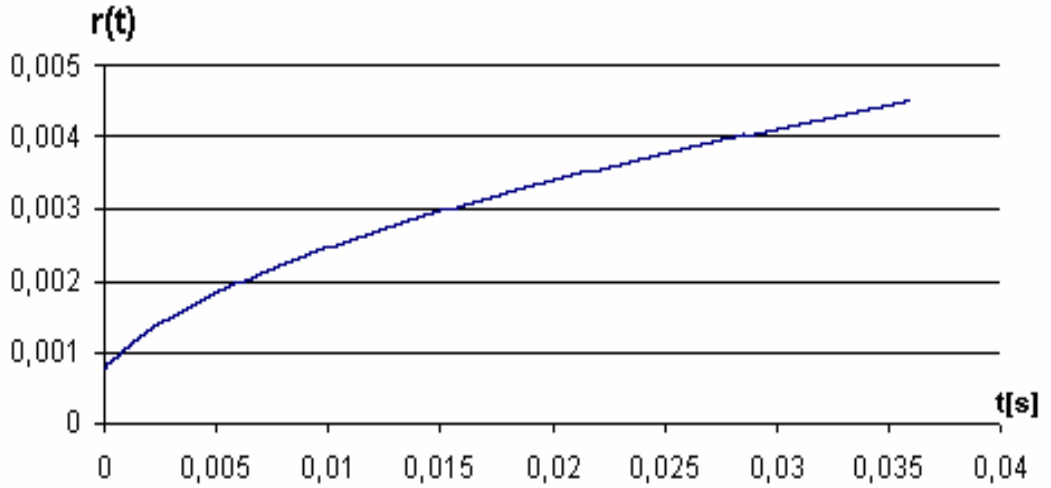
olarak ortalama frekans değeri bulunur. Bir tam spiralin taranma süresi olan T_s süresince tur sayısı,

$$T_s \cdot f_{ort} = \frac{1}{2\pi} \cdot \theta(t) \Big|_{t=0}^{t=T_s} \quad (43)$$

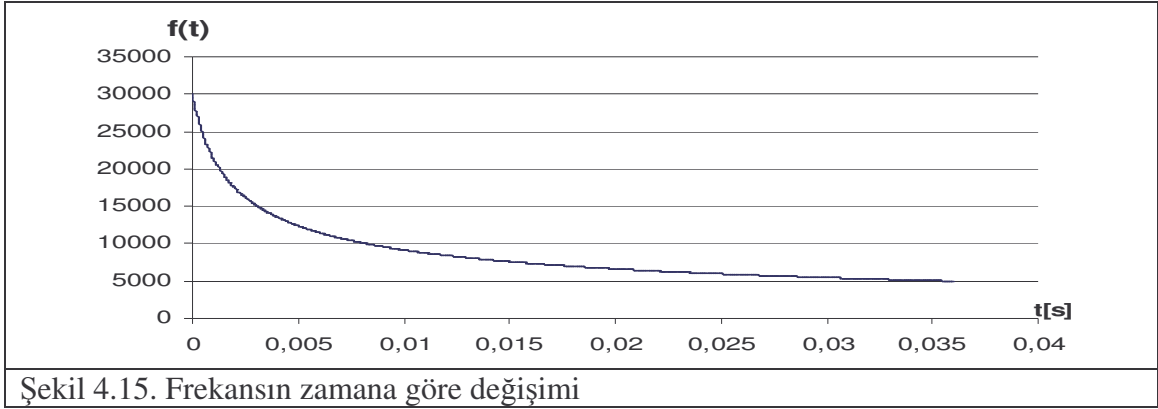
olarak bulunur. Yeni elde edilen ifadeler değerlendirildiğinde,

$$\begin{aligned} i_x(t) &= \frac{i_{x\max}}{r_{\max}} \cdot r(t) \cos \theta(t) \\ i_y(t) &= \frac{i_{y\max}}{r_{\max}} \cdot r(t) \sin \theta(t) \end{aligned} \quad (44)$$

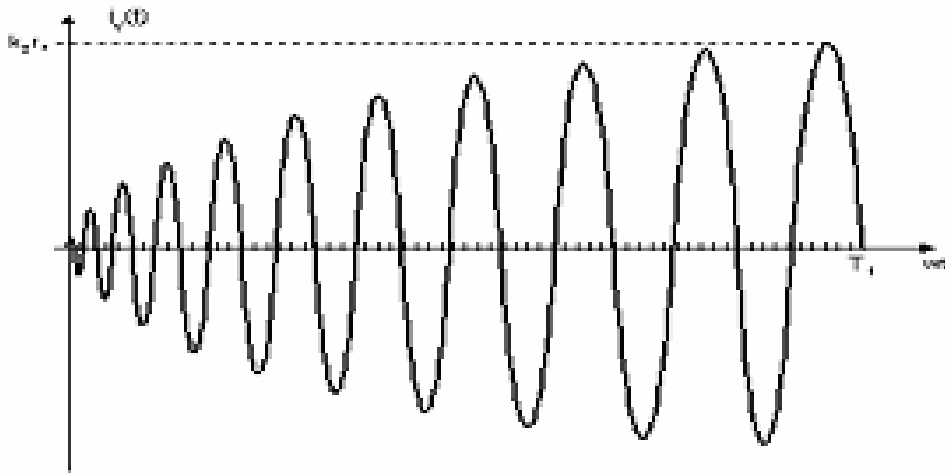
ifadeleri elde edilmiş olur. Bu yaklaşımda her bir ögenin anahtarlanma süresi sabittir. Dolayısıyla görüntü üzerinde modülasyon beklenmez. Elde edilen ifadelerden yarıçap işlevinin zamana bağlı değişimi şekil 4.14 de verilmektedir. Bu tarama yaklaşımında açısal hız değiştiğinden buna bağlı olarak tarama sinyalinin frekansı da değişmektedir. Bu değişim şekil 4.15 de verilmektedir.



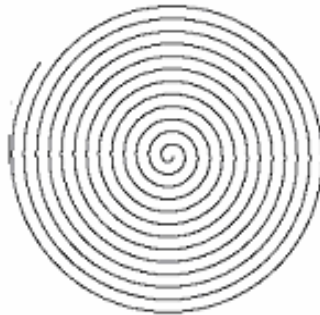
Şekil 4.14. Yarıçapın zamana göre değişimi



Elde edilen matematiksel ifadeler kullanılarak elde edilen saptırma sinyali ve spiral taranan düzlem sırasıyla şekil 4.16 ve şekil 4.17 da verilmektedir.



Şekil 4.16. Saptırma Sinyali



Şekil 4.17. Geniş aralıkta spiral taranan düzlem

Buraya kadar yaptığımız çalışmalardan ortaya çıkan sonuç, tüplü TV vericilerinde gerek saptırma akımlarını kararlı üretmenin güçlüğü, gerek tüpün yatay ve düşey saptırma sargılarının eşdeğer özellikli olmamasından dolayı aynı frekansa farklı tepke vermelerinin yarattığı olumsuzluk, gerek projede durgun görüntülerle çalışmanın avantajı ve gerekse günümüzde sayısal fotoğraf makineleriyle yeterince yüksek çözünürlüklü görüntü alabilme olanakları verici tüpler yerine sayısal fotoğraf makineleri kullanma kararına neden olmuştur.

Sayısal fotoğraf makinesi kullanmanın olumlu yanları,

- i. Yazılımda spiral tarama yaklaşımları için elde edilen eşitliklerin kullanılmasının yazılımla olanaklı olması.
- ii. Saptırma akımlarının üretilmek zorunda olmaması.
- iii. Vidikon tüpün saptırma sargılarının yeniden eşdeğer sargılar olarak elde edilmesine gerek olmaması.
- iv. Vidikon tüplü vericinin çıkış katında frekansa bağlı eğriselliğin ortadan kaldırılması için her hangi bir işlem yapılmasına gerek olmaması
- v. Vidikon tüplerin verdiği çözünürlüğün yanında çok daha yüksek çözünürlükte görüntü alınabilmesi
- vi. Örneklem devresi ve senkronizasyon gerekmemesi
- vii. Verilerin bilgisayar ortamına gönderilmesi için arayüz sistemleri kurulmasına gerek kalmaması.

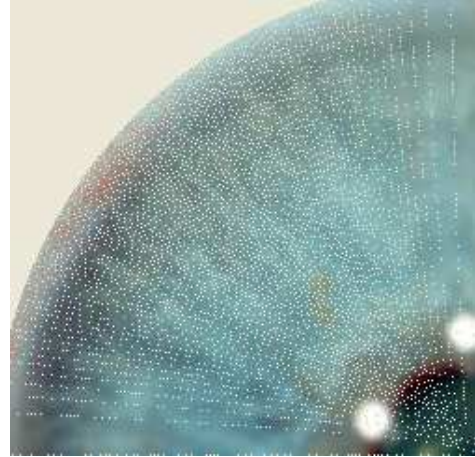
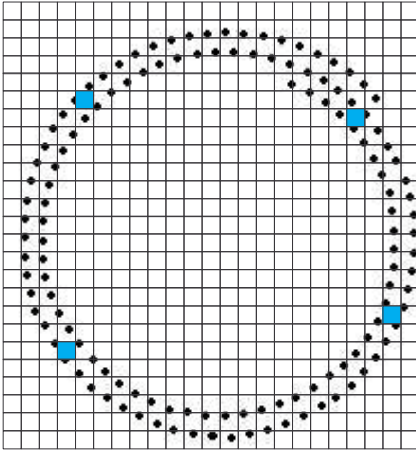
Sayısal fotoğraf makinesi kullanmanın olumsuz yanları,

- i. Bellek kullanımının gerekmesi,
- ii. Ortogonal nitelikte yapısından dolayı kartezyen polar koordinat dönüşümlerinin kullanılması.
- iii. Polar koordinatlarda doğru adresleme

iv. 45° civarlarında pixel sayısı kadar örnek alınması durumunda piksel atlama olasılığının yüksek olması nedeniyle fazla sayıda örnek alma zorunluluğu
Şekil 4.18.

v. Fazla alınan örneklerin denetlenerek yok edilmesinin gerekmesi (bilgi saklanırken özellikle)

Bu olumlu ve olumsuz yanlar değerlendirildiğinde sayısal fotoğraf makinesi kullanmanın yarattığı olumsuzlukların daha rahat aşılabileceği görülmektedir. Bu nedenle sayısal fotoğraf makinelerinin kullanımı tercih edilmiştir. Sayısal fotoğraf makinelerinden alınan görüntüler üzerinde aperture etkisi ve aperture ile tarama yaklaşımının literatürde yer alan çalışmalar yanındaki olumlu yanları üzerinde durulmaktadır. Ancak tarama üzerinde aperture etkisinin değerlendirilebilmesi için yapılacak simülasyonda analog sistemdeki aperture niteliklerinin dikkate alınması daha anlamlı olacaktır.



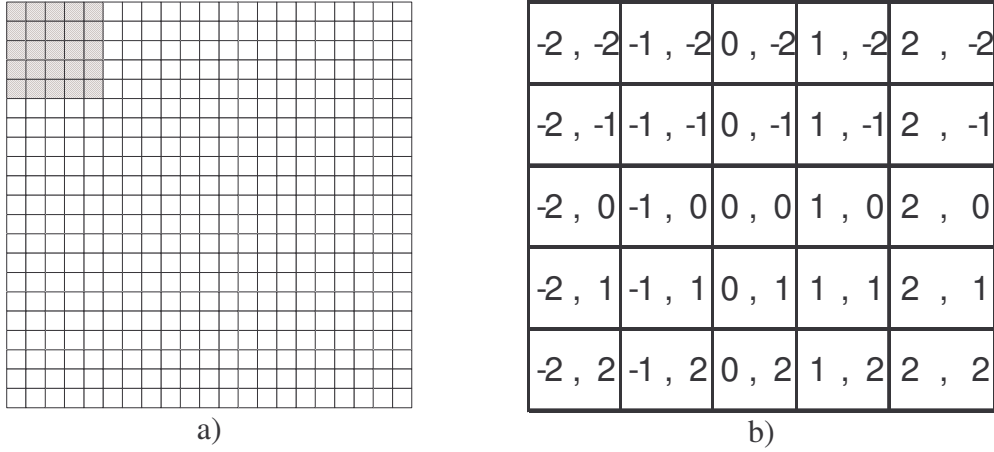
Şekil 4.18. Alan içinde bulunan piksel sayısı kadar örnek alınması durumunda atlanan pikseller

Bilgisayar ortamında gerek ortogonal tarama ve gerekse spiral taramaya yönelik tüplü verici benzeşiği ve karşılaştırmaları yapabilmek için sistem taramada etkili parametrelerin modellenmesi gerekmektedir. Bu parametrelerden en önemli ve etkisi tarama aperturudur.

4.3. Karesel Aperture

Önce ortogonal tarama yaklaşımına uygun olarak ortogonal yapıda bir aperture belirlensin ve bu aperture'un yatay ve düşeydeki işlevi gerçek bir aperture ile uygun olsun.

Bilindiği üzere aperture işlevi merkezinde maksimum ve kenarlarda minimum değerleri olan simetrik bir işlevdir. Bu durumu incelemek üzere aperture'un uyardığı alanı adreslemek, bir aperture işlevi oluşturmak için yararlı olacaktır. Bu amaçla YBA algılayıcıların yapısına da uygun olarak görüntü alanı karesel hücrelere bölünmekte ve adreslenmektedir.



Şekil 4.19. a) Görüntü alanı ve aperture büyüklüğü, b) Aperture alanının adreslenmesi

Alınan sinyal üzerinde aperture etkisini yaratabilmek için adreslenen ve uyarılan aperture alanı ile ilişkili olarak adrese bağlı bir işlev tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla aperture büyüklüğü dikkate alınarak merkez noktası belirlenmelidir. $N \times N$ büyüklüğünde karesel yapıya sahip bir aperture için merkez nokta,

$$v = \frac{N-1}{2} \quad (45)$$

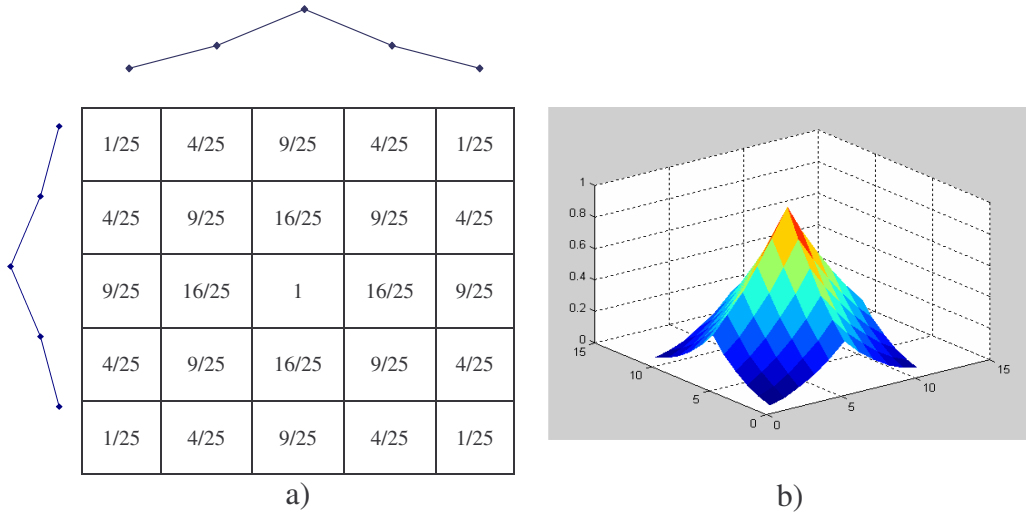
olur. görüntü düzleminde kartezyen koordinatlar x ve y ile gösterilmektedir. Aperture koordinatları ile görüntü düzlemi arasında bir ilişki kurmak gerekir. Öyle ki tanımlanan bu ilişki ile hem aperture işlevinin adreslediği alanda alınan sinyal değerlerinin uygunluğunun ve hem de görüntü düzleminde aperture kaymasının tanımlanması mümkün olsun. j ve i aperture koordinatları olmak üzere,

$$\begin{aligned} j &= x - (v + 1) \\ i &= y - (v + 1) \end{aligned} \quad (46)$$

olarak tanımlanabilir. Bu durumda ağırlık katsayıları için,

$$A[j, i] = \frac{1}{(2v + 1)^2} [(v - |j|) + (v - |i|) + 1]^2 \quad (47)$$

biçiminde bir işlev tanımlanmaktadır. Bu işleve göre N=5 için elde edilen aperture şekil 4.20'de verilmektedir.



Şekil 4.20. a) Aperture ağırlık işlevinin dağılımı, b) Aperture biçimi

Şekilden de görüleceği gibi elde edilen aperture ağırlık işlevi koni biçiminde bir değişim göstermektedir. Oysa aperture etkisinin *poisson dağılımı* gösterdiği bilinmektedir. Bu nedenle Aperture ağırlık işlevi poisson dağılımı dikkate alınarak yeniden hesaplanmaktadır.

Poisson sıklık işlevi;

$$P_l^i = e^{-m} \frac{m^i}{i!} \quad (48)$$

biçimindedir.

Aperture niteliğinin Poisson dağılımına sahip olması için ağırlık katsayıları yeniden hesaplanmaktadır. Bu katsayılar “Ön ağırlık katsayıları” olarak adlandırılacaktır.

Burada ön ağırlık katsayıları

$$A[j, i] = (v - |j|) + (v - |i|) + 1 \quad (49)$$

olarak hesaplanmaktadır.

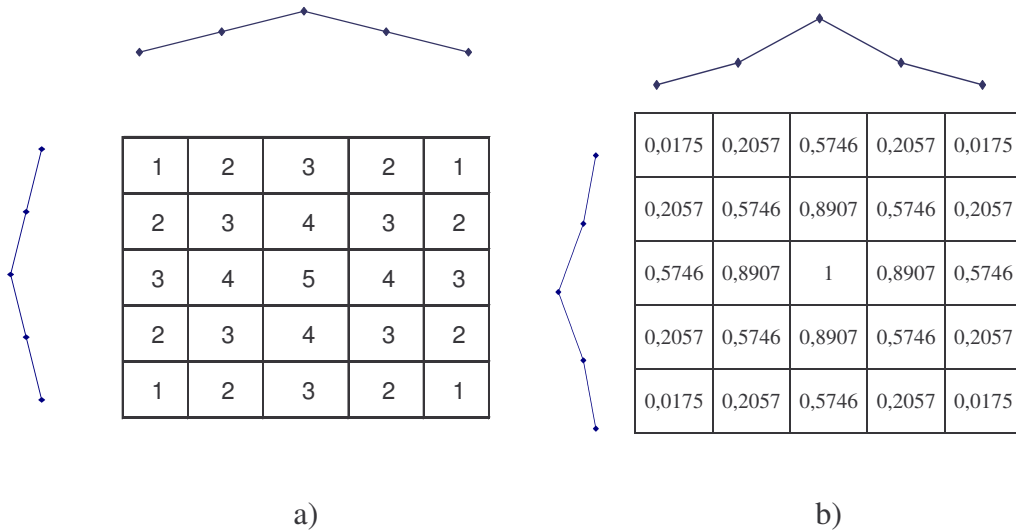
Eşitlik 54’te verilen Poisson sıklık işlevinde m yerine ön ağırlık katsayıları $A[j, i]$ ler ve i yerine matris boyutu N alınarak yeni ağırlık katsayıları;

$$AA[j, i] = k \cdot e^{-(A[j, i])} \frac{(A[j, i])^N}{N!} \quad (50)$$

olarak hesaplanmıştır. Burada k aperture boyutu ile ilişkili genişletme – düzeltme çarpanıdır.

$$k = e^N \frac{N!}{N^N} \quad (51)$$

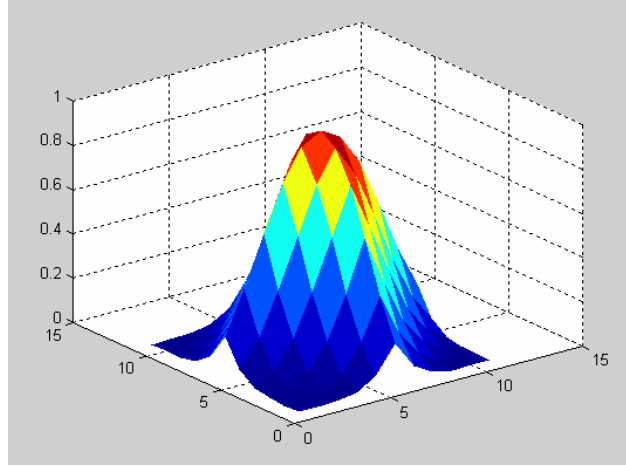
Buna göre görüntü üzerinde kullanacağımız aperture ağırlık katsayıları $AA[j, i]$ ler, $N=5$ için aşağıdaki gibi elde edilmiştir.



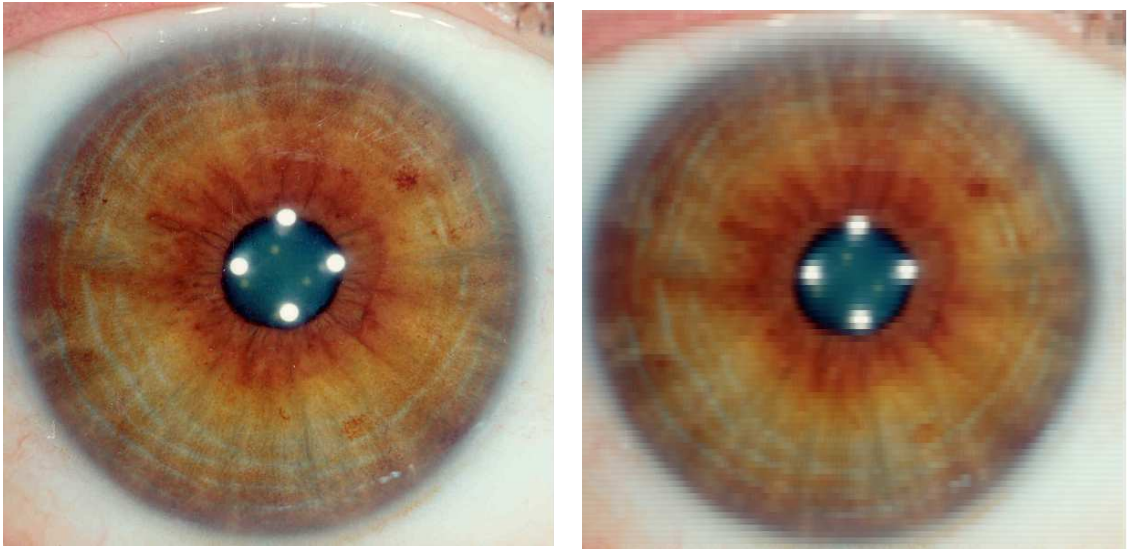
Şekil 4.21. $N=5$ büyüklüğündeki aperture için

- a) ön ağırlık katsayıları ($A[j, i]$),
b) ağırlık katsayıları ($AA[j, i]$)

Yukarıda verilen işlevler yardımıyla elde edilen aperture biçimi şekil 4.22’de verilmektedir.



Şekil 4.22. Ön ağırlık katsayıları ve poisson sıklık işlevi kullanılarak elde edilen Aperture işlevi

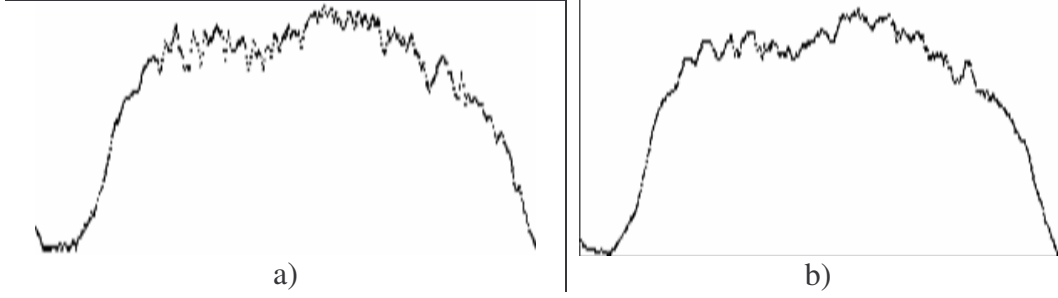


Şekil 4.23. a) gerçek görüntü b) tanımlı aperture işlevi kullanılarak taranan görüntü (Aperture büyüklüğü $N=7$ piksel alınmıştır)

Görüntü sinyali $f(x, y)$ olmak üzere tanımlı $A_p(x, y)$ işlevi uygulanarak yeniden elde edilen görüntü sinyali

$$f'(x, y) = \sum_{j=-N/2}^{N/2} \sum_{i=-N/2}^{N/2} f(x, y) A_p(x-i, y-j) \quad (52)$$

olarak hesaplanmaktadır.



Şekil 4.24. Görüntünün 128. satır sinyali a) $N=3$ piksel, b) $N=7$ piksel

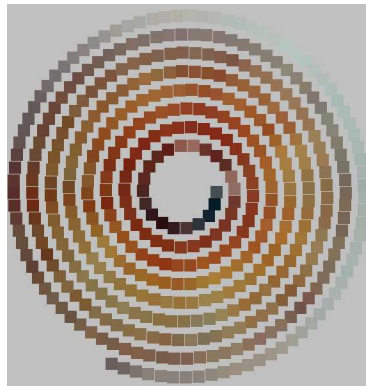
Elde edilen bu karesel aperture kullanılarak yapılan ortogonal taramada elde edilen görüntü şekil 4.23 de ve Aperture büyüklüğü $N=3$ piksel ve $N=7$ piksel için tek satıra ilişkin sinyaller sırasıyla şekil 4.24. de verilmektedir.

Karesel aperture ile ortogonal tarama yapılması, tarama biçiminin aperture yapısıyla uyumlu olduğu dikkate alındığında uygun bir yaklaşım olarak görülmektedir. Ancak taramanın spiral yapılması durumunda uygunluğunun tartışılması gerekir.

4.3.1. Karesel Aperture ile Spiral Tarama;

Bu aşamada gerçekte karesel ancak ağırlık işlevleri yönüyle yaklaşık dairesel kabul edilebilecek olan aperture ile spiral taramanın yapılabilirliği incelenerek, varsa olumsuzlukları değerlendirilmektedir.

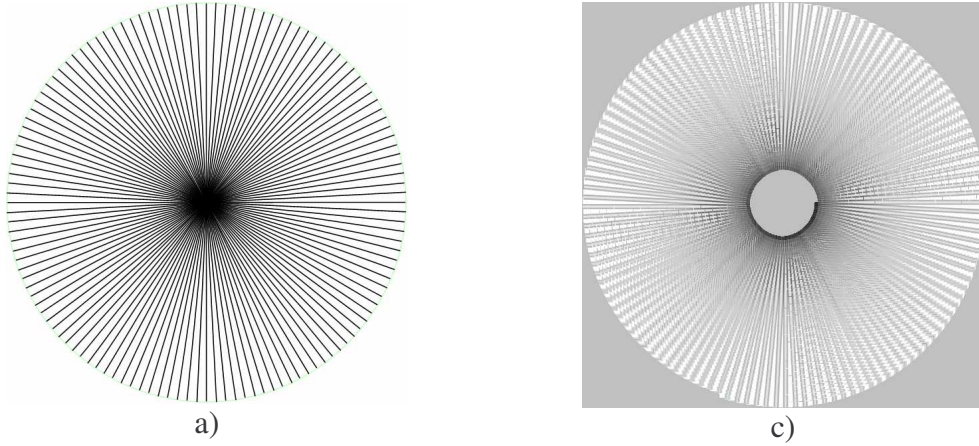
Şekil 4.25’de büyük adımlarla ilerlenerek kare aperture ile spiral tarama örneği verilmektedir.



Şekil 4.25. Spiral taramada kare aperture ile örnekleme

Şekilden de görüldüğü gibi yarıçap doğrusu üzerinde taramanın 0° , 90° , 180° ve 270° açılarında aperture büyüklüğü minimum değerinde, yani seçilen N değeri kadar, iken 45° , 135° , 225° ve 315° açılarında maksimum, yani $\sqrt{2} \cdot N$ kadar olmaktadır. O halde bu yaklaşımda ilk göze çarpan olumsuzluk olarak aperture'un açığa bağlı değişimi gözlenmektedir. Dairesel yada spiral bir tarama yaklaşımında bu gözlenen olumsuzluğun ortadan kaldırılması için aperture biçiminin de dairesel yada spiral yapıda olması gerekir. Şekil 4.25 te spiral taramada karesel aperture ile örneklemenin gösterilebilmesi için gerçekte kullanılan kayan aperture yerine ayırık aperturelar gösterilmektedir. Çalışmanın hemen her yerinde kayan aperture kullanılarak sinyal sürekliliği sağlanmaktadır.

Spiral tarama için daha uygun olduğu düşünülen merkezden dışa doğru çizgilerden oluşan test görüntüleri oluşturularak, bu görüntüler üzerinde çalışmalarda başlangıç noktası belli bir $r_{\min} \neq 0$ değerinden başlatılmıştır.



Şekil 4.26. a) Test görüntüsü c) $N=7$ karesel aperture ile spiral tarama

Şekiller incelendiğinde taramada aperture $\theta = 0^\circ$, 90° , 180° ve 270° açılarından minimum değerinde, yani seçilen N değeri kadar, olduğundaki çözünürlük ile $\theta = 45^\circ$, 135° , 225° ve 315° açılarından geçerken büyüklüğü maximumdeğerinde, $\sqrt{2} \cdot N$ kadar, olduğundaki çözünürlüklerin birbirine eşit olmadığı görülmektedir. Göz bebeğinin sınırlarının biçimi çoğu zaman önemli olduğundan taramanın kendi yapısında dolayı ortaya çıkan biçim bozukluğu önemli bir engel oluşturmaktadır.

4.3.2. Spiral Aperture ile Spiral Tarama;

Karesel aperture kullanılması dolayısıyla ortaya çıkan olumsuzlukları ortadan kaldırmak için spiral taramada dairesel aperture kullanımının daha uygun olacağı düşünülmektedir. Bu yolla açığa bağlı aperture büyüklüğündeki değişimin önüne geçilmiş olunabilir.

Öncelikle aperture için spiral iç tarama oluşturularak, ağırlık katsayıları yeniden hesaplanmaktadır. Bu oluşturulurken alınan ölçütler;

- i. Aperture merkezi ana taramanın adreslediği x,y değerleri olmalıdır.
- ii. Aperture ağırlık katsayıları içten dışa doğru poisson dağılımına uygun giderek küçülmelidir.
- iii. Aperture ağırlık katsayılarında belirlenen değerlerin etkisinde değişiklik olmamasını sağlamak amacıyla aperture taraması için de çizgisel hız değişmez tutulmalıdır.

Karesel aperturda olduğu gibi ön ağırlık katsayıları oluşturularak buna bağlı ağırlık katsayılarını poisson dağılımını verecek şekilde elde etmek mümkündür. Dairesel aperture tanımlamak için öncelikle aperture büyüklüğünü belirlemek gerekir. Aperture yarıçapı r_{amx} , aperture minimum tarama yarıçapı r_{amn} kabul edilmektedir.

Burada ön ağırlık katsayıları,

$$A = \frac{(m+1).r_{amx} - r_a}{(m+1).r_{amx}} \quad (53)$$

alınmaktadır. Burada amaç merkezden uzaklaştıkça ön ağırlık katsayılarının doğrusal değişimini elde edebilmektir. $r_a = 0$ için $A=1$ dir. $r_a=r_{amx}$ için $A = \frac{m}{m+1}$ olarak elde edilir. Burada $0 < m < 1$ dir. Bu değer seçilmesinde amaç $r_a=r_{amx}$ için A'yı sıfırdan farklı yapabilmektir.

$$N_a = r_{amx} \quad (54)$$

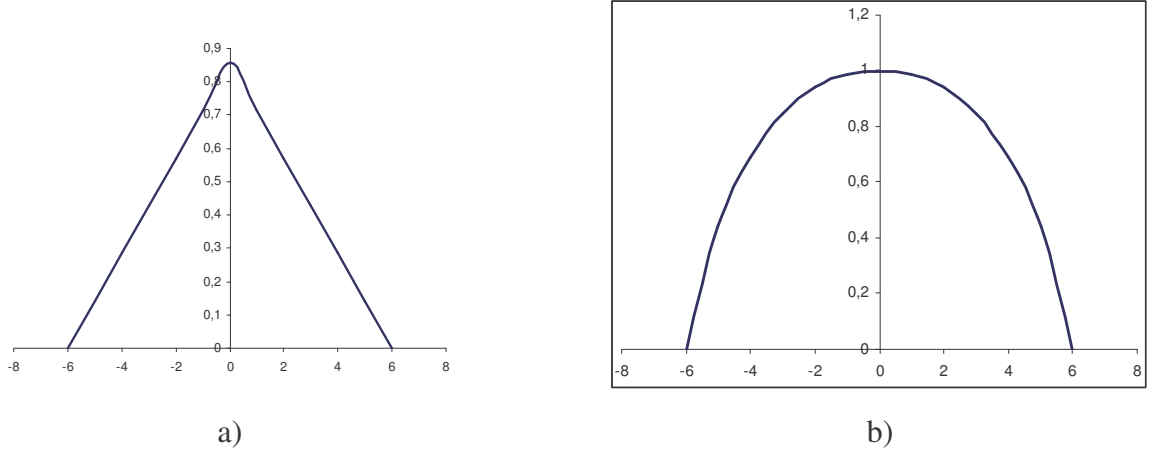
tanımlanmıştır. Buna bağlı olarak poisson dağılımı verecek olan ağırlık katsayıları,

$$AA = k.e^{-A} \cdot \frac{A^{N_a}}{N_a!} \quad (55)$$

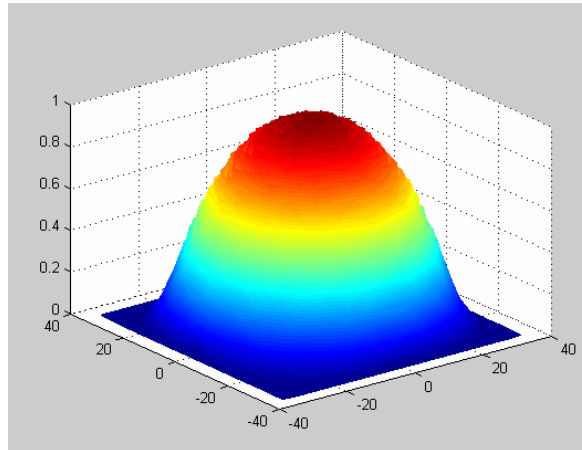
olarak hesaplanmaktadır. Burada k düzeltme katsayısı olup değerleri normalize etmek için kullanılmaktadır ve

$$k = e^{N_a} \frac{N_a!}{N_a^{N_a}} \quad (56)$$

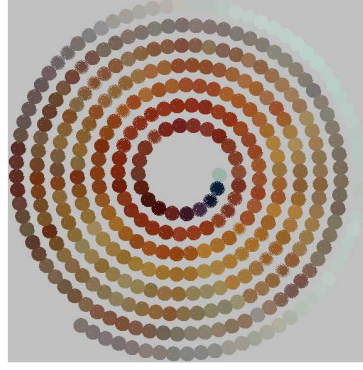
dir. Eşitlikten de görüldüğü gibi k aperture büyüklüğüne bağlıdır.



Şekil 4.27. N=6 büyüklüğündeki aperture için a) (A) ön ağırlık katsayılarının değişimi
b) (AA) ağırlık katsayılarının değişimi



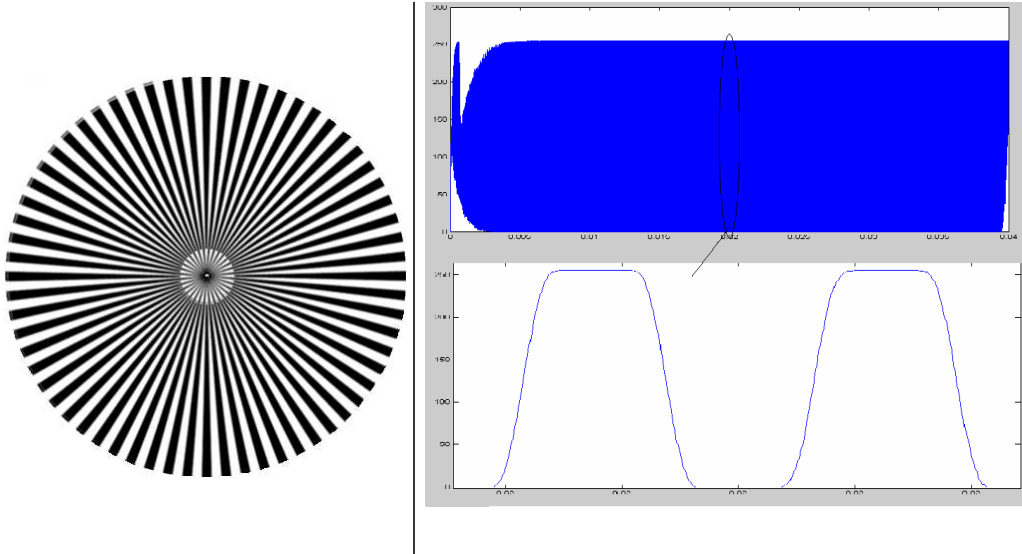
Şekil 4.28. Ön ağırlık katsayıları ve poisson sıklık işlevi kullanılarak elde edilen Aperture işlevi



Şekil 4.29. Spiral taramada spiral (dairesel) aperture ile örneklemeye

Şekil 4.29’da büyük adımlarla ilerlenerek geniş satır aralığında şekil 4.28’de verilen dairesel aperture ile spiral taramada örneklemeye verilmektedir. $\Delta\ell$ ve $\Delta\theta$ nın büyük değerleri için verilen spiral taramada örneklemeye ilişkin şekilden görüldüğü gibi karesel apturda ortaya çıkan etkiler gözlenmemekte taramanın sürekliliği içinde aperture çapı değişmez tutulabilmektedir. Bu tanımlamalara göre oluşturulan aperture ile test görüntüleri için yapılan tarama örnekleri aşağıda verilmektedir.

Görüntü üzerinde yapılan karşılaştırma sonucu test görüntüsünde merkezdeki dairesel biçimdeki bozulma dışında göze çarpan farklılıklar gözlenememiştir. Ancak karesel aperture ile yapılan taramada satırlar arası uzaklıkların daha sık tutulması gerekmektedir. Dolayısı ile aynı alan içerisinde daha fazla satır taramak gerekmektedir. Bu ön inceleme ve tarama koşullarının belirlenmesinden sonra tarama sonucu elde edilen görüntü sinyallerinin analizi yapılmaktadır.



Şekil 4.30. Test görüntüsünün N=8 piksel olan dairesel aperture ile taranması sonucu elde edilen sinyal

Analog sistemle benzeşimler oluşturularak elde edilen spiral tarama yaklaşımlarında iridolojik çalışmalarda da yüksek çözünürlük gerektiği ve ayrıntıların işlenmesinde aperture alçak geçiren süzgeç davranışının olumsuz etkisinden kurtulmak için aperture büyüklüğünün 1 piksel seçilmesinin daha uygun olacağı düşünülmektedir.

Aperture büyüklüğünü 1 piksel büyüklüğüne eşit seçmenin;

Olumlu yanları

- i. İşlemler daha da sadeleşmektedir.
- ii. İşlem süresi kısalmaktadır.
- iii. Görüntü çözünürlüğü yüksek olmaktadır.

Olumsuz yanları

- i. Satır sayısı artmaktadır dolayısıyla daha uzun dizi oluşmaktadır.
- ii. Dizinin saklanması dosya boyutu artmaktadır.
- iii. Veri iletiminde bant genişliği artmaktadır.

4.4. Görüntüleme Sistemi ve Analiz

Işık kaynağına sahip biyomikroskop, sayısal fotoğraf makinesi ve bilgisayardan oluşmaktadır. Görüntüyü 10x büyütme yeteneğine sahip biymikroskopla ilişkilendirilen 6Mpiksel çözünürlüğe sahip sayısal fotoğraf makinesi ile iris görüntüleri alınarak USB port üzerinden bilgisayara aktarılmaktadır. Bilgisayara aktarılan görüntüler, irido-tanı amaçlı oluşturulan yazılım kullanılarak analiz edilmektedir.

4.4.1. İrido-tanı Amaçlı Yazılım

İrido-tanı amaçlı oluşturulan yazılımla, görüntüleme sisteminden bilgisayar ortamına alınan yüksek çözünürlüklü iris görüntüsü ilk aşamada bilgisayar ekranına getirilmektedir. Görüntüleme sisteminden alınan bu görüntüler yüksek çözünürlüklü ve büyük boyutlardaki görüntülerdir. Bunların analiz ekranına düşürülmesi küçültülerek sağlanmaktadır. Ancak bu küçültme gerçek resmin de küçültülmesi anlamına gelmemektedir. Görüntü üzerinde yapılan işlemlerde arka planda yüksek çözünürlüklü görüntü kullanılmaktadır.

Bu küçültme işleminde $R_{PT} \times R_{PT}$ büyüklüğündeki alana düşen piksellerin ortalaması alınarak bu alan tek piksele karşılık düşürülmektedir. Görüntü küçültmekle ilgili bir çok teknik kullanılabilir. Belirli aralıklarla piksel atlayarak örnekleme en hızlı ve kolay yöntemdir. Ancak komşu pikseller arası geçişlerin sert olması böyle bir örnekleme sonrasında beklenen durumdur. Komşu pikseller arası genlik farklarının yüksek olması, yöntemden dolayı pikselden komşu piksele geçişlerde ortaya çıkan ani değişimler, değerlendirmede yanıltıcı olabilmektedir. Bu nedenle seçili alandaki piksellerin ortalamalarının alınarak tek pikselle temsil edilmesinin yöntem olarak uygun olacağı düşünülmektedir. Ekranı düşürülen görüntünün yüksekliğinin 512 ile sınırlandırılması istenmektedir. Bu işlem için analiz ekranına düşürülen görüntü $X_d \times 512$ piksel çözünürlüktedir. Burada X_d , görüntü boyut oranları değişmez kalmak koşuluyla yüksekliğin 512 piksel değerini aldığındaki piksel olarak genişliktir.

Gerçek görüntüler için boyutların $M \times N$ piksel, (M : genişlik, N : yükseklik) > 512 olduğu varsayılarak, bir aperture büyüklüğü olarak R_{PT} tanımlanmaktadır. Buradaki R_{PT} aperture büyüklüğü küçültme oranı olup, tarama yaklaşımlarında kullanılan tarama aperture ile karıştırılmamalıdır. Kısmi benzerliği olmasına rağmen kayan aperture niteliği taşımamaktadır. R_{PT} gerçek görüntü yüksekliğinin, oluşturulmak istenen görüntü yüksekliğine oranı olarak tanımlanmaktadır.

$$R_{PT} = \frac{N}{512}$$

dir. O halde ekranda yeni oluşturulan görüntünün genişliği,

$$X_d = \frac{M}{R_{PT}}$$

olur. Bilgisayar ortamında bu işlem için *BitMap1* ve *Bitmap2* olmak üzere 2 adet BitMap yaratılmaktadır. Görüntü dosyası açılarak gerçek boyutları ile *BitMap1*'e atanmaktadır.

Görüntünün küçültülmesi, görüntü üzerinde herhangi bir işlem yapmaksızın yalnızca görüntüyü ekrana taşımak için kullanıldığından bu küçültme işlemi ortogonal taranarak yapılmaktadır. Bu işlemin spiral taranarak yapılması da olanaklıdır. Ancak

getireceği işlem fazlalığının yanında özellikle olumlu bir katkısı olmamaktadır. Bu aşamadan sonraki adımlarda spiral tarama ve polar koordinatlarda çalışmak daha anlamlı ve önemli olmaktadır.

Açılan görüntünün boyutları kontrol edilmektedir. Fotoğraf makinelerinden alınan görüntülerin yüksekliği, YBA oranlarından dolayı, genişliğinden daha küçüktür. Bu nedenle küçük olan kenar, yani görüntünün boyu referans alınmakta, ekranda oluşan en büyük görüntünün 512 piksel yüksekliğinde olması istendiğinden 512 ile karşılaştırılmaktadır. Ekranda parametrelerin rahat belirlenmesi ve işaretlenmesi için görüntü yüksekliği tümüyle keyfi seçilmiştir. Görüntü yüksekliğinin 512 Piksele eşit yada 512 Pikselden daha küçük olması durumunda ekrana düşürülen görüntü büyüklüğü gerçek görüntü büyüklüğünde olmaktadır.

BitMap1'in yüksekliği: N_{y1} ve genişliği N_{x1} , BitMap2'nin Yüksekliği: N_{y2} ve genişliği N_{x2} olsun.

Bu durumda

$$\text{Eğer } N_{y1} \leq 512 \Rightarrow \text{ise } N_{y2} = N_{y1}$$

$$\text{Eğer } N_{y1} > 512 \Rightarrow N_{y2} = 512$$

olarak belirlenir. Yeni Oluşturulacak görüntü boyutları için, gerçek görüntünün boyutları arasındaki oran korunmalıdır. Bu nedenle yeni oluşturulacak görüntünün genişliği için oran uygulanmaktadır.

$$N_{x2} = N_{x1} * N_{y2} / N_{y1}$$

olur. Kaç Pikselin ortalamasının alınarak tek piksele atanması gerektiğinin belirlenmesi gerekir. Bu nedenle bir örnekleme aperture büyüklüğü tanımlanmaktadır. Bu Aperture büyüklüğü aynı zamanda küçültme oranıdır.

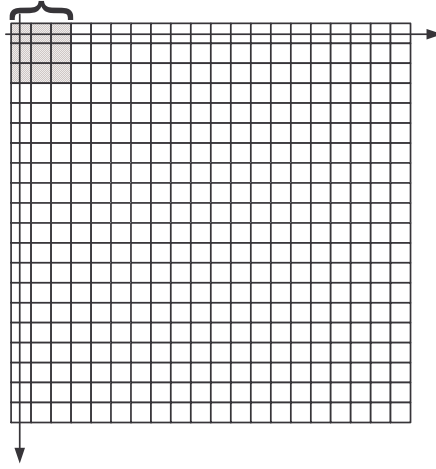
$$R_{pt} = N_{y1} / N_{y2}$$

dir. Bu tanımlamalardan sonra görüntü taranarak ekrana açılacak yeni görüntü düşürülmektedir. Yani yeni oluşturulan görüntüde X_n, Y_m pikselinin değeri,

$$P_2[x_n, y_m] = \frac{1}{(R_{pt})^2} \sum_{j=y_m(R_{pt}-1)}^{(y_m+1)(R_{pt}-1)} \sum_{i=x_n(R_{pt}-1)}^{(x_n+1)(R_{pt}-1)} P_1[x_i, y_j] \quad (57)$$

$$n = 0 \dots N_{xI}/R_{pt}-1, \quad m = 0 \dots N_{yI}/R_{pt}-1$$

olarak hesaplanmaktadır. Şekil 4.31 de $R_{pt}=3$ olarak görülmektedir. Ortogonal tarama ile oluşturulan bu görüntü, ilk aşamada uygun boyutlarda görüntünün ekrana düşürülmesi içindir. Görüntünün işlenmesine yönelik yapılan bütün işlemler spiral tarama ile yapılmaktadır.

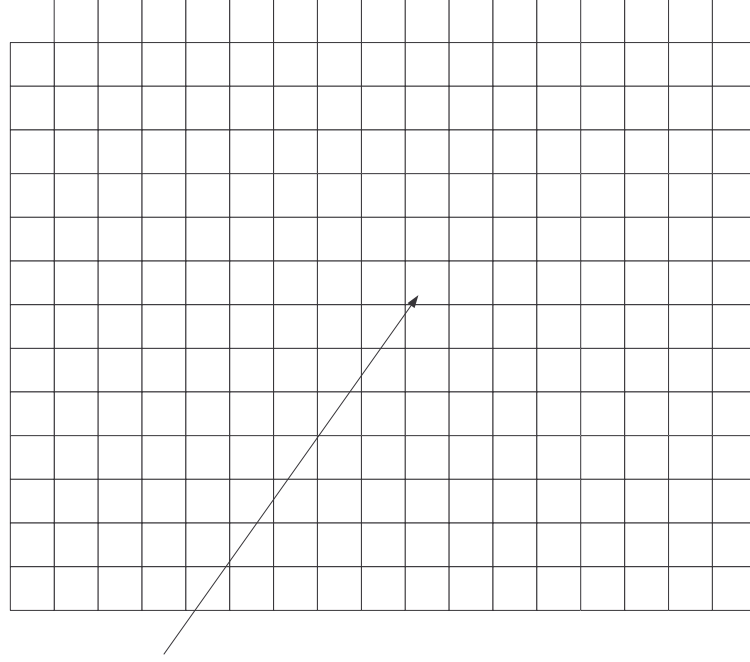


Şekil 4.31. Görüntünün küçültülmesi için aperture

Bu işlem yapılırken dosyadan okunan ve iki boyutlu görüntüye ilişkin veriler aynı zamanda tek boyutlu diziye dönüştürülmektedir. Bu yapılırken $f(x, y)$ iki boyutlu diziden tek boyutlu $f(m)$ dizisi elde edilmektedir.

Sitemde YBA ile alınan görüntü sinyali belleğe sıralı olarak atılmaktadır. Dizinin ilk değerinin saklandığı bellek adresi σ , uygulamada sıfır olarak alınmaktadır.

Ortogonal elde edilen $f(x, y)$ için (x, y) koordinatlarına karşılık bir m adres değişkeni $m = y.M_x + x$ eşitliği ile hesaplanmaktadır. Sonuçta görüntü sinyali tek boyutlu yeni bir dizi haline dönüşmektedir. Bkz. şekil 4.32.



Şekil 4.32. iki boyutlu yapının tek boyutlu adreslenmesi

4.4.1.1. İris Parametrelerinin Belirlenmesi

İris parametrelerinden üç temel veri kastedilmektedir. Bunlar irisin merkez koordinatları, gözbebeği yarıçapı ve iris yarıçapıdır. İris parametrelerinin belirlenmesi gerek iridolojik tanı açısından ve gerekse spiral tarama açısından önemlidir.

İridolojik açıdan gözbebeği çapının iris çapına oranı tanısal bir anlam taşımaktadır ve iris üzerine yansıma alanlarının doğru düşürülmesi için gereklidir. Bununla ilgili bilgileri Genel Bilgiler başlığı altında bulunabilir.

Bunun yanında iris parametreleri spiral tarama açısından da önemlidir. Taramanın yapılabilmesi için polar koordinat sisteminin merkezinin ve tarama alanının belirlenmesi gerekmektedir. Bu parametreler gerek ekranda oluşturulan ve gerekse arka planda tutulan görüntülerin spiral taranarak işlenebilmesi için spiral tarama başlangıç koordinatlarını belirlemektedir. Biyomikroskoptan alınan görüntüde iris, fotoğraf karesinde tam ortalanmamış olabilir. Bu nedenle spiral tarama için fotoğraf karesinin merkez koordinatlarını spiral tarama başlangıç noktası olarak almak doğru bir yaklaşım olmaz. İşlenecek olan görüntü iris görüntüsü olduğundan yapısı gereğince spiral tarama için başlangıç koordinatlarının görsel olarak ekran üzerinde seçilmesi daha kolay olmaktadır. Bunun için ekrana düşürülen görüntü üzerinde başlangıç koordinatları İmleç

ile seçilmektedir. Görüntü üzerine İmleç sol tuşu ile nokta seçildiğinde, seçilen (x,y) koordinat noktaları (x_g, y_g) değişkenlerine atanmaktadır. Eğer spiral tarama merkez koordinatlarına değerlerin atanması istenirse bu değerler,

$$x_m = x_g$$

$$y_m = y_g$$

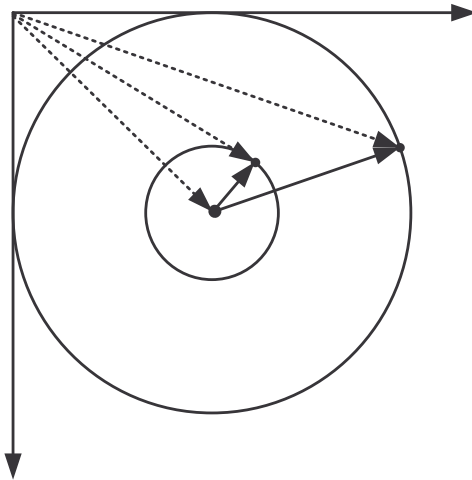
olarak merkez koordinatları olarak atanması kullanıcı tarafından onanır.

Her hangi dairesel bir görünüme sahip görüntünün spiral taranması için merkez koordinatlarının belirlenmesi yeterlidir. Ancak söz konusu iris görüntüsü ve iris üzerinde yansıma alanlarının belirlenmesi olduğunda bunlara ek olarak gözbebeği (Pupil) yarıçapının ve iris yarıçapının da belirlenmesi gerekir. Şekil 4.33 te gözbebeği sınırındaki herhangi bir noktanın koordinatları (X_p, Y_p) , Gözbebeği yarıçapı R_p , İris sınırındaki herhangi bir noktanın koordinatları (X_r, Y_r) , iris yarıçapı R_{ir} ile gösterilmiştir.

Merkez koordinatlarının seçimine benzer şekilde gözbebeği yarıçapı için İmleç ile görüntü üzerinde gözbebeği sınırının herhangi bir noktası işaretlendiğinde ve onaylandığında,

$$x_p = x_g$$

$$y_p = y_g$$



Şekil 4.33. Spiral tarama için merkez, Gözbebeği sınırı ve İris sınırı koordinatları

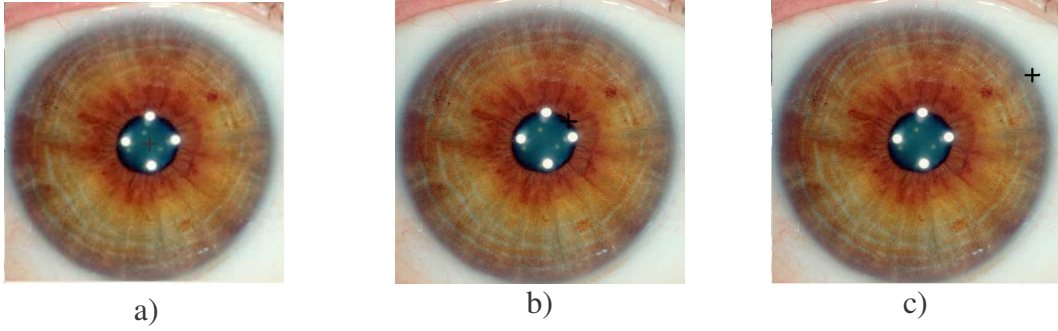
değerleri atanır. Şekilden de görüleceği üzere gözbebeği yarıçapı,

$$R_p = \sqrt{(X_p - X_m)^2 + (Y_p - Y_m)^2} \quad (58)$$

ve benzer yolla iris yarıçapı,

$$R_{ir} = \sqrt{(X_{ir} - X_m)^2 + (Y_{ir} - Y_m)^2} \quad (59)$$

eşitlikleri ile hesaplanarak elde edilir.



Şekil 4.34. Görüntü üzerinde parametrelerin işaretlenmesi a) Merkez koordinatlar b) gözbebeği sınırı c) iris sınırı

Spiral tarama için daha önce elde edilen eşitlikler burada kullanılmaktadır. Spiral taramanın başlangıç noktası, iris analizi açısından iris sınırı ve gözbebeği sınırlarının yanı sıra bu taramanın gerçekleştirilebilmesi için gerekli diğer değişkenlerin de tanımlanması gerekir. Bunlardan öncelikli olan hangi zaman diliminde taramanın yapılacağını belirlemesidir. Bu değer seçilirken hareketli görüntülerin iletilmesi için tanımlanan tam kare süresi alınmıştır.

$$Ts = 0,04s$$

İkinci olarak belirlenmesi gereken, bu süre içinde görüntüden alınması gereken örnek sayısıdır. Yüzey tarandığı için örnek sayısının taranılan alanla orantılı olmasının uygun olacağı düşünülmüştür. Bu nedenle örnek sayısı;

$$N_{orn} = k.\pi.(R_{max}^2 - R_{min}^2) \quad (60)$$

olarak hesaplanmaktadır. Görüntünün yüksekliği N_y olsun. Tüm görüntü taranırken

$$\begin{aligned} R_{\max} &= N_y / 2 \\ R_{\min} &= 0 \end{aligned}$$

alınmaktadır.

Çalışılan ekran ortogonal taramaya uygun yapıda olduğu için spiral taramada piksel aralarında boşluklar oluşmaktadır. Bu konuda şekil 4.17 incelenebilir. Bu nedenle eşitlikte yer alan k değeri, $k=3$ deneysel olarak bulunmuştur.

Yörünge boyunca eşit aralıklarda örnek aldığımız için, örnekleme frekansı değişmez olduğundan, çevresel hızın değişmez tutulması gerektiğinden söz edilmiş ve eşitlikler bunun üzerine kurulmuştur. Eşitlik 37 de V ile a yer değiştirirse,

$$V = \frac{r_{\max}^2 - r_{\min}^2}{2.a.T_s} \quad (61)$$

eşitliği elde edilir. Burada a bir katsayı olup,

$$a = \frac{1 - 2r_{\min} / r_{\max}}{2\pi} R_{apt} \quad (62)$$

olarak hesaplanmaktadır. Taramada $r_{\min}=0$ ve $R_{apt}=1$ alındığından a katsayısı,

$$a = \frac{1}{2\pi}$$

olarak elde edilmektedir. Bu değerler kullanılarak 39 ve 40 eşitliklerinden $r(t)$ ve $\theta(t)$ değerleri hesaplanmaktadır.

Spiral taramayı başarmak için genel amaçlı ortogonal tarama mantığına dayalı yapıları kullanabilmek amacıyla iki yapı arasında kurulan ilişkiden yararlanılarak $f(r, \theta)$ ye $f(n)$ adreslenerek atanmaktadır. Bu işlem için spiral taramada belirlenen (r, q) polar koordinatlarına karşılık (x, y) kartezyen koordinatları elde edilmektedir. 3. bölümde geliştirilerek yukarıda tekrar anlatılan,

$$m = y.M_x + x + \sigma$$

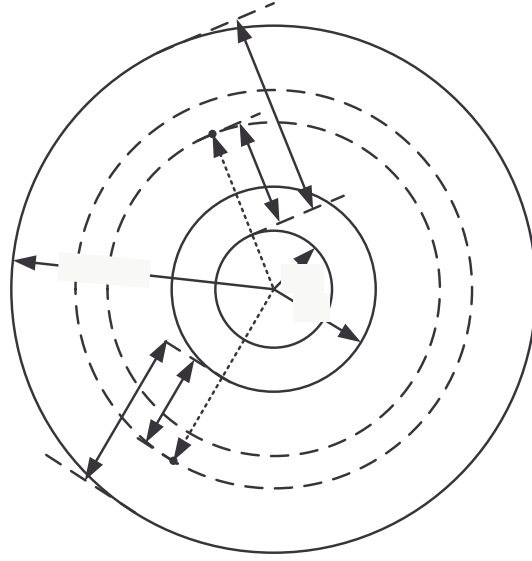
ifadesinden tek boyutlu diziye erişilerek ve adreslenen değer alınarak ilgili değişkene atanmaktadır.

Sonuçta görüntü sinyali tek boyutlu bir dizi olarak değerlendirilmekte, kaydedilmekte yada adreslenmektedir.

4.4.1.2. Dinamik Yaklaşımla yansıma Alanlarının Görüntü Üzerine Düşürülmesi

İris üzerinde hangi organa ilikin yansıma alanlarının polar koordinatlarda hangi aralığa düştüğü ile ilgili bilgiler sol iris için çizelge 2’de ve sağ iris için çizelge 3’de verilmektedir. Söz konusu çizelgeler incelendiğinde yarıçap değerlerinin iris yarıçapına göre normalize edildiği görülecektir. Burada amaç fotoğraf karesinde iris büyüklüğü ne olursa olsun, öncelikle iris yarıçapı normal 1 değerine getirilmelidir. Bu durum her bir fotoğraf karesinde iris büyüklüklerinin farklı olmasının yanında en önemlisi iris yarıçapı ile göz bebeği yarıçaplarının iristen irise farklılık göstermesinden dolayı gerekli olmuştur. Çünkü yansıma alanları gözbebeği sınırı ile iris sınırı arasında yer almaktadır. Dolayısıyla gözbebeği yarıçapı ile iris yarıçapı oranına bağlı olarak yansıma alanları daralmakta yada genişlemektedir.

Şekil 4.35 te gözbebeği yarıçapları birbirinden farklı olan iki iris görüntüsü üst üste düşürüldüğü durum modellenmektedir. Bunlardan biri referans alınan iris, diğeri de herhangi karşılaştırılması olası iris görüntüleri olarak değerlendirilmektedir. İris yarıçapları normalize edildiğinden 1’e eşittirler. Burada amaç iris yarıçapları normalize edilerek eşitlendiğinde farklı gözbebeği yarıçaplarına sahip olan her iris görüntüsü için yansıma alanlarını görüntü üzerine orantılı olarak doğru düşürmektir. Diğer değişle incelenen herhangi bir iris üzerinde işaretlenen yörüngenin referans iris üzerinde doğru yörüngeye karşılık düşmesini sağlamaktır. (Polar koordinatlarda herhangi bir noktanın koordinatından söz ederken elbetteki yarıçapın yanında açıdan da söz etmek gerekir. Ancak bütün iris görüntülerinde 360° tamamlandığı için noktasal karşılık düşürmelerde açısal bir sorun yaşanmamaktadır.) Şekilde incelenecek iris üzerinde r_{myx} yarıçaplı yörüngenin, referans iris üzerinde r_{mx} yörüngesine karşılık geldiğini varsayalım.



Şekil 4.35. İrisin referans modele göre ölçeklenmesi

Bu iki yörüngenin birbirine karşılık gelebilmesi için,

$$\frac{d}{b} = \frac{c}{a} \quad (63)$$

olmalıdır. Buradan,

$$\frac{R_{irNg} - \frac{R_{pg}}{R_{irg}}}{R_{irNref} - \frac{R_{pref}}{R_{irref}}} = \frac{r_{myx} - \frac{R_{pg}}{R_{irg}}}{r_{mx} - \frac{R_{pref}}{R_{irref}}} \quad (64)$$

ilişkisi elde edilir. Eşitlikten elde edilmek istenen r_{myx} çekildiğinde ve $R_{irNg}=R_{irNref}=1$ değeri yerine konulduğunda,

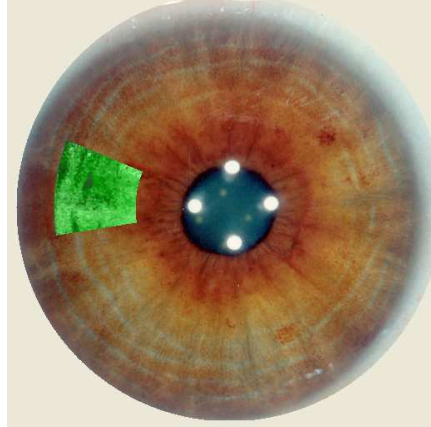
$$r_{myx} = \frac{(r_{mx} - R_{pNref}) * \left(1 - \frac{R_{pg}}{R_{irg}}\right)}{(1 - R_{pNref})} + \frac{R_{pg}}{R_{irg}} \quad (65)$$

elde edilir. Burada

$$R_{pNref} = \frac{R_{pref}}{R_{irref}} \quad (66)$$

dir. Bu eşitlik kullanılarak iris üzerinde bir yansıma alanı girildiğinde, bu alana karşılık çizelgeden üst sınır ve alt sınır için r_{mx} değerleri alınarak alt ve üst sınır r_{myx} değerleri hesaplanmaktadır. Hesaplamalarda r_{mx} üst sınırı için r_{mx} , alt sınırı için r_{mn} nütasyonu kullanılmaktadır. Aynı şekilde r_{myx} üst sınırı için r_{myx} , alt sınırı için r_{myn} kullanılmaktadır. Eşitlikte belirtilen R_{pg} , R_{irg} değerlerinin görüntü üzerinde İmleç ile işaretlenerek alındığından daha önce söz edilmişti.

Sağ iris ile sol iris üzerinde organ – yansıma alanları farklılık göstermektedir. Bu nedenle her bir iris için iki ayrı çizelge oluşturulmuştur. Gerek sağ iris ve gerekse sol iris için organ yansıma alanlarına ilişkin parametreler Brexel İrina tarafından çıkarılan ve CNRI (Canadian Neuro Optic Research Institute) tarafından da kullanılan İris haritasından elde edilmiştir. Bu parametreler yansıma alanının alt yarıçapı r_{mn} , Üst yarıçapı r_{mx} , yansıma alanının başladığı açı değeri θ_{min} ve sonlandığı açı değeri θ_{max} dır. Bilgisayar ekranına düşen görüntü üzerinde incelenecek olan alana ilişkin organ adı seçilmekte, bu seçimle ilgili yansıma alanının iris üzerine düşürülmesi sağlanmaktadır.



Şekil 4.36.Yansıma alanının İris görüntüsü üzerinde gösterilmesi

Yansıma alanı için çizelgede,

Yansıma alanının alt sınırının iris merkezinden uzaklığı: R_{min} ,

Yansıma alanının üst sınırının iris merkezinden uzaklığı: R_{max} ,

Yansıma alanı başlangıcı için saat yönünde en küçük açı: θ_{min} ,

Yansıma alanı sonu için saat yönünde en büyük açı: θ_{max} ,

Yansıma alanı adı olarak ilgili organ adı parametreler olarak alınmıştır.

Çizelge 2: Sol iris Yansıma Alanları Koordinat Tablosu

Organ Adı	R _{min}	R _{max}	θ _{min} ,	θ _{max} ,
Pupil:	0,00000000	0,21739130	0	360
Stomach: Mide	0,21739130	0,32608696	0	360
Descending Colon : İnen Kolon	0,32608696	0,40760870	319,5	32,5
Sigmoid Colon: rektumdan önceki kolon bölümü	0,32608696	0,40760870	32	115,5
Transverse Colon: Yatay Kolon	0,32608696	0,44565217	221	239
	0,32608696	0,40760870	239	319,5
Small Intestineİnce Bağırsak	0,32608696	0,44565217	140,5	221
Jejunum	0,32608696	0,40760870	115,5	130,5
Duodenum oniki parmak bağ.	0,32608696	0,40760870	130,5	140
Pineal	0,40760870	0,44565217	248	253,5
PIT	0,40760870	0,48913043	253,5	265
Cervical	0,40760870	0,48913043	265	320
Thoracic	0,40760870	0,48913043	319,5	342
	0,40760870	0,48913043	15,5	47
Heart and Thoracic	0,40760870	0,48913043	342	15,5
Phancreas Tail Lumbar	0,40760870	0,48913043	47	74,5
Phancreas Body Lumbar	0,40760870	0,48913043	74,5	105,5
Korpus Pankreas	0,40760870	0,48913043	105,5	130,5
Pelvis	0,48913043	0,53260870	101,5	130,5
Thymus	0,44565217	0,50543478	149,5	167
Adrenal: böbreküstüne ait	0,48913043	0,57608696	83,5	95,5
Eye, Nose, Ear: Göz, Burun, Kulak	0,44565217	0,91847826	228,5	239,5
Vertebral Artery	0,44565217	0,91847826	221,5	228,5
Larynx, Pharynx	0,44565217	0,91847826	214,5	221,5
Thyroid Gland	0,44565217	0,91847826	189,5	214,5
Mediastinum	0,44565217	0,91847826	184	189,5
Mediastinum ve Esophagus	0,44565217	0,91847826	175	184
Diaphragm	0,44565217	0,91847826	167	175
Back, Pleura Breast	0,50543478	0,91847826	149,5	167
Back, Pleura Breast	0,44565217	0,91847826	146,5	149,5
Liver: Karaciğer	0,44565217	0,91847826	140	146,5
Bladder: Mesane	0,53260870	0,91847826	130,5	140
Prostate Uterus	0,48913043	0,91847826	115,5	130,5
Rectum	0,48913043	0,91847826	105,5	115,5
Kidney: Böbrek	0,48913043	0,91847826	95,5	105,5
	0,57608696	0,91847826	93	95,5
	0,57608696	0,91847826	83,5	86
	0,48913043	0,57608696	74,5	83,5
Leg and Kidney	0,57608696	0,91847826	86	93
Ureter	0,48913043	0,91847826	64,5	74,5
Ovary Teste	0,48913043	0,91847826	57	64,5
Peritoneum Abdomen	0,48913043	0,91847826	47	57
Spleen: Dalak	0,48913043	0,91847826	32,5	47
Diaphragm	0,48913043	0,91847826	27	32,5
Pleura	0,48913043	0,91847826	21	27
Mammary	0,48913043	0,91847826	12	21
Lung: Akciğer	0,48913043	0,91847826	342	12
Clavicle: köprücük kemiği	0,48913043	0,91847826	333	342

Carotid – Subclavian artery	0,48913043	0,91847826	319,5	333
Neck	0,48913043	0,91847826	311	319,5
Middle and External Ear: Orta ve Dış Kulak	0,48913043	0,91847826	299,5	311
Cerebral Vessels (Medulla)	0,48913043	0,63043478	293	299,5
Cerebral Vessels (Equilibrium)	0,48913043	0,63043478	287,5	293
Cerebral Vessels (Inherent mental)	0,48913043	0,63043478	279,5	287,5
Cerebral Vessels (sensory locomotion)	0,48913043	0,63043478	273,5	279,5
Cerebral Vessels (Life Energy)	0,48913043	0,63043478	265	273,5
Cerebral Vessels (5 sense area)	0,48913043	0,63043478	259,5	265
Cerebral Vessels (Ego Pressure)	0,48913043	0,63043478	253,5	259,5
Cerebral Vessels (Acquired Mental Speech)	0,44565217	0,63043478	248	253,5
Cerebral Vessels (Mental ability)	0,44565217	0,63043478	239,5	248
Basilar Part of Brain (Medulla)	0,63043478	0,76630435	293	299,5
Basilar Part of Brain (Equilibrium)	0,63043478	0,76630435	287,5	293
Basilar Part of Brain(Inherent mental)	0,63043478	0,76630435	279,5	287,5
Basilar Part of Brain (sensory locomotion)	0,63043478	0,76630435	273,5	279,5
Basilar Part of Brain (Life Energy)	0,63043478	0,76630435	265	273,5
Basilar Part of Brain (5 sense area)	0,63043478	0,76630435	259,5	265
Basilar Part of Brain (Ego Pressure)	0,63043478	0,76630435	253,5	259,5
Basilar Part of Brain(Acquired Mental Speech)	0,63043478	0,76630435	248	253,5
Basilar Part of Brain (Mental ability)	0,63043478	0,76630435	239,5	248
Vertex Temple (Medulla)	0,76630435	0,91847826	293	299,5
Vertex Temple (Equilibrium)	0,76630435	0,91847826	287,5	293
Vertex Temple (Inherent mental)	0,76630435	0,91847826	279,5	287,5
Vertex Temple (sensory locomotion)	0,76630435	0,91847826	273,5	279,5
Vertex Temple (Life Energy)	0,76630435	0,91847826	265	273,5
Basilar Part of Brain (5 sense area)	0,76630435	0,91847826	259,5	265
Vertex Temple (Ego Pressure)	0,76630435	0,91847826	253,5	259,5
Vertex Temple (Acquired Mental Speech)	0,76630435	0,91847826	248	253,5
Vertex Temple (Mental ability)	0,76630435	0,91847826	239,5	248

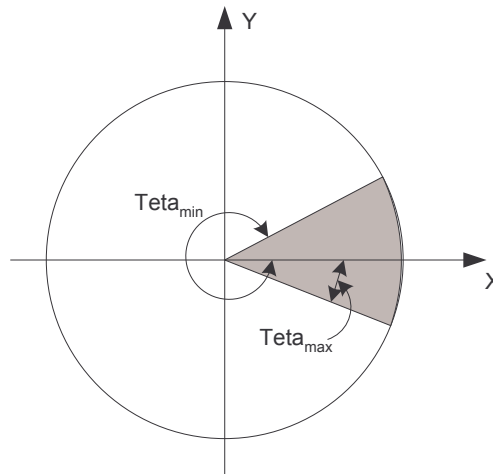
Çizelge 3: Sağ iris Yansıma Alanları Koordinat Tablosu

Organ Adı	R _{min}	R _{max}	θ _{min} ,	θ _{max} ,
Pupil: Göz Bebeği	0,00000000	0,21739130	0	360
Stomach: mide	0,21739130	0,32608696	0	360
Ascending Colon : çıkan kolon	0,32608696	0,40760870	144	222,5
Duodenum oniki parmak barsağı	0,32608696	0,40760870	112	144
Cecum	0,32608696	0,40760870	75	112
Jejunum	0,32608696	0,40760870	29,5	75
Small Intestine: ince bağırsak	0,32608696	0,44565217	315	29,5
Transverse Colon: Yatay Kolon	0,32608696	0,44565217	297	315
	0,32608696	0,40760870	222,5	297
Pineal	0,40760870	0,44565217	282,5	297
PIT	0,40760870	0,48913043	273	282,5
Cervical: boyuna ait	0,40760870	0,48913043	222,5	273
Thoracic: göğüse ait	0,40760870	0,48913043	202,5	222,5
Right Heart	0,40760870	0,48913043	182,5	202,5
Thoracic	0,40760870	0,48913043	134	182,5
Lumbar Pancreas Head: pankreas başı	0,40760870	0,48913043	112	134

Appendix	0,40760870	0,48913043	97	112
Lumbar Pancreas Body	0,40760870	0,48913043	75	97
Korpus Pankreas	0,40760870	0,48913043	29,5	75
Thymus	0,44565217	0,48913043	13	29,5
Pelvis	0,48913043	0,57608696	37,5	48
Adrenal: böbraküstüne ait	0,48913043	0,57608696	85	96
Gall-bladder	0,48913043	0,62500000	134	154,5
Diaphragm	0,44565217	0,91847826	3	13
Mediastinum ve Esophagus	0,44565217	0,91847826	355	3
Mediastinum	0,44565217	0,91847826	348,5	355
Thyroid Gland tiroid bezi	0,44565217	0,91847826	321,5	348,5
Larynx, Pharynx	0,44565217	0,91847826	315	321,5
Vertebral Artery boyun omurlarının içindeki kanalda seyreden atardamar	0,44565217	0,91847826	306	315
Eye, Nose, Ear	0,44565217	0,91847826	297	306
Cerebral Vessels (Mental ability) beyin damarları	0,44565217	0,63043478	289	297
Cerebral Vessels (Acquired Mental Speech) kazanılmış konuşma yetisi	0,44565217	0,63043478	282,5	289
Cerebral Vessels (Ego Pressure)	0,48913043	0,63043478	277,5	282,5
Cerebral Vessels (5 sense area)	0,48913043	0,63043478	273	277,5
Cerebral Vessels (Life Energy)	0,48913043	0,63043478	265	273
Cerebral Vessels (sensory locomotion)	0,48913043	0,63043478	259	265
Cerebral Vessels (Inherent mental)	0,48913043	0,63043478	252	259
Cerebral Vessels (Sex Impulse)	0,48913043	0,63043478	245,5	252
Cerebral Vessels (Medulla)	0,48913043	0,63043478	238	245,5
Basilar Part of Brain (Mental ability)	0,63043478	0,76630435	289	297
Basilar Part of Brain (Acquired Mental Speech) beyninsapı	0,63043478	0,76630435	282,5	289
Basilar Part of Brain (Ego Pressure)	0,63043478	0,76630435	277,5	282,5
Basilar Part of Brain (5 sense area)	0,63043478	0,76630435	273	277,5
Basilar Part of Brain (Life Energy)	0,63043478	0,76630435	265	273
Basilar Part of Brain (sensory locomotion)	0,63043478	0,76630435	259	265
Basilar Part of Brain (Inherent mental)	0,63043478	0,76630435	252	259
Basilar Part of Brain (Sex Impulse)	0,63043478	0,76630435	245,5	252
Basilar Part of Brain (Medulla)	0,63043478	0,76630435	238	245,5
Vertex Temple(Mental ability)	0,76630435	0,91847826	289	297
Vertex Temple (Acquired Mental Speech)	0,76630435	0,91847826	282,5	289
Vertex Temple (Ego Pressure)	0,76630435	0,91847826	277,5	282,5
Vertex Temple (5 sense area)	0,76630435	0,91847826	273	277,5
Vertex Temple (Life Energy)	0,76630435	0,91847826	265	273
Vertex Temple (sensory locomotion) duyu uyumluluğu	0,76630435	0,91847826	259	265
Vertex Temple (Inherent mental)	0,76630435	0,91847826	252	259
Vertex Temple (Sex Impulse)	0,76630435	0,91847826	245,5	252
Vertex Temple (Medulla)	0,76630435	0,91847826	238	245,5
Middle Ear And External Ear	0,48913043	0,91847826	228	238
Neck Çene	0,48913043	0,91847826	223	228
Carotid – Subclavian artery	0,48913043	0,91847826	211	223
Clavicle köprücük kemiği	0,48913043	0,91847826	202,5	211
Lung Akciğer	0,48913043	0,91847826	171	202,5
Mammary : meme	0,48913043	0,91847826	163	171

Pleura: akciğer örten zar	0,48913043	0,91847826	158,5	163
Diaphragm	0,48913043	0,91847826	154,5	158,5
Liver: Karaciğer	0,62500000	0,91847826	134	154,5
Peritoneum Abdomen : karın zarı	0,48913043	0,91847826	122	134
Ovary Teste	0,48913043	0,91847826	112	122
Ureter	0,48913043	0,91847826	103,5	112
Kidney: Böbrek	0,48913043	0,57608696	96	103,5
	0,57608696	0,91847826	94	103,5
	0,57608696	0,91847826	85	87
	0,48913043	0,91847826	75	85
Leg and Kidney	0,57608696	0,91847826	87	94
Rectum	0,48913043	0,91847826	68	75
Prostate Uterus	0,48913043	0,91847826	48	68
Bladder mesane	0,57608696	0,91847826	37,5	48
Back, Pleura Breast	0,48913043	0,91847826	13	37,5

Yansıma alanının iris üzerine düşürülmesi sağlanırken İmleç ile işaretlendiğinde ekranda açılan listeden organ adı seçilmekte, bu organ adına karşılık parametreler ilgili değişkenlere atanmaktadır. Bu işlem için çizelge 2 kullanıldığında, yani sol iris seçimi yapıldığında, çizelge 2’de verilen verilerin tutulduğu veri tabanından seçilen organın yansıma alanına ilişkin r_{mn} , r_{mx} , θ_{min} ve θ_{max} değerleri alınmaktadır. Hangi iris seçilmiş ise ona ilişkin çizelgeden alınan parametreler r_{mn} , r_{mx} , θ_{min} ve θ_{max} değişkenlerine atanmaktadır. θ ’nın değişimi $0^\circ - 360^\circ$ aralığındadır. Açı başlangıç ve bitiş değerleri, bilgisayar ekranında tarama yönüne uygun olarak saat yönünde tanımlanmıştır. Hazırlanan yazılımda önemli sorun 0° ’yi de içine alan alanların tanımlanmasında yaşanmıştır. Bu aralıkta üst açı değeri alt açı değerinden daha küçük olmaktadır.



Şekil 4.37. $\theta = 0$ eksenini kapsayan alan örneği

Örn. Sol iriste inen kolon (Descending Colon) yansıma bölgesi için $\theta_{\min}=319,5^\circ$ ve $\theta_{\max}=32,5^\circ$ dir. $(\theta \geq \theta_{\min} \wedge \theta < \theta_{\max})$ aralığı bu alanı tanımlamamaktadır. Dolayısıyla $\theta_{\max} > \theta_{\min}$ olduğu durumlarda geçerli olan bu sorgulama, $\theta_{\max} < \theta_{\min}$ için geçerli olmamaktadır. Bu nedenle $\theta_{\max} < \theta_{\min}$ için $(\theta \geq \theta_{\min} \vee \theta < \theta_{\max})$ sorgulaması kullanılmaktadır.

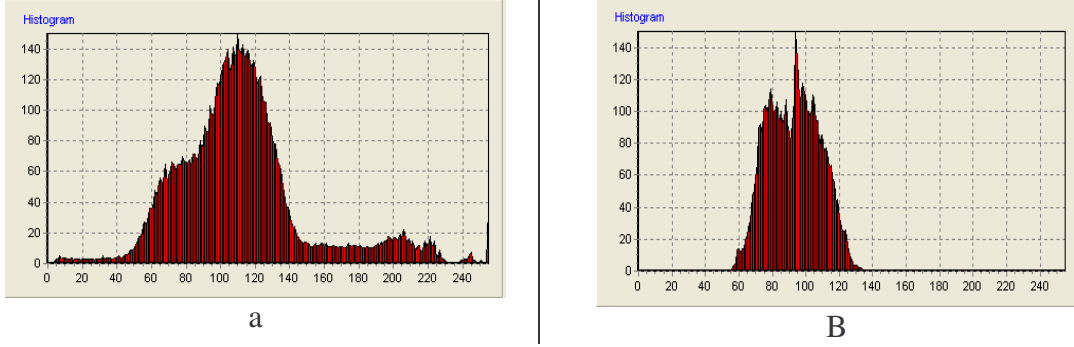
4.4.1.3. Taranan Alana İlişkin Parlaklık Dağılımı ve İrido-tanısıl Önemi

Görüntü, ekranda spiral taramayla yeniden oluşturulurken görüntüye ilişkin parlaklık histogramı da ekranda oluşturulmaktadır. Histogramdan yararlanılarak görüntü parlaklık seviyelerinin dağılımı hakkında düşünce oluşturmak ve hangi aralıkta işlem yapılmasının sonucu olumlu etkileyeceği seçeneği sunulmaktadır.

İridolojide, iris dokusunda oluşan değişimler değerlendirilmektedir. Bu değişimler trabekuler yapıda bozulma, lakunaların oluşması, pigmentasyon v.b. genel bilgilerde verilmektedir. Doku üzerindeki bu değişimler gerçekte genel bir resim açısından düşünüldüğünde bölgesel parlaklık değişimlerini birlikte getirmektedir. Belirli aralıkta parlaklık değerlerini süzerek almak yada bu değerleri görüntüde daha belirgin duruma getirmek olanaklıdır. Ancak bunu yapabilmek için dokunun yada incelenen bölgenin parlaklık dağılım grafiklerini görmek gerekir. Bu amaçla her bir alan, bölge yada noktasal görüntülemde parlaklık sinyalinin Histogramı oluşturulmaktadır. Bunun için 3.bölümde verilen 21 eşitliği kullanılmaktadır. Eşitlik anımsanır ise

$$h(p_k) = n_k \quad k=0,1, \dots, L-1$$

biçiminde verilmektedir. Burada p_k , 0 – 255 aralığında değişen 8 bit parlaklık değeri, n_k , görüntü sinyalinden alınan örnekler arasında p_k 'nın tekrarlanma sayısıdır. Genel dokudan farklılık gösteren parlaklık seviyelerinin tekrarlanma sayısı genel olarak daha azdır. Bu parlaklık değerleri ilgilenilen noktasal bölgenin taranması durumunda kolayca elde edilebilmektedirler. Şekil 4.38'de alınan bir iris görüntüsü için tüm görüntüye ve yalnızca bir bölgeye ait parlaklık histogramları verilmektedir. Ayrıca 3. Bölümde verilen 17 ve 19 eşitlikleri kullanılarak histogramı çıkarılan alana ilişkin ortalama parlaklık dağılımı ve standart sapma hesaplanmaktadır.



Şekil 4.38. Histogram a) Tüm görüntüye ait b) Bir bölgeye ait.

$$\mu = \frac{\sum_{n=0}^{Norn-1} f(n)}{Norn}$$

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{n=0}^{Norn-1} (f(n) - \mu)^2}{Norn}$$

Hesaplanan bu değerler ekrana getirilmektedir. Elde edilen bu grafiklerin ve diğer verilerin kullanılarak görüntü üzerinde parlaklık dönüşüm işlemleri yapabilmeyin olanakları da yaratılmaktadır. Bu uygulama Gamma seçeneği olarak sunulmaktadır.

Çalışmada iki tür gamma seçeneği uygulanmaktadır. Bunlardan biri tek işlevli gamma dönüşümü olup, gammanın seçilen değerine bağlı olarak şekil 3.9’da verilen n.kuvvet yada n.kök eğrisi geçerli olmaktadır. Burada n, gamma değeridir. Bir parlaklık dönüşümü için en genel ifade $g = T(f)$ biçimindedir. Burada f giriş değeri, $T()$ dönüşüm işlevi ve g çıkış değeridir.

Kullanılan tek boyutlu gamma işlevi parlaklık sinyalini oluşturan her bir renk değerine uygulanmaktadır. Her bir renk değeri 8 bitle temsil edilmektedir. Dolayısıyla değişim aralığı 0 – 255 dir. Renk değerlerine gamma değerini uygulamadan önce işlem sonrası renkler arası geçişi engellemek için renk değerleri normalize edilmektedir. Bunun için 255 değerine bölünmektedir. Bilindiği üzere tek işlevli bir gamma dönüşüm bağıntısı 3. bölüm 14 eşitliğinden anımsanacak olursa,

$$g = f^\gamma$$

biçimindedir. Çalışmada buna bağlı yapılan işlem her bir renk bileşeni için,

$$\begin{aligned} R_g &= 255 \left(\frac{R_f}{255} \right)^\gamma \\ G_g &= 255 \left(\frac{G_f}{255} \right)^\gamma \\ B_g &= 255 \left(\frac{B_f}{255} \right)^\gamma \end{aligned} \quad (67)$$

olarak elde edilmektedir.

Daha önce de değinildiği gibi belirli aralıkta farklı parlaklık dönüşümü uygulamak dokudaki değişimlerin daha iyi gözlenebilmesini sağlayabilmektedir. İncelenecek değişimler ile genel doku arasında kontrastı artırmak alanın ayrıntılarının belirginleştirilmesi için çoğu zaman bir gerekliliktir. Bu amaçla belirli aralıkta gamma değerinin farklı uygulanmasına olanak sağlayan bir seçenek de verilmektedir. Bu seçenek çok işlevli parlaklık dönüşüm işlevi, çok işlevli gamma işlevidir[8]. Bu işleve ilişkin grafikler şekil 3.10 da verilmektedir. Ekrandan aralığın alt ve üst sınırları P_{mx} ve P_{mn} olarak girilmektedir. Tanımlı aralık içinde uygulanacak olan gamma değeri γ_1 ve aralık dışında uygulanacak olan gamma değeri γ_2 ve seçilen renk değeri RD_f olmak üzere aralıkta RD_g için,

$$RD_g = 255 \left(\frac{RD_f}{255} - \frac{P_{mn}}{255} \right)^\gamma \frac{\left(\frac{P_{mx}}{255} - \frac{P_{mn}}{255} \right)}{\left(\frac{P_{mx}}{255} - \frac{P_{mn}}{255} \right)^\gamma} + P_{mn} \quad (68)$$

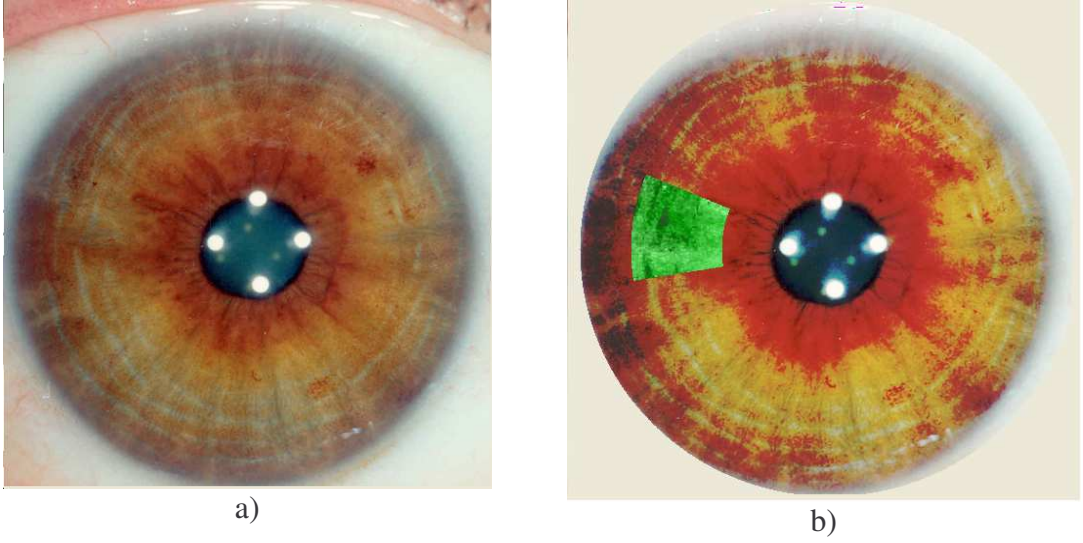
Aralığın altındaki değerler için $P'_{mn} = 0$ ve $P'_{mx} = P_{mn}$,

$$RD_g = 255 \left(\frac{RD_f}{255} \right)^\gamma \frac{\left(\frac{P'_{mx}}{255} \right)}{\left(\frac{P'_{mx}}{255} \right)^\gamma} \quad (69)$$

Aralığın üstündeki değerler için $P''_{mn} = P_{mx}$ ve $P''_{mx}=255$,

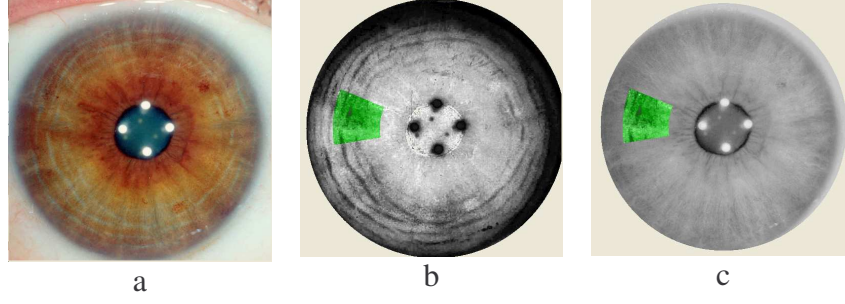
$$RD_g = 255 \left(\frac{RD_f}{255} - \frac{P''_{mn}}{255} \right)^\gamma \frac{\left(1 - \frac{P''_{mn}}{255} \right)}{\left(1 - \frac{P''_{mn}}{255} \right)^\gamma} + P''_{mn} \quad (70)$$

olarak bulunmaktadır. Bu işlem uygulanarak elde edilen şekil 4.39.b de pupil kemerinin daha öne çıktığı ve bu alandaki radikslerin vurgulandığı gözlenmektedir.



Şekil 4.39. a)Görüntüleme sisteminden alınan görüntü
b) Çok işlevli gamma uygulanarak taranan görüntü

Burada amaç ilgilenilen bölgede izlenen işaret yada herhangi bir beneğin genel yapısının daha ayrıntılı ve net gözlenebilir şekle getirilmesini sağlamaktır. İris dokusunda farklılaşmaların ayırt edilebilmesi için ayrıca renk doyumu, özel renklenme ve genlik değerlerinin elde edilerek bu sinyallerden görüntünün yeniden oluşturulması sağlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda farklı iris türleri için farklı seçeneklerin daha iyi sonuç verdiği gözlenmektedir. Şekil 4.40 da bu seçeneklerin uygulandığı görüntüler verilmektedir. Şekil 4.40.a incelendiğinde trabekuler yapı belirsizken şekil 4.40.c de bu yapının daha belirgin olduğu, şekil 4.40.b'de ise siliyare kemerinde halkaların belirginleşerek öne çıktığı görülmektedir.



Şekil 4.40. Akciğer yansıma bölgesi işaretlenen görüntü
 a) Biyomikroskoptan alınan görüntü.
 b) Renk doyumu Siyah beyaz olarak verilmektedir
 c) Genlik

Ekrana taşınan görüntü biyomikroskoptan alınan görüntüden küçültüldüğü için çoğu zaman ilgilenilen alanın daha büyük görüntüsü üzerinde bu değişiklikleri gözlemek gerekir. Bu amaçla ilgilenilen bölge yada yansıma alanı, arka planda tutulan gerçek görüntüden alınarak ekrana aktarılabilir. Bu amaçla eşitlikler arka plandaki ilgilenilen alan ve bölgelere karşılık düşecek şekilde yeniden hesaplanmaktadır. Bu görüntüye de yukarıda sözünü ettiğimiz işlemlerin tamamının uygulanması olanaklıdır. Söz konusu bu yansıma alan görüntüsü için de histogram elde edilmekte, parlaklık ortalaması, standart sapma değerleri bulunmakta ve değişimlerin açığa çıkarılması için uygulanan diğer dönüşümler uygulanabilmektedir.

Spiral tarama ile taranan bölgeden alınan örnek sayısı taranan bölgenin alanı ile ilişkilidir. Spiral tarama ile görüntüden alınan örnek sayısı:

$$N_{örn} = k\pi(R_{mx}^2 - R_{mn}^2) \frac{\theta_{mx} - \theta_{mn}}{360}$$

olarak hesaplanmaktadır. İris çapı ile sınırlanmış bir görüntü alanının taranması sonucu elde edilen örnek sayısı:

$$N_{örn} = k\pi R_{iris}^2$$

ve bu tam görüntünün taranma süresi T_s dir. Görüntüden her bir örnek dt aralıklarla alınmaktadır. O halde,

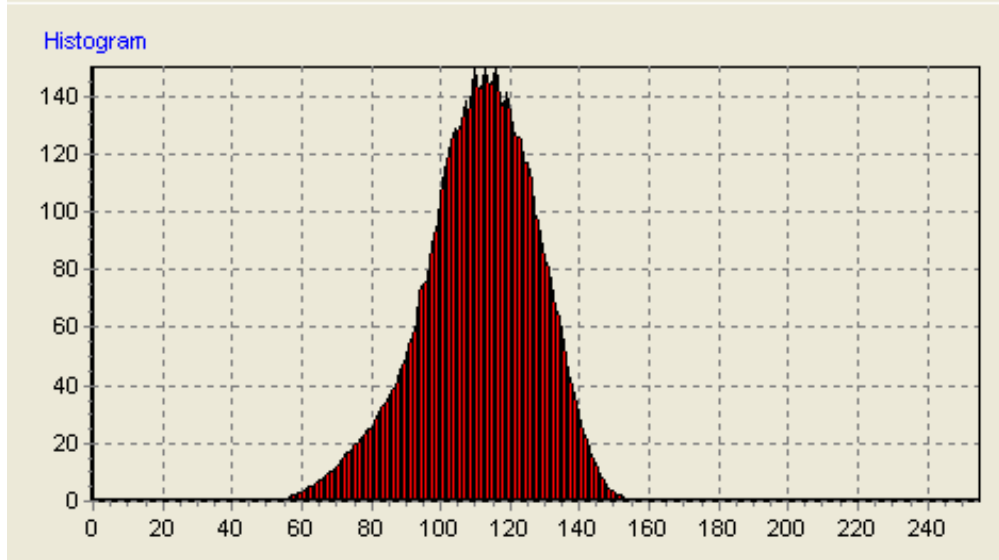
$$dt = \frac{T_s}{N_{örn}}$$

olmaktadır. Spiral taramada koordinatların belirlenmesinde bütün bağıntılar t 'nin (zamanın) bir işlevi olduğundan taranacak bölgenin başlangıcında t 'nin alacağı değerin hesaplanması önemlidir. Bu nedenle $r=0$ dan R_{mn} ye geçen sürenin hesaplanarak yansıma alanının taranmasında başlangıç t_0 anı olarak bu değer alınmalıdır. Bu durumda R_{mn} gelinceye kadar örnek sayısı;

$$N_{örn1} = k\pi R_{mn}^2$$

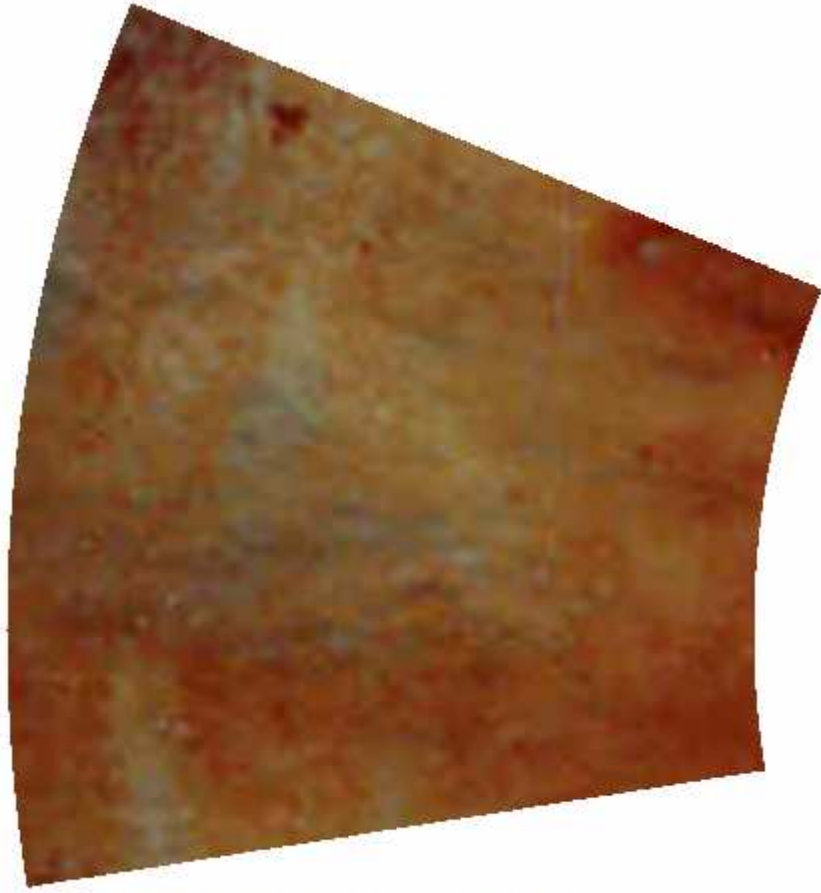
$$t_0 = dtN_{örn1}$$

dir.



Şekil 4.41. Yansıma Alanına ilişkin Histogram

Ancak Küçültülmüş görüntü üzerinde İmleç ile işaretleyerek alınan koordinatların arka plandaki büyük görüntü üzerine doğru düşürülmesi gerekmektedir. Bunun için görüntü küçültülerek ekrana getirildiğinde hesaplanan ölçekleme çarpanından yada başında isimlendirdiğimiz şekliyle Aperturdan yararlanılmaktadır. R_{pt} büyüklüğünde tanımlanan bir aperture yardımıyla küçültülerek ekrana düşürülen görüntü üzerinden alınan koordinatların gerçek görüntü üzerine düşürmek için yine R_{pt} ile çarpılması gerektiği açıktır.



AKCIGER ORGAN YANSIMA ALANI

Şekil 4.42. Arka plandaki görüntüden taranan yansımaya alanı

Arka planda tutulan görüntünün ekranda işaretlenen koordinatlar ile ilişkisini R_{pt} tanımlamaktadır. Bu nedenle arka plandaki görüntünün merkez koordinatları,

$$\begin{aligned} x_{my} &= (R_{pt} x_m + R_{pt} / 2) \\ y_{my} &= (R_{pt} y_m + R_{pt} / 2) \end{aligned} \quad (71)$$

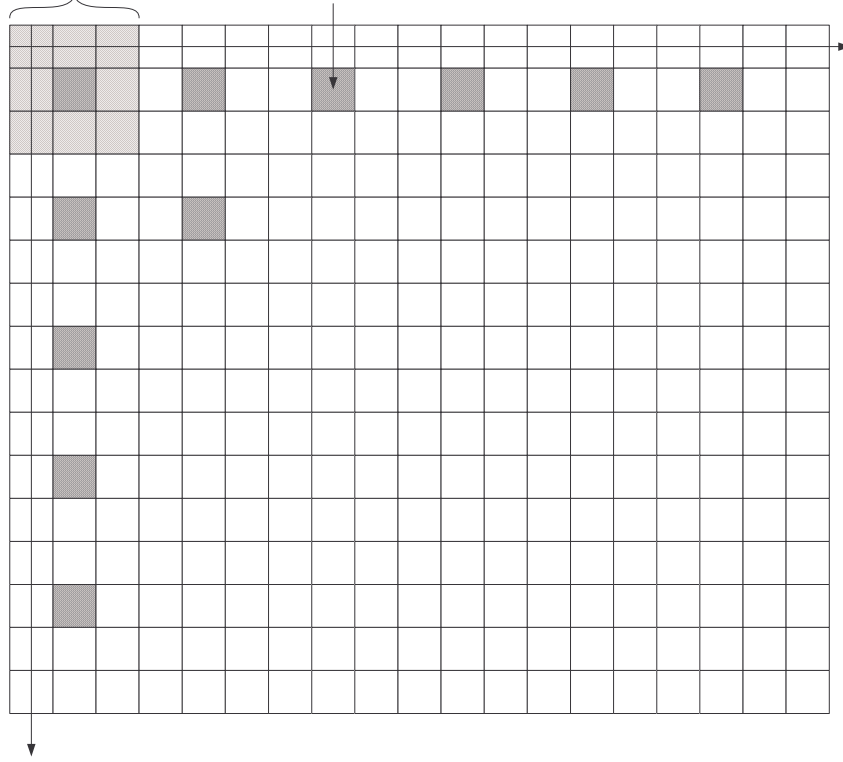
iris yarıçapı,

$$R_{irg} = R_{ir} R_{pt} \quad (72)$$

ve gözbebeği yarıçapı,

$$R_{pg} = R_p R_{pt} \quad (73)$$

eşitlikleri kullanılarak elde edilmektedir. Bu durumun daha iyi anlaşılması için aşağıda verilen şekil incelenebilir. Örn. $X_m=2, Y_m=0$ için aşağıdaki şekilde, yukarıda verilen eşitlikten $X_{my}=8, Y_{my}=1$ değerleri elde edilir. Bu nokta şekilde gösterilmektedir.



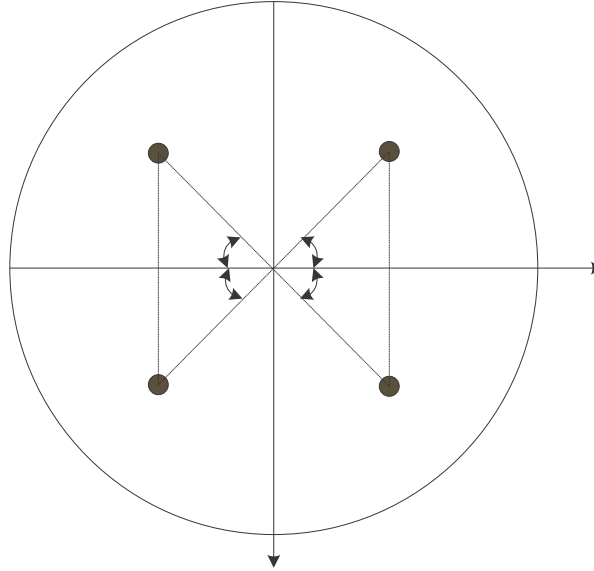
Şekil 4.43. Küçültülmüş görüntüden gerçek görüntü parametrelerine ulaşmak için model çerçeve

İridolojik çalışmalarda çoğu zaman iris dokusu üzerinde işaret fark edilir ancak hangi organ yansıma alanı içerisinde kaldığı önemli olur. Bunun için tüm yansıma alanlarını tek tek seçerek o alanı tarayıp taramadığını gözlemek işi zorlaştıran bir süreçtir. Bu nedenle iris dokusunda ilgilenilen her hangi bir bölge işaretlendiğinde, o bölgenin hangi organ yansıma alanında kaldığı bilgisi ekranda belirmelidir. Bu amaçla bu algılama da sisteme dahil edilmiştir. İşaretlenen her hangi bir noktanın hangi organ yansıma alanı içinde kaldığı da belirlenebilmektedir.

Bu işlem için de İmleç ile işaretlenen noktanın koordinatları alınarak, gerçek görüntü üzerindeki gerek kartezyen ve gerekse polar koordinatları hesaplanmaktadır. Bu nedenle 65 eşitliği bilinen ve bilinmeyenler yer değiştirerek yeniden düzenlenerek kullanılmaktadır. Dolayısıyla eşitlik,

$$r_{mx} = \frac{(r_{myx} - R_{pNg}) * (1 - R_{pNref})}{(1 - R_{pNg})} + R_{pNref}$$

ancak yarıçapın belirlenmesi polar koordinatlarda tek başına bir anlam taşımaz. Açısal koordinatın da belirlenmesi gerekir. Spiral taramada polar koordinatlarda parametreler tanımlanmış ve kullanılıyor olmasına rağmen bilgisayar ekranında kartezyen koordinatlarda vermek gerekmektedir. Terside içinde bilgisayar ekranından işaretlenen herhangi bir noktanın koordinatları kartezyen koordinatlarda olduğundan polar koordinatlara dönüştürmek gerekmektedir. Buradaki önemli sorun doğru açının tanımlanmasıdır. Bu durum şekil 4.44 üzerinde tartışılmaktadır.



Şekil 4.44. Kartezyen – Polar dönüşümü için bölgesel değerlendirme

Şekilden de görüleceği gibi koordinat merkezi uygun olarak merkeze, (x_m, y_m) noktasına taşınmıştır. Yani görüntünün merkez koordinatları x_m, y_m dir. Diğer değişle $R=0, \theta=0^\circ$ dir. diğer noktaların koordinatları bu noktaya göre alınmaktadır. R, θ' ya bağlı yapılan taramada da matematiksel pozitif yönün tersine saat yönünde bir tarama gerçekleşmektedir. Bunlar dikkate alınarak görüntü üzerinde seçilen her hangi bir noktanın polar koordinatlarının doğru belirlenmesi, polar koordinatları ile veri tabanında tutulan bilgilere doğru erişimi olanaklı kılacaktır. Şekil 4.44 ten,

1. Bölge: $X>0, Y>0$ bölgesinde $\sin(\theta)>0$ ve $\cos(\theta)>0$ dır ve değerler üzerinde herhangi bir işlem yapmak gerekmemektedir.

$$\theta = \theta_1 = \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y_1}{x_1} \right),$$

$$R = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$$

dir.

2. Bölge: $X < 0, Y > 0$ bölgesinde $\sin(\theta) > 0$ ve $\cos(\theta) < 0$ dir.

$$\theta_2 = \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y_2}{x_2} \right) \text{ ve } \theta = 180 - |\theta_2|$$

dir. Ancak bu bölgede $\theta_2 (-)$ işaretli olduğu için

$$\theta = 180 + \theta_2$$

elde edilir.

3. Bölge: $X < 0, Y < 0$ bölgesinde $\sin(\theta) < 0$ ve $\cos(\theta) < 0$ dir.

$$\theta_3 = \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y_3}{x_3} \right) \text{ ve } \theta = 180 + |\theta_3|$$

dir. Bu bölgede $\theta_3 (+)$ işaretli olduğu için

$$\theta = 180 + \theta_3$$

olur.

4. Bölge: $X > 0, Y < 0$ bölgesinde $\sin(\theta) < 0$ ve $\cos(\theta) > 0$ dir.

$$\theta_4 = \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y_4}{x_4} \right) \text{ ve } \theta = 360 - |\theta_4|$$

dir. Bu bölgede $\theta_4 (-)$ işaretli olduğu için

$$\theta = 360 + \theta_4$$

elde edilir.

Söz konusu 4 bölgede elde edilen eşitlikler incelendiğinde 2. ve 3. bölgelerde, yani $X < 0$ için,

$$\theta = 180 + \frac{180}{\pi} \text{Arc tan}\left(\frac{y}{x}\right) \quad (74)$$

elde edilmektedir. Her hangi bir açı değerine 360° eklenmesi açısal bir değişiklik yaratmaz. Eğer açı 360° den büyükse karşılaştırma yapılarak açı değerinden 360° çıkarıldığı için 1. bölgede açı değerine 360° eklemek yanlış sonuç doğurmayacaktır. Bu durum da dikkate alınarak 1. ve 4. bölgelerde, yani $X > 0$ için,

$$\theta = 360 + \frac{180}{\pi} \text{Arc tan}\left(\frac{y}{x}\right) \quad (75)$$

olarak elde edilir. Bunlara ek olarak $X=0$ ve/veya $Y=0$ durumlarını da dikkate almak gerekir.

$X = 0$ ve $Y = 0$ noktası merkez koordinat olup, $R = 0$ dır ve her hangi bir açıdan söz edilmez.

$X \neq 0$ ve $Y = 0$ durumunu $X > 0$ ve $X < 0$ durumlarında değerlendirmek gerekir.

$X > 0$ için $\theta = 0^\circ$ dir ve yukarıda $X > 0$ koşulunda değerlendirdiğimiz 1. ve 4. bölgeler için belirlediğimiz eşitlik geçerlidir.

$X < 0$ için $\theta = 180^\circ$ dir ve 2. ve 3. bölgeler için belirlediğimiz eşitlik geçerlidir.

$X = 0$ ve $Y \neq 0$ için durum yukarıdakilerden farklıdır. Bu nedenle bu durumu ayrıca tanımlamak gerekmektedir.

$Y > 0$ durumu $\theta = 90^\circ$ olduğu durumdur.

$Y < 0$ durumu $\theta = 270^\circ$ olduğu durumdur. Ayrıca X eşitlikte paydada bulunduğundan $X = 0$ durumu ayrıca tanımlanması gerekir. Buradan sonuçta polar koordinatlar,

$$r = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$$

ve açısal değerler için,

$$\text{Eğer } x > 0 \Rightarrow \theta = 360 + \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y}{x} \right)$$

$$\text{Eğer } x < 0 \Rightarrow \theta = 180 + \frac{180}{\pi} \text{Arc tan} \left(\frac{y}{x} \right) \quad (76)$$

$$\text{Eğer } x=0 \wedge y>0 \Rightarrow \theta=90$$

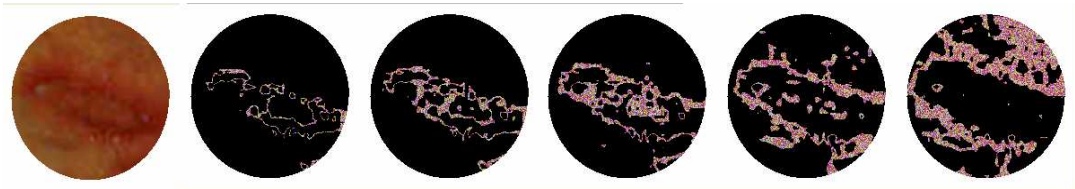
$$\text{Eğer } x=0 \wedge y<0 \Rightarrow \theta=270$$

$$\text{Eğer } x=0 \wedge y=0 \Rightarrow \theta=0$$

olarak elde edilir ve

$$\text{Eğer } q > 360 \Rightarrow \theta = q - 360 \text{ alınmalıdır.}$$

İşaretlendiğinde bir analizci için yansıma bölgesinin hangi organa ait olduğunun verilmesinin yetmeyeceği açıktır. İncelenen işaret hangi derinliktedir ve derinleştikçe biçimsel değişimi nasıl olmaktadır sorularının yanıtlarının verilebilmesi gerektiği düşünülmektedir. Bu sorulara yanıt verebilmek için ilgilenilen işaret bölgesinin sınırlarının da belirlenerek yalnızca işaretlenen dar bölge ekrana getirilmektedir. Bunun yanında histogram değerlendirilerek belirlenen genlik değişim aralığı 5'e bölünmekte ve sınırlanan her bir katman bir görüntü penceresine düşürülmektedir. Bununla ilgili elde edilen bir örnek uygulama şekil 4.45 te verilmektedir.



Şekil 4.45. Parlaklık katmanlarına ayrılarak oluşturulan analiz görüntüleri

Histogram üzerinden belirlenen sınır değerleri girilerek bu aralıkta doğrusal 5 alt aralığın oluşturulması sağlanmaktadır. Bunun için girilen Alt sınır $P_{\min}$, Üst sınır $P_{\max}$ dır. Bu değerler alındıktan sonra tek aralık genişliği belirlenmektedir. Burada,

$$T_k = \frac{P_{\max} - P_{\min}}{5} \quad (77)$$

dır. i . aralık için

$$P_{\min} + iT_k \quad \text{ile} \quad P_{\min} + (i+1)T_k \quad i=0, N-1$$

aralığı tanımlanmaktadır. Histogram parlaklık sinyaline göre oluşturulduğu için karşılaştırmalar da parlaklık sinyali ile yapılmaktadır.

Parlaklık sinyali,

$$P = 0,30 * R + 0,59 * G + 0,11 * B$$

dir.

5. BULGULAR ve TARTIŞMA

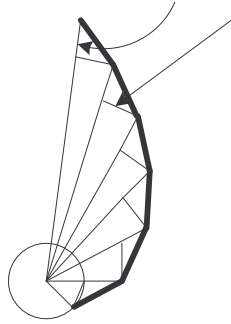
5.1. Spiral Tarama

5.1.1. Yüksek Çözünürlükte Tarama

Düzgün dağılımlı spiral taramada örnekler taranan alanda eşit aperture büyüklüğünde ve düzgün dağıldığından sahnenin yeniden oluşturulmasında görüntü çözünürlüğü her noktada eşittir. Foveal tarama da ise kenarlarda izlenen hedefin seçilebilmesi de zorlaşmaktadır [9].

Spiral tarama yaklaşımıyla görüntülerin yeniden oluşturulmasına yönelik 2. bölümde verilen çalışmada ayırık örneklenen değerlerden katlama işlevi yardımıyla yeniden görüntünün oluşturulmasında görüntü çözünürlüğünden fedakarlıkta bulunmaktadır. Dolayısıyla elde edilen görüntüler ancak hareketli hedefin karaltı olarak yada buğulu izlenmesi açısından yeterli görülebilir. Oysa spiral taramada dar bantlı yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesi mümkündür.

Spiral Tarama yaklaşımında doğrudan tüplü alıcıların davranışından yola çıkarak aperture tanımlamaları ve aperture işlevine bağlı katlama işlevinin tanımlanması spiral yörünge boyunca sürekli sinyalin elde edilmesinde daha uygun bir yöntem olarak görülmektedir.



Şekil 5.1. $\Delta\ell_\theta = \Delta\ell_r$ için spiral taramada yörünge değişimi

Aperture büyüklüğü tanımlanarak yapılan tarama modellerinde sürekli sinyalin elde edilmesi için $\Delta\ell_\theta = \Delta\ell_r$ yaklaşımının esas alındığı 2. bölümde verilen yaklaşımda, sinyal açısından sürekliliğini bozulduğu görülmektedir. Ayrıca her adımda $\Delta\ell_\theta$ kadar

açısal yol alınıyor iken radial yönde $\Delta\ell_r$ kadar yol alındığı düşünüldüğünde spiralın hızla açıldığı görülür. Dolayısıyla birbirini izleyen noktaların arasında radial yönde $\Delta\ell_r$ kadar mesafe olması beklenir. Böyle bir durumda alanda her noktanın adreslenmesinin sağlanabilmesi için çok küçük $\Delta\ell_\theta$ seçmek gerekir.

Ancak bir tam turda radial yönde ilerleme Δr olmak üzere,

$$\Delta r = \Delta\ell_\theta \quad (1)$$

olması spiral tarama için istenen durum olmalıdır.

Görüntünün yeniden oluşturulmasında her bir yeni oluşturulan görüntü elemanının, örneklenen görüntü elemanları ile aperture'un katlanması sonucu elde edilmesi gerçek analog tarama sistemine benzeşikliği nedeniyle tercih edilmelidir.

Spiral yörüngede tarama hızının sabitlenmesi üzerine kurulan ve 4. bölümde geniş yer verilen tarama yaklaşımında değişmez hız ve değişmez örnekleme aralıkları ile açısal $\Delta\ell_\theta$ ve radial $\Delta\ell_r$ küçük değişimler yerine doğrudan $\Delta\ell$ çizgisel yörüngede örnekleme aralıkları alınmaktadır. Buna göre anıl bant genişliği,

$$B_0 = \frac{1}{2\pi\Delta\ell} \quad (2)$$

olarak alınmaktadır. Çünkü değişmez hız tanımı üzerine kurulu spiral tarama yaklaşımında

$$\Delta\ell = V\Delta t \quad (3)$$

dir. T_s bir tam kare süresi ve N_θ bir tam karedeki örnek sayısı olmak üzere,

$$\Delta t = \frac{T_s}{N_\theta} \quad (4)$$

dür. O halde anlık bant genişliği,

$$B_0 = \frac{N_\theta}{2\pi VT_s} \quad (5)$$

olarak elde edilmektedir. Spiral tarama yaklaşımı ile ilgili olarak oluşturulan ve uygulanan ifadeler 4.39 ve 4.40 eşitliklerinde verilmiş olup, kazandırılan bütünlük açısından burada $r_{\min}=0$ alınarak ve (5) eşitliği ile ilişkilendirilerek tekrar verilmektedir.

$$a = \frac{r_{\max}^2}{2.V.T_s} = B_0 \frac{\pi.r_{\max}^2}{N_{\dot{\theta}}} \quad (6)$$

$$r(t) = \sqrt{\frac{r_{\max}^2}{T_s}} \sqrt{t} \quad (7)$$

$$\theta(t) = \frac{N_{\dot{\theta}}}{B_0 \pi . r_{\max}^2} \sqrt{\frac{r_{\max}^2}{T_s}} \sqrt{t} = \frac{N_{\dot{\theta}}}{B_0 \pi . r_{\max}} \sqrt{\frac{t}{T_s}} \quad (8)$$

Her görüntüleme sistemi için önemli bir parametre çözünürlüktür. Bu nedenle geliştirilen spiral tarama ile görüntüleme için de çözünürlüğün tanımlanması gerekmektedir. Spiral taramada çözünürlük yörüngede örnekleme aralıkları ve görüntü boyutu ile ilişkilidir. $\frac{1}{\eta}$ uzaysal çözünürlüğü ve $r_{\max}$ görüntü yarıçapını göstermek üzere bu çalışmada,

$$\eta \equiv \frac{\Delta \ell}{\pi . r_{\max}^2} \quad (9)$$

olarak tanımlanmaktadır. Uygulamada $k=3$ olarak alınmaktadır.

5.1.2. Polar Koordinatlarda Doğru Adresleme

Sonuçta yörünge boyunca alınan örnekler tur sayısı arttıkça geniş aralıklı olmaktadır. Bu örnekleme yaklaşımında spiral dışa doğru açıldıkça çözünürlük düşmektedir. Hem açısal hızın ve hemde örnekleme hızının değişmez olması durumunda bu sonuç alınır, r 'nin değişimine bağlı olarak çizgisel hız değişir. Dış yörüngede çözünürlüğü gerekli düzeye çekecek şekilde $\Delta \theta$ aralıklarının seçilmesi durumunda iç yörüngelerde fazla örnek alınması gibi bir durumla karşılaşılır. Ancak θ 'nın değişmez $\Delta \theta$ aralıklar ile artışı frekans tayfının doğrusallığını bozmamaktadır.

Uzaysal olarak sınırlı, sonlu enerjiye sahip olduğu kabul edilen $f(x, y)$ işlevinin fourier dönüşümünün spiral örnekleri $F(r_{jk}, \phi_k)$ olarak alınmakta ve $\mu > 1$ olması durumunda $F(r, \phi)$ işlevinin örneklerden yeniden elde edilmesinin mümkün olmadığı sonucuna varılmaktadır[10].

Spiral taramada, taramanın niteliğine bağlı olarak bir tam görüntü oluşturuluncaya kadar sinyal sürekliliği vardır. Bu dikkate alınarak bir tam spiral tarama boyunca örneklerin tek boyutlu bir vektör olarak değerlendirilmesi ve vektör değişkeni ile koordinat değişkenleri arasında bağlantı kurulması adreslemeye büyük kolaylık sağlamaktadır. Bu durum 4. bölümde uygulamaları ile birlikte ayrıntılı olarak verilmektedir.

5.1.3. Spiral Taramanın Frekans Tayfına Etkisi

Özellikle hareketli görüntülerin ortogonal taranmasında her satır geri dönüşünde, satır geri dönme boşlukları nedeniyle sinyalde ani sıçramalar oluşmaktadır. Bu ani sıçramalar frekans tayfının önemli ölçüde artmasına neden olmaktadır. Bir ortogonal taramaya sahip sistemde satır sayısı Z olsun. Bu durumda bir tam kare taranma süresince Z sayıda satır geri dönme boşluğu bulunmaktadır. Şekil 5.2 de satır geri dönme boşlukları A genlikli τ süreli darbeler olarak gösterilmektedir.

Verilen satır sonu darbelerinin frekans tayfına etkisini değerlendirebilmek için fourier dönüşümünü almak gerekir. Sinyal periyodik olduğundan frekans tayfı çizgisel yapıda olacaktır.

$$S(t) = \frac{1}{T_s} \sum_{i=-\infty}^{\infty} C_n e^{jn\omega_0 t} \quad (10)$$

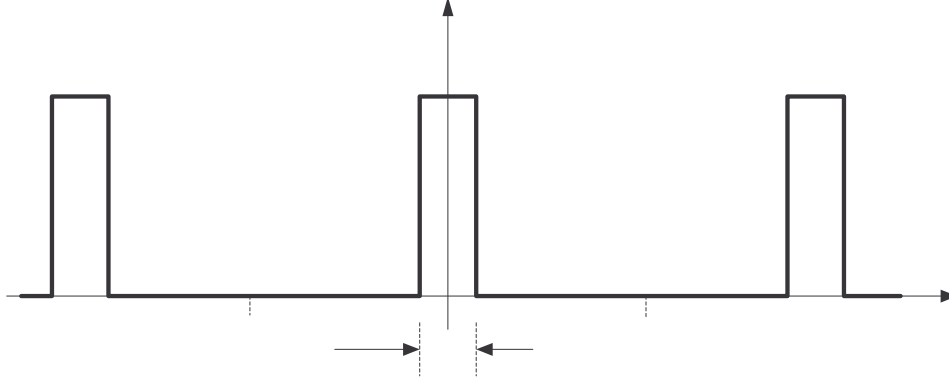
dir. Burada C_n fourier katsayılarıdır ve

$$C_n = \int_{-T_0/2}^{T_0/2} S(t) e^{-jn\omega_0 t} dt \quad (11)$$

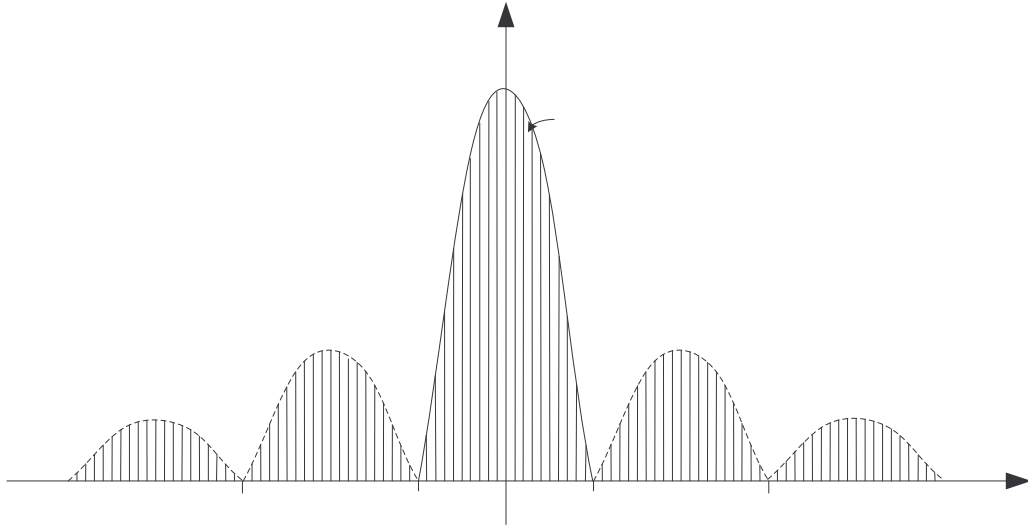
olarak bulunur. Şekil 4.45 te verilen sinyal için,

$$C_n = A\tau \sin cnf_0\tau \quad (12)$$

olarak elde edilir. Buna ilişkin frekans tayfı şekil 5.3 te verilmektedir.

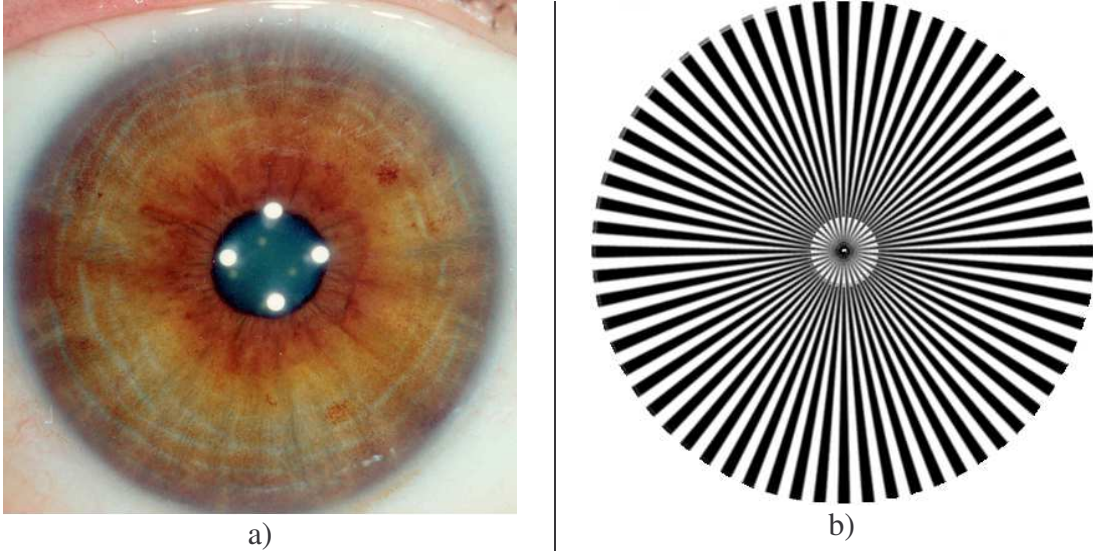


Şekil 5.2. Ortogonal taramada satır sonu darbeleri



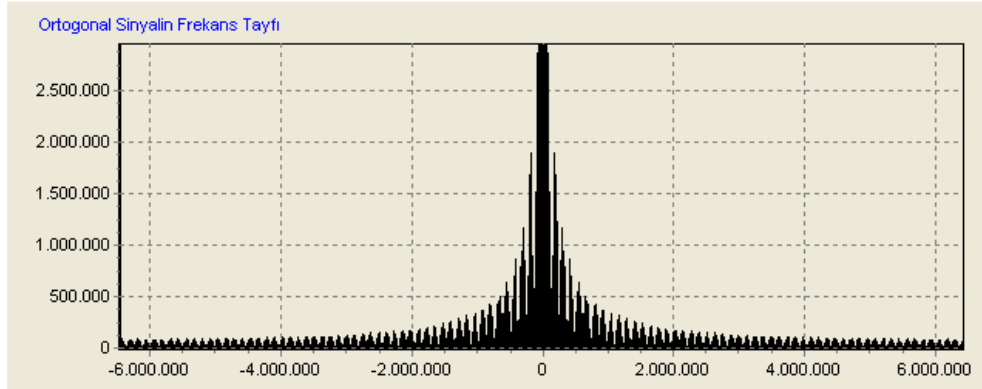
Şekil 5.3. Satır geri dönüş boşlukları için frekans tayfı

Şekil 5.3 ten de görüleceği gibi darbe süresi küçüldükçe frekans tayfı genişlemektedir.

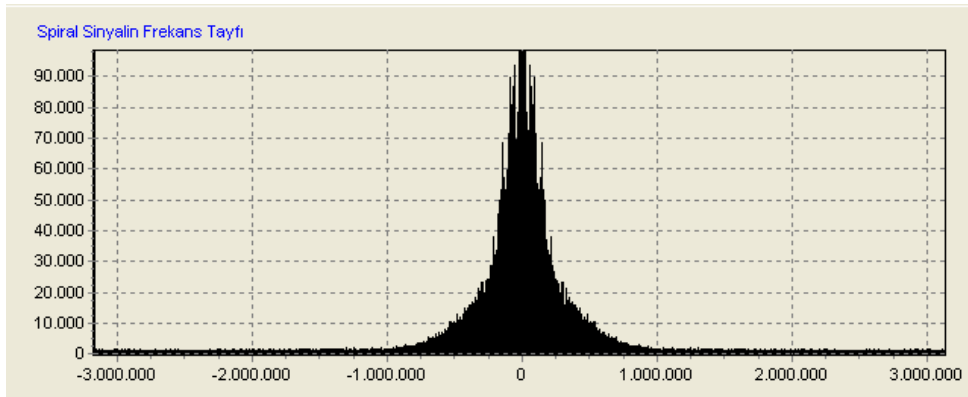


Şekil.5.4. Frekans tayfı analizi için kullanılan a) iris Görüntüsü b) test görüntüsü

Frekans tayf analizleri için dairesel nitelikli görüntü olarak seçilen şekil.5.4. te verilen görüntüler kullanılmıştır.



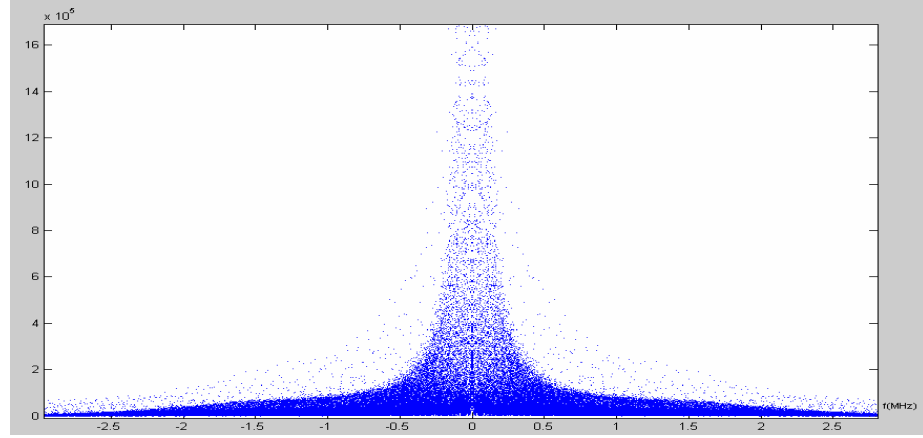
Şekil 5.5. Ortogonal sinyalin frekans tayfı



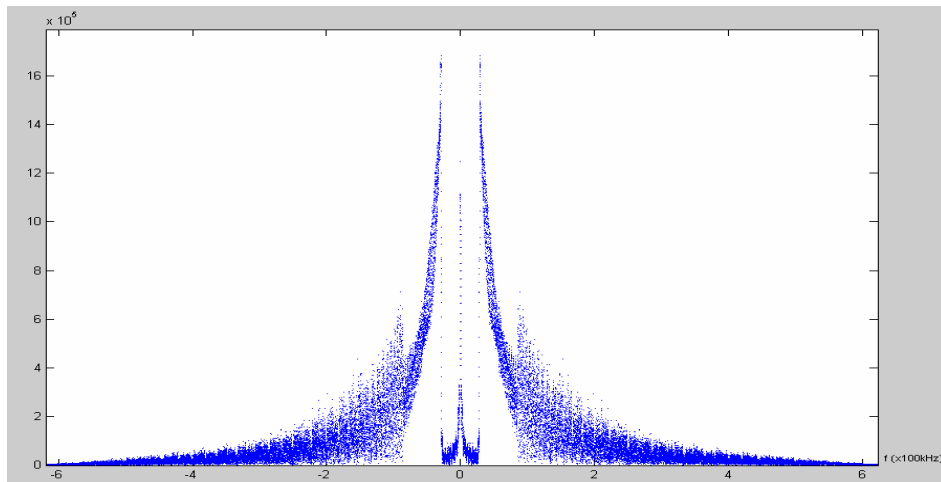
Şekil 5.6. Spiral sinyalin frekans tayfı

Spiral taramada sinyalin bir kare süresince sürekliliği vardır. Bu nedenle bir tam kare tarama süresince taramadan kaynaklı sıçramalar olmamaktadır. Bu durum spiral tarama ile elde edilen sinyalin frekans tayfının daralmasını sağlamaktadır. Dolayısıyla spiral tarama ortogonal taramaya göre daha dar bantlı bir sinyaldir.

İridolojik amaçlı yapılan yazılıma görüntü analizi ile ilgili olarak ta ortogonal ve spiral tarama ile elde edilen sinyallerin frekans tayflarının karşılaştırılabilmesi için bu amaçlı bir ekran eklenmiştir. Bu ekranda görüntüden her bir tarama ile elde edilen sinyallerin ayrı ayrı fourier dönüşümleri alınmakta ve frekans tayfları elde edilmektedir. Bu ekranda şekil 5.4a’ da verilen iris görüntüsü için gerek ortogonal tarama ve gerekse spiral tarama ile elde edilen sinyallerin frekans tayfları sırasıyla şekil 5.5 ve şekil 5.6 da verilmektedir.



Şekil 5.7. Ortogonal tarama sonucu elde edilen sinyalin frekans tayfı



Şekil 5.8. Spiral tarama sonucu elde edilen sinyalin frekans tayfı

Gerek ortogonal ve gerekse spiral aperturlu tarama yapılarak sonuçların değerlendirilmesi amacıyla Şekil 5.4.b de verilen test görüntüsü kullanılmıştır. Bu test görüntüsünde merkezden dışa doğru 32 adet üçgenler bulunmaktadır. Yörüngelerde siyah beyaz alanların oranı 1 dir. Bu test görüntüsü kullanılarak aperturlu taramalar sonrası elde edilen sinyallerin frekans tayfları şekil 5.7 ve 5.8 de verilmektedir.

5.1.4. Spiral Taramanın Dosya Boyutuna Etkisi ve Bellek Kazancı

Verilerin daha dar bellek sığasında saklanması, noktadan noktaya daha dar bantta ve hızlı iletilmesi günümüzde de üzerinde yoğun çalışmalar yapılan alanlardandır. Bu amaçla verilerin sıkıştırılmasına yönelik bir çok algoritma ve uygulama vardır.

Dairesel görüntülerin taranmasında spiral tarama kullanılarak alan dışında kalan bölgelerin saklanması yada diziye dahil edilmesi gerekmemektedir. Bu bir kazanç sağlamaktadır. Bilgisayar ortamında mevcut bütün görüntü dosya formatları sıkıştırılmamış halde görüntüye ilişkin verileri ortogonal sıralı olarak tutmaktadırlar. Kullanılan veri sıkıştırma yöntemleri de bu sıralı yapıya uygun geliştirilmişlerdir.

Spiral tarama için de verilerin spiral sıralı kaydedilmesi ve aynı şekilde dosyadan okunarak ekranda görüntülenmesi bu çalışma kapsamında sağlanmaktadır. Spiral taramada da matrisel adreslenen bilgisayar ekranı kullanıldığından spiral sıralı veriler ile bu ekran arasında geçişleri tanımlayan bağıntı kullanılmaktadır.

$\sigma = 0$ için $m = y.m_x + x$ biçiminde düzenlenen m değişkenini tanımlayan 3.6 eşitliği yardımıyla iki boyutlu ortogonal (Matrisel) veri tek boyutlu bir diziye dönüştürülerek $P'(m)$ dizisi elde edilmektedir.

$$P'(m) = P(x, y) \quad (13)$$

Daha önce tanımlanan bütün işlemlerde de tek boyutlu tanımlanan dizi adreslenerek kullanılmaktadır. Görüleceği üzere oluşturulan bu yeni dizi ortogonal taranma sırasına göre adres değişkenleri atanmış bir dizidir. Bu diziye yeniden spiral örnekleme sırasına göre adres değişkenlerinin atanması gerekmektedir. Bu amaçla spiral taramada polar koordinatlarının zamana bağlı tanımlı işlevleri 4.39 ve 4.40 eşitlikleri

kullanılmaktadır. $t=t_j$ (j. spiral örnek için zaman) için $q_j=\theta(t_j)$ ve $r_j=r(t_j)$ koordinatları, spiral tarama bağıntıları yardımıyla bulunmaktadır. Bu polar koordinatlardan “çeyrek” kartezyen koordinat sistemine sahip ekranın adreslenebilmesi için ekran koordinatlarında j. örneğin koordinatları,

$$\begin{aligned} x_j &= r_j \cos \theta_j \\ y_j &= r_j \sin \theta_j \end{aligned} \quad (14)$$

eşitlikleri yardımıyla hesaplanmaktadır. Alınacak olan dizi elemanının adres değişkeni,

$$m_j = y_j \cdot M_x + x_j \quad (15)$$

olarak bulunmaktadır. Burada x_j ve y_j spiral tarama sırası olarak j. sırada adreslenen kartezyen koordinatları ve m_j de j. sırada yer alması gereken dizi elemanının adres değişkenidir. Spiral tarama da örneklerin yüzeysel dağılımının düzgün olması durumunda matrisel biçimde bilgisayar ekranındaki piksellerin tamamının adreslenebilmesi için spiral örnek sayısını taranan alandaki piksel sayısından fazla seçmenin bir zorunluluk olduğundan söz edilmişti. Ayrıca örnek sayısının alandaki piksellere eşit olması durumunda atlanan pikseller olurken aynı zamanda da birden fazla adreslenen pikseller bulunmaktadır. Örnek sayısının piksel sayısına eşit seçilmesi durumunda atlanan ve birden fazla adreslenen pikseller şekil 5.8’de sırasıyla mavi ve sarı renkle işaretlenmişlerdir.

Örnek sayısının fazla seçilmesiyle piksellerin atlanması engellenmekte ancak birden fazla örneklenen piksellerin sayısı da artmaktadır. Spiral tarama ile adreslenen piksel değerlerinden bir dizi oluşturulması durumunda aynı pikselin dizi içerisinde birden fazla yer alması söz konusudur. Bu durum dizi içerisinde fazlalık bilginin tutulmasına neden olmaktadır. Bu nedenle birden fazla örneklenen aynı piksel değerlerinden yalnızca birini diziye dahil etmek diğer fazlalıkları diziden atmak gerekir.

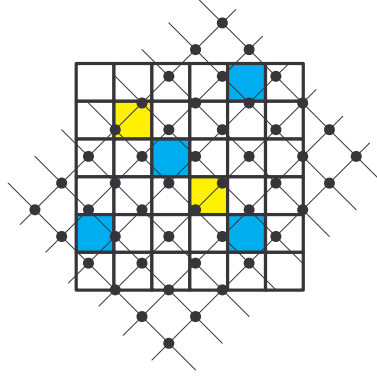
Tekrarlanan bu fazlalıkları diziden atmak için bir karşılaştırma algoritması geliştirilmektedir. Bunu sağlamak için 15 eşitliği kullanılmaktadır. Öyleki,

$$m_j \neq m_{j+1} \Rightarrow j = j+1 \quad (16)$$

sağlanarak, dizi boyutu D_b olmak üzere

$$P''(j) = P'(m_j) \quad j = 0, 1, 2, \dots, D_b - 1 \quad (17)$$

ataması yapılarak yeni spiral dizi oluşturulmaktadır. Böylece fazlalık bilginin tutulması engellenmiş olmaktadır.



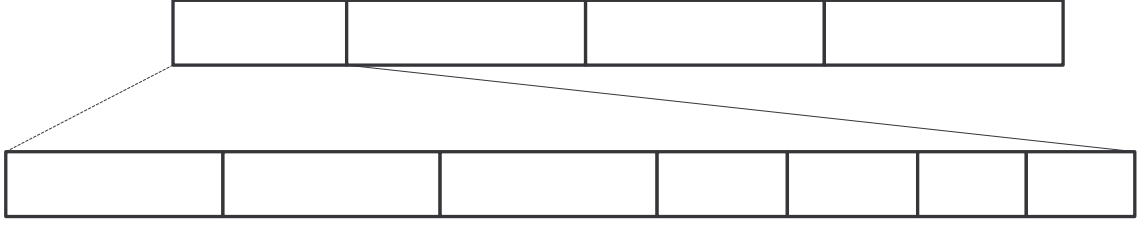
Şekil 5.9. Spiral taramada piksel atlama ve birden fazla adresleme

Dizi atamaları yapıldıktan sonra verilerin dosyalanması ve gerektiğinde dosyadan verilerin okunarak spiral tarama ile görüntünün yeniden oluşturulması gerekmektedir. Bunun için gerekli olan parametreler belirlenmektedir. Bu parametreler,

- Dosyaya yazılan her bir renk bileşeninin oluşturduğu dizi uzunluğu (DB_t),
- Spiral taramada kullanılan örnek sayısı ($G_{örn}$),
- Spiral tarama periyodu ($T_s=0.04$ ms dir.),
- Spiral taranan görüntü alanının yarıçapı (R_{max}),
- Taranan görüntünün görüntü genişliği (M_x),
- Taranan alanda başlangıç yarıçapı ($R_{min}=0$ dır.),
- Aperture büyüklüğü ($R_{apt}=1$ pikseldir.),

Veriler dosyaya byte olarak yazılmaktadır. Her bir renk bilgisi için 1 byte yeterlidir. Ancak dosyanın açılmasında kullanılması ve dosyada yer alması gereken görüntü parametrelerinin hepsi 1 byte uzunluğunda olmayabilir. Yani bu bilgiler 1 byte yada daha uzun veriler olabilir. Bu nedenle bunlar için gerekli dönüşümler yapılarak dosyada yer almalarının sağlanması gerekmektedir. Bunun için 1 byte dan daha uzun veriler uzunluğu ile orantılı byte yeterli ise buna göre düzenlenmekte ve art arda

dosyaya yazılmaktadır. Bunun için oluşturulan çerçeve yapısı şekil 5.10'da verilmektedir.



Şekil 5.10 Spiral dosya biçimi

Görüntü spiral taranarak yeniden oluşturulurken bir piksel birden fazla adreslendiği için dizide yer alan bir verinin birden fazla sayıda kullanılması gerekir. (bir verinin birden fazla örneği temsil ettiği dikkate alınmalıdır). Dosyaya veri yazarken yapılan karşılaştırma işleminin benzeri bu kez tersi işlemle uygulanmaktadır. Veri diziden alınırken ardışıl verilere geçiş kontrol edilmektedir. j dizinin indisi olmak üzere 86 eşitsizliği kullanılarak dizi indisi değiştirilmekte ve veri alınmaktadır. Bununla ilgili yapılan yazılımda başarılı sonuçlar alınmıştır.

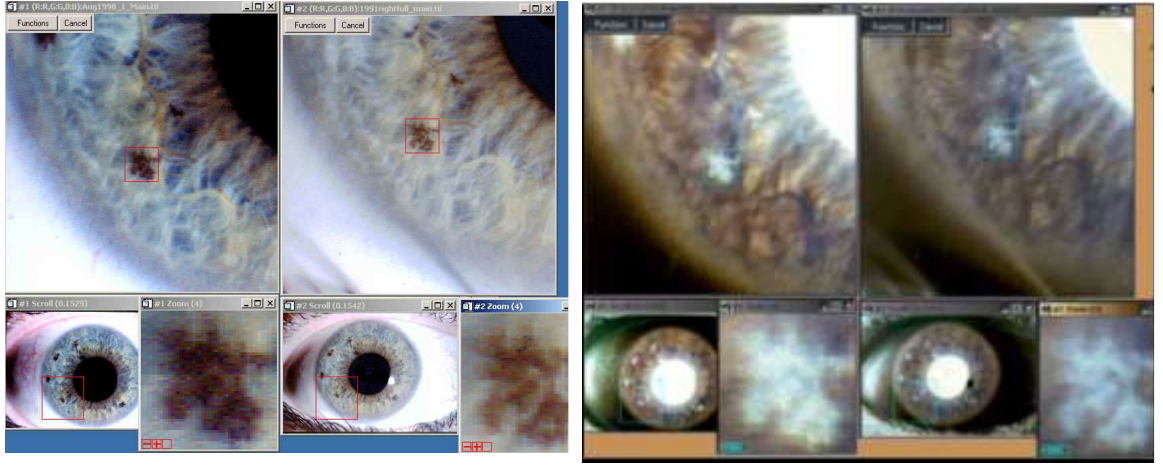
Spiral taranarak oluşturulan dosya ile orijinal görüntü dosyaları karşılaştırıldığında Spiral taranan alan dışındaki bölgelerin bellekte tutulmasına gerek duyulmadığı için spiral tarama ile oluşturulan dosyaların bellekte daha az yer kapladığı görülmektedir. Bu uygulamalarda herhangi kayıplı yada kayıpsız sıkıştırma tekniği kullanılmamaktadır. Yalnızca bir spiral adresleme yaklaşımı uygulanmaktadır.

3,75 MByte büyüklüğündeki bir dosya spiral tarama sonrası 2,34 MByte indiği görülmüştür. Elbetteki dosyanın boyutlarının bu denli küçülmesinde en önemli neden spiral taramada dairesel alanın çapı taranan görüntünün kısa kenarına eşittir ve görüntü boyutlarında bir küçülmeye neden olmaktadır.

5.2. İridolojik Çıkarımlar ve Geliştirilen seçenekler

Görüntüleme sisteminden alınan görüntülerin incelenmesi, değerlendirilmesi ve bir son kararın oluşturulmasında bilgi, birikim ve deneyimin yanında sistemle ilgili bir çok parametre de etkilidir. Bu parametrelerin içerisinde görüntüleme sistemine ilişkin parametreler de vardır ve görüntüğü doğrudan etkilemektedirler. Bu nedenle CNRI

tarafından yapılan ve şekil.5.11 de verilen bir karşılaştırma örneğinde aynı irise ait farklı yıllarda çekilen görüntüler kullanılmaktadır. Burada ilk göze çarpan nokta 2. bölümde verilen verilerden de anlaşılacağı üzere iki görüntü arasında görüntü parlaklıklarındaki farklılıktır. Bu bütüne yönelik farklılık değerlendirilmeden bir bölge yada noktasal alana ilişkin değerlendirmelerin yanıltıcı olacağı düşünülmektedir. İrisin parlaklığının değişmesi mümkün olabilir. Ancak görüntüleme sisteminin en küçük parametresinin bile değişimi gerçekte iris üzerinde bir parlaklık değişimi olmamasına rağmen alınan görüntüde bu değişiklik meydana gelebilir. Bu nedenle bu durumlarda renk doyumunun kullanılması uygun bir seçenek olacaktır.



Şekil 5.11 Farklı zamanlarda alınan aynı irise ait görüntüler ve patolojisi[23].

5.2.1. Görüntüleme Seçenekleri

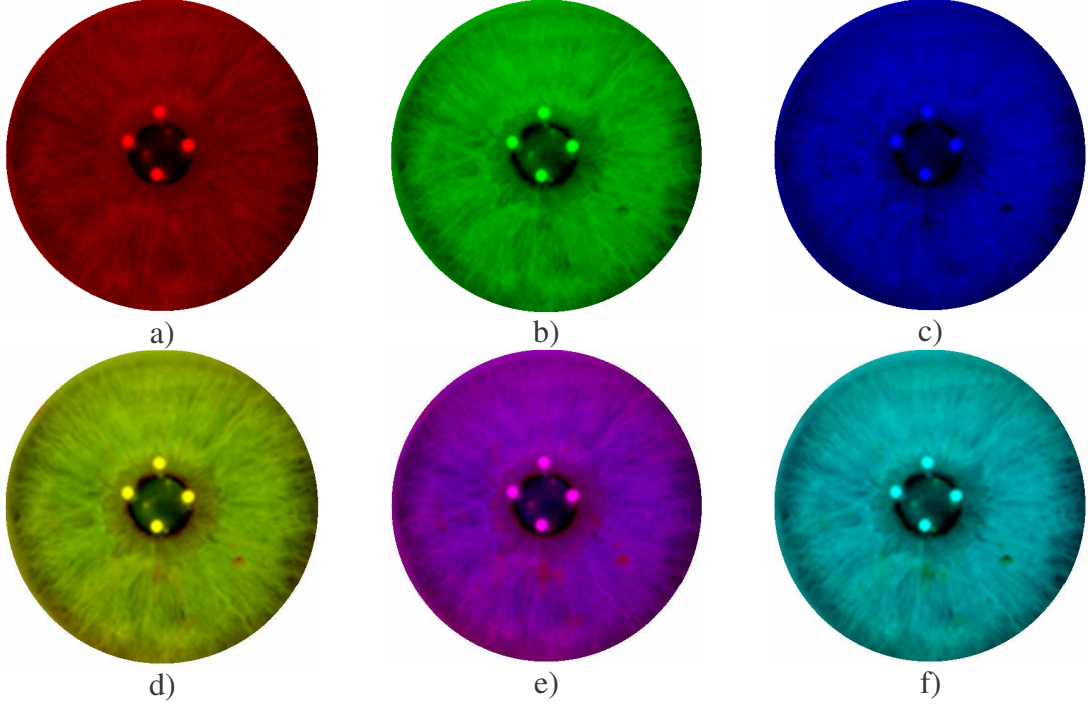
Farklı iris türleri ve farklı patolojilerin gözlenebilmesi için farklı görüntüleme seçenekleri geliştirilerek verilmektedir.

Bu görüntüleme seçenekleri;

i. RGB (KırmızıYeşilMavi) renk bileşenleri ile renkli görüntüleme,

Her bir piksel 24 bit renk derinliğine sahiptir. Elde edilen görüntüde her bir pikselin renk bileşenleri ayrıştırılarak renk bileşenleri kombinasyonları ile yeniden görüntüleme sağlanabilmektedir. Bu seçeneğe gerek duyulmasının nedeni 3 ana iris renginin yanında çok sayıda alt iris türlerinin de bulunmasıdır. Buna bağlı olarak iris

analizinde patolojilerin daha rahat ortaya çıkarılabilmesi için farklı iris türlerinde gerektiğinde farklı renk bileşenleri seçenekleri ile de görüntüleme yapılabilmesine olanak sağlanmaktadır.



Şekil 5.12. farklı renk bileşenleri ile görüntüleme

a) Kırmızı, b) Yeşil, c) Mavi d) Kırmızı – Yeşil e) Kırmızı – Mavi f) Yeşil - Mavi

Renk değerinin alınması için yapılan işlem,

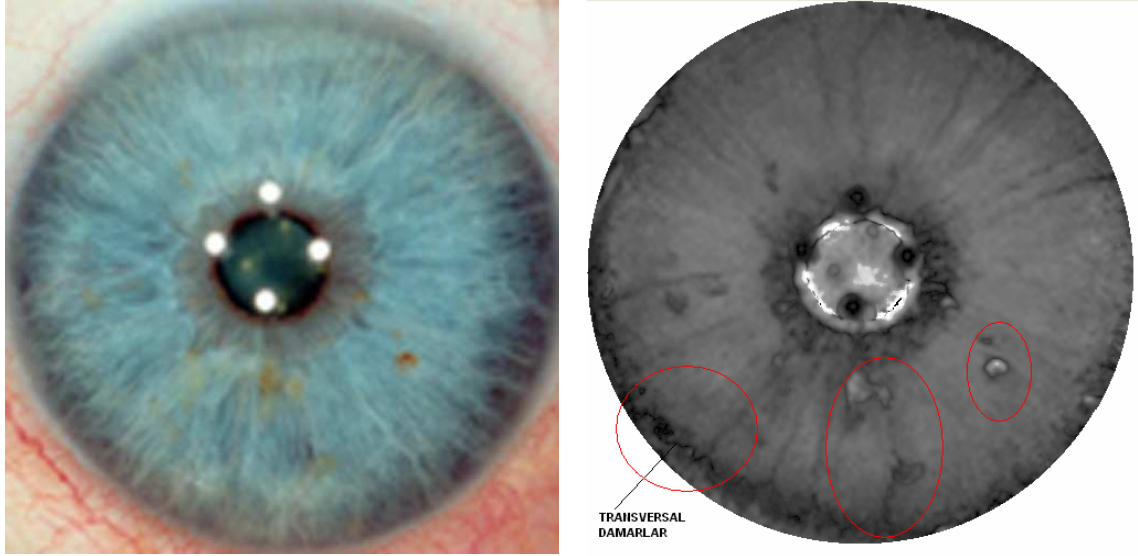
$$RD = m_1.R + m_2.G.256 + m_3.B.65536 \quad (18)$$

biçimindedir. Burada m_1 , m_2 ve m_3 renk katsayıları olup seçime göre 0 yada 1 değerini almaktadırlar. bu değerlerin çeşitli kombinasyonları için elde edilen görüntüler şekil 5.12 de verilmektedir.

ii. Renk doyumu ile görüntüleme,

Bazı iris türlerinde damar yapılarının, bu damarlarda kıvrılma ve biçimlenmelerin görülebilmesinde güçlükler oluşmaktadır. Özellikle mavi irislerde renk doyumu ile görüntüleme yapılarak bu normal görüntüde fark edilemeyen damar yapıları ile ilgili işaretlerin kolayca görülmesi sağlanabilmektedir. İstenildiğinde belirli aralıkta farklı gamma uygulaması ile bu yapılar daha da belirginleştirilebilmektedirler. Bunun için bir uygulama şekil 5.13de verilmektedir. şekil5.13a da fark edilemeyen işaretli

damar yapılarının şekil 5.13.b de rahatlıkla fark edildiği daire içine alınan alanlarda gösterilmektedir.



Şekil 5.13. a) RGB görüntüsü b) Renk Doyumu

Renk doyumu,

$$S = 1 - \frac{3}{(R + G + B)} [\text{Min}(R, G, B)] \quad (19)$$

olarak hesaplanmaktadır[12].

iii. Genlik ile Görüntüleme

Özellikle kahverengi iris türlerinde liflerin çok belirgin olmadığı yapılarda uygulanması durumunda iris dokusunda trabekuler yapının açığa çıkarılmasında kullanılabilir bir görüntüleme yöntemidir. Belirli aralıkta gamma uygulayarak bu yapıyı daha da belirginleştirmek mümkündür. Bu uygulamay ilişkin bir örnek şekil 5.13 te verilmektedir. şekil 5.14.a da trabekuler yapı belirsizken aynı görüntünün genlik ile görüntülenmesi sonucu şekil 5.14.b dende görüleceği gibi bu yapı belirginleşmektedir.

Genlik değeri,

$$VG = \frac{1}{3}(R + G + B) \quad (20)$$

olarak hesaplanmaktadır.



Şekil 5.14. a) RGB görüntüsü b) Genlik

Bazı kaynaklarda bu değer parlaklık olarak verilse de bu gerçekte görüntünün parlaklık bilgisi değildir. Çalışmada ayrıca parlaklık seçeneği de verilmekte ve parlaklık değeri,

$$P = 0,30R + 0,59G + 0,11B \quad (21)$$

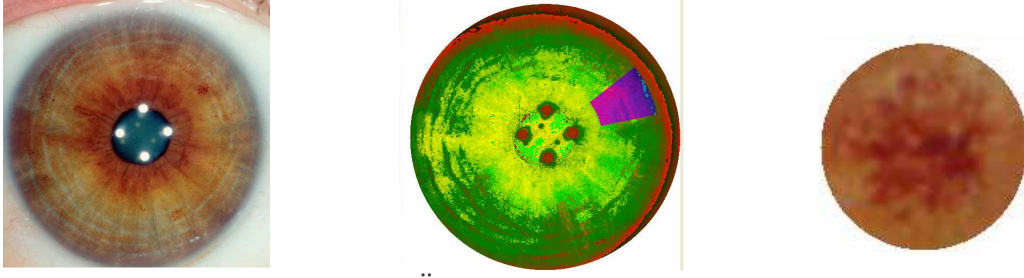
olarak hesaplanmaktadır.

iv. Özel Renklenme

Bazı iris yapılarında iris üzerinde farklı renklenmelerin vurgulanması için özel bir renklenme tanımlanmaktadır. Bu renklenme değeri,

$$RD = |S - V| + 256.S + 65536.|S - V| \quad (22)$$

olarak hesaplanmaktadır. Özel renklenmenin bir uygulaması Şekil 5.15b de verilmektedir. şekilden de görüleceği gibi genel dokudan daha farklı renklenen Gözbebeği Kemer (Pupillary Belt) sarı renklenmekte, irisin çevresinde bulunan kolesterol çizgisi kırmızı renklenmektedir. Bu renklenmeler farklı iris türlerinde farklı renklenmeler olarak ortaya çıkmaktadır. Bu uygulamaya bir örnek te şekil 5.18b de verilmektedir. bu örnekte yabancı pigmentasyonun bu uygulamayla daha da belirginleştiği, onu çevreleyen dokudaki değişimin de daha iyi algılanabildiği görülmektedir.



Şekil 5.15. a) RGB Görüntüsü b) Özel Renklenme c) Tiroid Bezi Yansıma alanında pigment işaret

5.2.2. İşaretlerin Ayırt edilmesi ve Analizi

İridolojide işaretlerin biçimi, rengi, derinliği v.b. özelliklerinin her birinin farklı anlamlar taşıdığı ve bu yapıların bu nedenle analiz edilmesinin gerektiği bilinmektedir. Bu amaçla gerek iris üzerinde belirlenen işaretin biçimi, derinliği, rengi ve hangi organ yansıma alanında ortaya çıktığı ile ilgili bilgiler bir uygulama ekranında verilebilmektedir. Bu uygulamalarda işaretin hangi organ yansıma alanında bulunduğu belirlenmesi için koordinatının görüntü üzerinde İmleç ile işaretlenerek onaylanması yeterlidir.



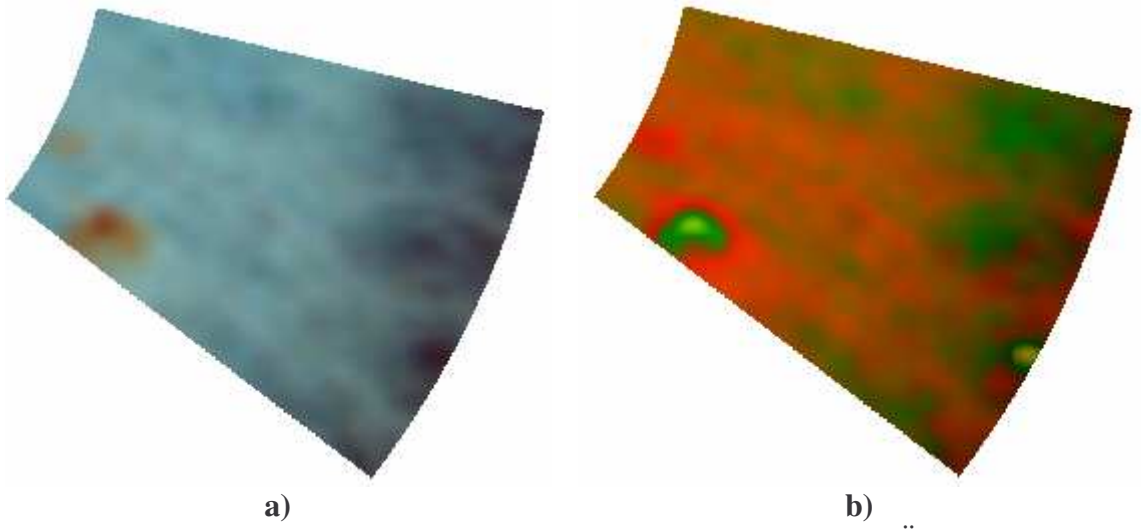
Şekil 5.16. Organ Yansıma alanı ile irisin ve taranan bölgenin belirlenmesi parametrelerinin belirlenmesi



Şekil 5.17. Katmanlara ayrılmış iris üzerinde belirlenen işaret

İris üzerinde belirlenen işaretin diğer özelliklerinin ortaya çıkarılarak değerlendirmeye sunulması için 5 yan yana görüntüden oluşan bir görüntü ekranı verilmektedir. işaretin bulunduğu parlaklık aralığı girilerek bu aralıkta bulunan değerler 5 katmana ayrılmaktadırlar ve her bir katman bir görüntü penceresinde verilmektedir. böylece hangi parlaklık derinliğinde işaretin nasıl biçimlendiği belirlenebilmektedir. Bu uygulama iris üzerinde oluşan bütün yabancı pigmentasyonlarda uygulanabilir olmasına rağmen özellikle iris üzerinde oluşan lakunaların akut, subakut ve kronik evrede olup olmadıklarının analizinde uygundur.

5.2.3. Spiral Taramada Yansıma Alanlarının Görüntülenmesi



Şekil 5.18 Sağ iriste Back, Plaura Brest Yansıma Alanı a) RGB, b) Özel Renklenme

İris üzerinde belirlenen bir işaretin ve düştüğü organ yansıma bölgesinin daha büyük ölçekte görüntülenebilmesi bu uygulama ile olanaklı olmaktadır. Böylece küçük görüntülerde ortaya çıkan bazı durumların daha büyük görüntü üzerinde incelenmesi gerektiğinde kullanılabilmektedir. Bu uygulama ile elde edilen görüntüler şekil 5.18 de verilmektedir. Aynı zamanda bu yansıma alanlarının iris üzerinde görüntülenmesi de yapılmaktadır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Görüntülerin elde edilmesine yönelik genel ve özel amaçlı görüntü sistemleri en yaygın olarak ortogonal tarama ilkesini kullanmaktadırlar. İnsan gözünün görme özelliklerinden biri de yatay ve düşey görme alanlarının birbirinden farklı olmasıdır. Bu nedenle yayınsal TV sistemlerinin Ekran oranı 4:3 yada 16:9 seçilmektedir. Bu ekran oranları yayınsal TV sistemleri açısından psiko – fizyolojik etkilerin değerlendirmeleri sonucu seçilen oranlardır. Ancak özel amaçlarla kullanılan görüntüleme sistemlerinde görüntü nitelikleri dikkate alınarak tarama ilkesinin görüntü niteliklerine uygun seçilmesi en uygun yaklaşımdır. Bu nedenle özellikle dairesel görüntülerin taranmasında spiral tarama seçilmektedir. Elbetteki spiral tarama uygulamalarında ekranda oluşturulan görüntü dairesel olduğundan ekran oranları 1:1 dir. Spiral tarama uygulamalarında en önemli gereklilik gerek örnekleme aralıklarının düzgün dağılımını sağlamak için ve gerekse değişmez örnekleme hızı kullanmak için spiral yörünge boyunca çizgisel hızın değişmez tutulmasıdır.

Çözünürlükten fedakarlıkta bulunulmasında sakınca olmayan yada merkezdeki bilgilerin kenardaki bilgilere göre daha anlamlı olduğu durumlarda farklı parametrelerle de spiral tarama kullanılabilir.

Bu uygulamada elde edilen ifadeler ve bu ifadelerin uygulanması ile yapılan spiral taramada çözünürlük yeterince yüksektir. Merkezden dışa doğru çizilen çizgiler için her açısal değerde çözünürlük eşittir. Oysa ortogonal taramalı sistemlerde çözünürlük her doğrultuda eşit değildir.

Spiral tarama uygulamaları için uygun koordinat sistemi polar koordinat sistemidir. Sayısal görüntü alıcılarının ve görüntülerin işlenmesi için kullanılan bilgisayar sistemlerinin ekranları matrisel biçimde olan yapılardır ve kartezyen koordinat sistemine uygundur. Spiral tarama uygulamalarında da özel sistemler üretilmediği sürece bu sistemler kullanıldığından polar – kartezyen dönüşümlerinin sıkça kullanılması kaçınılmazdır. Bir bilgisayar ekranının kartezyen koordinat sisteminin x ve y nin pozitif değerler aldığı çeyrek parçası olduğu düşünüldüğünde bu dönüşümler için koordinat merkezinin kaydırılması da gerekmektedir. Bu çalışmada dönüşüm uygulamaları ile ilgili önemli tanımlama ve ilişkileri bulmak olanaklıdır.

Spiral tarama uygulayan sistemlerden elde edilen görüntü sinyalleri, taramanın sürekliliğinden dolayı daha dar frekans bandına sahiptirler. Bununla ilgili veriler ve karşılaştırmalar çalışmada yer almaktadır. Bu nedenle hareketli görüntülerin iletilmesinde dar bantlı iletim ortamının kullanılması zorunluluğu oluşan özel amaçlı sistemlerde de spiral taramanın kullanılması uygun olacaktır. Noktadan noktaya canlı görüntü aktarımı gerektiren durumlarda bu ilke ile çalışan sistemlerin kullanılabilmesi olanaklı görünmekle birlikte, verilerin sıkıştırılması (kaynak kodları), iletim senkronizasyonunun sağlanması (hat kodları) ve iletim yanlışlarının düzeltilmesi (yanılgı kodları) konularında çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Spiral taramanın uygulama alanı olarak, gerek kullandığı materyalin görüntü niteliklerinden dolayı ve gerekse son dönemlerde üzerinde yoğun çalışılan alan olmasından dolayı iridoloji çok uygun görülmektedir.

İris görüntülerinin spiral tarama ile taranması iridolojik amaçlı bir çok uygulama için de kolaylık oluşturmaktadır. İridolojik haritalar dairesel niteliklidirler ve üzerlerindeki alanların sınırları üst, alt yarıçaplar ve üst, alt açılar ile verilebilmektedir. Dolayısıyla polar koordinatlarda yapılan taramalarda bu alanların görüntü üzerine düşürülmesi de daha uygun olmaktadır. Bu alanların iris görüntüleri üzerine düşürülmesinde iris çapı ile gözbebeği çaplarının iristen irise farklılık gösterdikleri unutulmamalıdır. Yani siliyare ve gözbebeği kemerlerinin oluşturdukları alan irise göre farklılık göstermektedir. Bazen bu alanlar aynı irisin farklı ışık koşullarında görüntülenmesinden de kaynaklanabilir. (Gözün adaptasyonundan dolayı). Bu nedenle organ yansıma alanlarının iris üzerinde tanımlanmasında dinamik bir yaklaşım kullanılmaktadır.

İridolojide kabul edilen temel üç iris türü vardır. Bunlar mavi, kahverengi ve ela irislerdir. Her bir temel iris türünün altında da çok sayıda alt iris türü tanımlanmaktadır. Her iris türünde ortaya çıkan patolojiler farklılıklar gösterebilmektedir. Bu nedenle farklı iris türleri üzerinde oluşan işaretlerin incelenmesi ve değerlendirilmesi için farklı görüntü işleme uygulamaları geliştirilmiştir. Her bir iris görüntüsünün doku rengi ve patolojik değişimlere uygun seçenekler ile analizinin yapılması olanaklıdır.

İnsan gözünün kontrast duyarlılığından dolayı bazı küçük ayrıntıların görüntü üzerinde fark edilmesi kimi zaman olanaksız olabilir. Bu durumlarda incelenen bölgede seçilen belirli aralıkta kontrast artırmak gerekir. Bunun için en uygun yöntem belirli parlaklık aralığı için gamma işlevinin uygulanmasıdır. Bu amaçla spiral tarama yapılması sonucu görüntüye ilişkin ekranda oluşturulan parlaklık histogramı, ortalama parlaklık değerleri ve standart sapma değerlerinden yararlanılarak aralık değerinin seçilmesi ve bu aralıkta istenilen gamma değerinin uygulanması olanaklıdır.

Görüntüleme sonrası elde edilen görüntülerin tarama yöntemine uygun formatta saklanması da önemli çalışma alanlarından biridir. Verilerin daha dar bellek sığasında saklanması ve dar bantta hızlı iletilmesi üzerinde yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Bu kapsamda verilerin sıkıştırılmasına yönelik bir çok algoritma ve uygulama vardır. Dairesel görüntülerin taranmasında spiral tarama kullanılarak alan dışında kalan bölgelerin saklanması gerekmemektedir. Bu bir kazanç sağlamaktadır. Spiral tarama ile elde edilen verilerin spiral sıralı kaydedilmesi ve aynı şekilde dosyadan okunarak ekranda görüntülenmesi ile ilgili bu tez kapsamında çalışmalar yapılmış ve spiral görüntü dosyası yaratılmıştır. Bu dosyaların görüntülerin taranmasında kullanılan orijinal ortogonal sıralı dosyalara göre bellekte daha az alan kapladığı görülmüştür. Bununla ilgili veri sıkıştırma konusunda ayrıca bir çalışma yapılmamış olup, spiral görüntü dosyalarının uygun tekniklerle sıkıştırılması, ayrıca çalışma gerektiren bir konu olarak görülmektedir.

Bu çalışmanın sonunda bir görüntü işleme sistemi oluşturulmuş, bu amaçla yapılan yazılım da çalışmada verilmektedir.

7. KAYNAKLAR

- [1].Вельховер, Е.С., Шульпина, Н.Б., Алиева, З.А., Ромашов, Ф.Н., 1988, Иридодиагностика, М. Медицина, Москва, 240.
- [2].М.С.Абрамов, 1990, Иридодиагностика с Компьютерои, М.Медицина, Москва, 230
- [3].Efendiyev Ç., 1966, Otomatik Kontrol Sistemlerinde Uygulanan Televizyon Vericilerinin Projelendirme Yöntemlerine Dair, Genç Bilim Adamlarının Birinci Cumhuriyet Konferansı, Bakü,
- [4]. Efendiyev Ç., 1967, Televizyon-Bilgisayar Otomatik Sistemlerinde Uygulanan Televizyon Vericilerinin Parametre Seçilmesi, 17. Bilim Konferansı Az Pİ Bakü,
- [5]. Efendiyev Ç., 1968, Televizyon-Bilgisayar Otomatik Sistemlerinde Tatbik Edilen Vidikon Vericisinin Parametre Özellikleri Teknik Geliştirme Dergisi, 2, Bakü, 65-70
- [6]. Efendiyev Ç., 1968, Televizyon-Bilgisayar Otomatik Sistemlerinde Değişen Tarama Frekansı Rejiminde Tatbik Edilen Vidikonların Bazı Özellikleri, Azerbaycan Bilimler Akademisinin Haberleri, Fizik Matematik Dizisi, 1, 45 – 51.
- [7]. Efendiyev Ç., 1995, Medikal TV Sistemleri İçin Uygulanan Vericilerinin Bazı Özellikleri, Bilimsel Konferans “Radyo Ve Elektrik İletişim Sistemlerinin Fonksiyonel Problemleri” Materyalleri, Bakü, 35 – 40.
- [8]. Efendiyev Ç., C.ÇAKIROĞLU, 1999, “İridoteşhis Yönteminde Kullanılan TV Kapalı Sisteminin Özellikleri” , Elektrik- Elektronik - Bilgisayar Mühendisliği 8. Ulusal Kongresi, 637 - 642.
- [9].Soumekh M., 1998, Multiresolution Dynamic Image Representantation with Uniform and Foveal Spiral Scan Data, IEEE Transactions On Image Processing, 7, 1627-1635
- [10].Yudilevich, E. Stark, H., 1988, Reconstruction from samples on linear and expanding spiral scans International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2, 1288-1291

- [11].Chang, C. C., Lu, T. C. Liu, Y. L., Bandwidth Efficiency of an Image Compression Method for Information Hiding, 18. International Conference on Advanced Information Networking and Applications, 1, 426-430
- [12]. Gonzalez, R. C., Woods, R. E. 2002, Digital Image Processing, Prentice- Hall, New Jersey, 793.
- [13].Teuber, J., 1993, Digital Image Processing, Prentice- Hall, Hertfordshire,UK, 263.
- [14]. Efford, N., 2000, Digital Image Processing, Pearson Education Ltd., Essex, England, 340.
- [15].Poynton, C. A., 1996, A Technical Introduction To Digital Video, John Wiley&Sons, Inc., USA, 320.
- [16]. Russ, J. C., 2002, The Image Processing Handbook, CRC Press., USA,445.
- [17].Smith, S. W., 1999, The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, California Technical Publishing, USA, 643.
- [18]. Efendiyev, Ç. A., Sevgen Y.N., 1998, Televizyon, Beta, İstanbul, 208.
- [19] Sherman K. S., Anthony B., 1992, Calculus and Analytic Geometry, McGraw-Hill, USA, 1037.
- [20] Carlson, A.B., 1986, Communication Systems, McGraw-Hill, Singapore, 686
- [21].Kuc, R., 1988, Introduction to Digital Signal Proccessing McGraw-Hill, Singapore.
- [22].Rogers, D.F., 1985, Procedurel Elements For Computer Graphics, McGraw-Hill, Singapore, 443
- [23].[http:// www.cnri.edu](http://www.cnri.edu)
- [24].[http:// www.dprewiev.com](http://www.dprewiev.com)
- [25].[http:// www.foveon.com](http://www.foveon.com)

8. EKLER

İrido-tanı Amaçlı Borland Delphi Ortamında Yazılan Yazılıma Ait Kodlar.

```
unit Iridotani;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,  
Dialogs, Menus, ExtCtrls, StdCtrls, TeeProcs, TeEngine, Chart, DbChart,  
DB, DBTables, ExtDlgs, Math, DBCtrls, Series;
```

```
type
```

```
TForm1 = class(TForm)  
    MainMenu1: TMainMenu;  
    GrntAnaliz1: TMenuItem;  
    A2: TMenuItem;  
    GrntAnalizi1: TMenuItem;  
    A1: TMenuItem;  
    arama1: TMenuItem;  
    SpiralTara1: TMenuItem;  
    YansmaAlannByt1: TMenuItem;  
    BlgeselAnaliz1: TMenuItem;  
    MerkezKoordinatnSe1: TMenuItem;  
    Snralannse1: TMenuItem;  
    Grntle1: TMenuItem;  
    Image1: TImage;  
    Seimler1: TMenuItem;  
    Gamma1: TMenuItem;  
    eklevli1: TMenuItem;  
    oklevli1: TMenuItem;  
    Grntleme1: TMenuItem;  
    RGB1: TMenuItem;  
    RenkDoyumu1: TMenuItem;  
    Genlik1: TMenuItem;  
    zelRenklenme1: TMenuItem;  
    risSeimi2: TMenuItem;  
    Saris2: TMenuItem;  
    Solris2: TMenuItem;  
    k1: TMenuItem;  
    Image2: TImage;  
    Image3: TImage;  
    Image4: TImage;  
    Image5: TImage;  
    Image6: TImage;  
    Image7: TImage;
```

```

Image8: TImage;
DBChart1: TDBChart;
StaticText1: TStaticText;
StaticText2: TStaticText;
DataSource1: TDataSource;
DataSource2: TDataSource;
OpenPictureDialog1: TOpenPictureDialog;
Table1: TTable;
Table2: TTable;
Table1ORGAN_ADI: TStringField;
Table1RMINCARP: TFloatField;
Table1RMXCARP: TFloatField;
Table1TETAMN: TFloatField;
Table1TETAMX: TFloatField;
Table2ORGAN_ADI: TStringField;
Table2RMINCARP: TFloatField;
Table2RMXCARP: TFloatField;
Table2TETAMN: TFloatField;
Table2TETAMX: TFloatField;
DBLookupComboBox1: TDBLookupComboBox;
DBLookupComboBox2: TDBLookupComboBox;
Series1: TAreaSeries;
CheckBox1: TCheckBox;
CheckBox2: TCheckBox;
CheckBox3: TCheckBox;
risParametreleri1: TMenuItem;
risMerkeziniOnayla1: TMenuItem;
PupilSnrnOnayla1: TMenuItem;
risiSnrnOnayla1: TMenuItem;
Edit1: TEdit;
Edit2: TEdit;
Label1: TLabel;
Label2: TLabel;
StaticText3: TStaticText;
StaticText4: TStaticText;
StaticText5: TStaticText;
StaticText6: TStaticText;
Label3: TLabel;
Edit3: TEdit;
Label4: TLabel;
Edit4: TEdit;
StaticText7: TStaticText;
Uygulama1: TMenuItem;
ArakDnaGammaUygulama1: TMenuItem;
ArakDnadaFarklGammaUygula1: TMenuItem;
StaticText8: TStaticText;
StaticText9: TStaticText;
SiyahBeyaz1: TMenuItem;

```

```

procedure A2Click(Sender: TObject);
procedure Saris2Click(Sender: TObject);
procedure Solris2Click(Sender: TObject);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure SpiralTara1Click(Sender: TObject);
procedure risMerkeziniOnayla1Click(Sender: TObject);
procedure Image1MouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
procedure PupilSnrnOnayla1Click(Sender: TObject);
procedure risiSnrnOnayla1Click(Sender: TObject);
procedure eklevli1Click(Sender: TObject);
procedure Uygulama1Click(Sender: TObject);
procedure RGB1Click(Sender: TObject);
procedure RenkDoyumu1Click(Sender: TObject);
procedure Genlik1Click(Sender: TObject);
procedure zelRenklenme1Click(Sender: TObject);
procedure AralkDnaGammaUygulama1Click(Sender: TObject);
procedure AralkDnadaFarklGammaUygula1Click(Sender: TObject);
procedure YansmaAlannByt1Click(Sender: TObject);
procedure MerkezKoordinatnSe1Click(Sender: TObject);
procedure Snralannse1Click(Sender: TObject);
procedure Grntle1Click(Sender: TObject);
procedure SiyahBeyaz1Click(Sender: TObject);
procedure A1Click(Sender: TObject);
procedure k1Click(Sender: TObject);
private
  { Private declarations }
public
  R1,G1,B1,R2,G2,B2: Array Of Byte;
  { Public declarations }
end;

var
  Form1: TForm1;
  RPT2,GMSC,GRNTSC,ADUYG: Byte;
  SAGSOL,HSTSC: Boolean;
  Nrsy1,Nrsy2,Nrsx1,Nrsx2: Cardinal;
  xg,yg,xm,ym,xma,yma,alanr,irisr,pupilr: Word;
  rmx,rmn,TETMin,TETMax: Single;
implementation

uses Iridospr,yansimaalani,goruntuanalizi;

{$R *.dfm}
//-----
//ComboBox ları gerektiğinde görüntülemek için gizler.
procedure TForm1.FormCreate(Sender: TObject);
begin

```

```

DBLookupComboBox1.Hide;
DBLookupComboBox2.Hide;
GRNTSC:=0;
GMSC:=2;
ADUYG:=0;
end;
//-----
//ekrana düşürmek için görüntü boyutunu küçültür ve görüntü elemanlarının diziye
//çevirir.
procedure TForm1.A2Click(Sender: TObject);
Var
  BitMap1, BitMap2: TBitMap;
  PR,PG,PB: Integer;
  i,j,w,z,md: Cardinal;
  P: TColor;
begin
  if OpenPictureDialog1.Execute() Then
    Begin
      BitMap1:=TBitMap.Create;
      BitMap2:=TBitMap.Create;
      BitMap1.LoadFromFile(OpenPictureDialog1.FileName);
      BitMap2.Height:=512;
      If BitMap1.Height<BitMap2.Height Then
        BitMap2.Height:=BitMap1.Height;
      BitMap2.Width:=Round(BitMap1.Width*BitMap2.Height/BitMap1.Height);
      Nrsy2:=BitMap2.Height;
      Nrsx2:=BitMap2.Width;
      Nrsy1:=BitMap1.Height;
      Nrsx1:=BitMap1.Width;
      Setlength(R1,Nrsx1*Nrsy1);
      Setlength(G1,Nrsx1*Nrsy1);
      Setlength(B1,Nrsx1*Nrsy1);
      Setlength(R2,Nrsx2*Nrsy2);
      Setlength(G2,Nrsx2*Nrsy2);
      Setlength(B2,Nrsx2*Nrsy2);
      Image1.Height:=Nrsy2;
      Image1.Width:=Nrsx2;
      Image2.Height:=Nrsy2;
      Image2.Width:=Nrsx2;
      Image2.Left:=Image1.Width;
      RPT2:=Round(Nrsy1/Nrsy2);
      for j := 0 to Nrsy1-1 do
        begin
          for i := 0 to Nrsx1-1 do
            begin
              md:=j*Nrsx1+i;
              P:=BitMap1.Canvas.Pixels[i,j];
              R1[md]:=GetRValue(P);

```

```

        G1[md]:=GetGValue(P);
        B1[md]:=GetBValue(P);
    end;
end;
for j:=0 to Nrsy2-RPT2 do
begin
for i:=0 to Nrsx2-RPT2 do
begin
PR:=0;
PG:=0;
PB:=0;
for w:=j*RPT2 to (j+1)*RPT2-1 do
begin
for z:=i*RPT2 to (i+1)*RPT2-1 do
begin
P:=Bitmap1.Canvas.Pixels[z,w];
PR:=GetRValue(P)+PR;
PG:=GetGValue(P)+PG;
PB:=GetBValue(P)+PB;
end;
end;
PR:=round(PR/power(RPT2,2));
PG:=round(PG/power(RPT2,2));
PB:=round(PB/power(RPT2,2));
P:=PR+256*PG+65536*PB;
Bitmap2.Canvas.Pixels[i,j]:=P;
end;
end;
for j := 0 to Nrsy2-1 do
begin
for i := 0 to Nrsx2-1 do
begin
md:=j*Nrsx2+i;
P:=BitMap2.Canvas.Pixels[i,j];
R2[md]:=GetRValue(P);
G2[md]:=GetGValue(P);
B2[md]:=GetBValue(P);
end;
end;
if assigned(Image1.Picture.Bitmap) then
Image1.Picture:=Nil;
Image1.Picture.Assign(BitMap2);
BitMap1.Free;
Bitmap2.Free;
end;
end;

//-----

```

```

//sağ iris için veri tabanına erişir.
procedure TForm1.Saris2Click(Sender: TObject);
begin
  SAGSOL:=True;
  Table1.Active:=True;
  Table2.Active:=False;
  DBLookupComboBox1.Show;
  DBLookupComboBox2.Hide;
  rmn:=Table1RMINCARP.Value;
  rmx:=Table1RMXCARP.Value;
  TETMin:=Table1TETAMN.Value;
  TETMax:=Table1TETAMX.Value;
end;

//-----

//Sol iris için veri tabanına erişir.
procedure TForm1.Solris2Click(Sender: TObject);
begin
  SAGSOL:=False;
  Table1.Active:=False;
  Table2.Active:=True;
  DBLookupComboBox1.Hide;
  DBLookupComboBox2.Show;
  rmn:=Table2RMINCARP.Value;
  rmx:=Table2RMXCARP.Value;
  TETMin:=Table2TETAMN.Value;
  TETMax:=Table2TETAMX.Value;
end;

//-----

//işaretlenen koordinatları alır
procedure TForm1.Image1MouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
  xg:=x;
  yg:=y;
end;

//-----

//işaretlenen koordinatları iris merkez koordinatı olarak atar.
procedure TForm1.risMerkeziniOnayla1Click(Sender: TObject);
begin
  xm:=xg;
  ym:=yg;

```

```
StaticText3.Caption:='İris Merkez Kordinatları Xm = '+IntToStr(Xm)+' Ym = '+IntToStr(Ym);
end;
```

```
//-----
```

```
//işaretlenen koordinatlardan pupil yarıçapını hesaplar.
procedure TForm1.PupilSnrnOnayla1Click(Sender: TObject);
begin
puplr:=Round(sqrt(sqr(xm-xg)+sqr(ym-yg)));
StaticText4.Caption:='Göz Bebeği Yarıçapı = '+IntToStr(puplr);
end;
```

```
//-----
```

```
//işaretlenen Koordinatlardan İris yarıçapını hesaplar
procedure TForm1.risiSnrnOnayla1Click(Sender: TObject);
begin
irisr:=Round(sqrt(sqr(xm-xg)+sqr(ym-yg)));
StaticText5.Caption:='İris Yarıçapı = '+IntToStr(irisr);
StaticText6.Caption:='İris Yarıçapının Gözbebeği Yarıçapına Oranı = '+FloatToStr(Puplr/irisr);
end;
```

```
//-----
```

```
procedure TForm1.SpiralTara1Click(Sender: TObject);
Label 11;
Var
Hist: Array[0..255] Of Integer;
R,G,B: Array Of Byte;
S,VV,m1,m2,m3,Ortlma,
Pmin,Pmax,RAPT: Byte;
xx,yy,H: Word;
Norn,Norn1,i,j,ms,md,sb : Cardinal;
A,V,dt,t,Ts,TETAT,TETDX,Rmax,Rmin,MXH,
TETDN,RT,rmyx,rmyy,Gam,Gamma,rk,gk,bk,Sigma: Single;
begin
Image2.Picture:=Nil;
Series1.Clear;
if SAGSOL=True then Table1.Active:=True;
if SAGSOL=False then Table2.Active:=True;
if CheckBox1.Checked then m1:=1 else m1:=0;
if CheckBox2.Checked then m2:=1 else m2:=0;
if CheckBox3.Checked then m3:=1 else m3:=0;
if not (CheckBox1.Checked) and not (CheckBox2.Checked)
and not (CheckBox3.Checked) then
begin
```

```

m1:=1;
m2:=1;
m3:=1;
end;
Renksec(0,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
TETDX:=2*pi*TETMax/360;
TETDN:=2*pi*TETMin/360;
Ts:=0.04;
RMax:= Min(ym,Nrsy2-ym);
if (Rmax>Nrsx2-xm) or (Rmax>xm) then
RMax:= Min(xm,Nrsx2-xm);
Rmin:=0;
RAPT:=1;
rmyn:=0;
if (irisr=0) or (Pupilr=0) then goto 11;
rmyx:=(rmx-0.217391304347826)*(1-pupilr/irisr)/
(1-0.217391304347826)+pupilr/irisr;
if rmn>0 then rmyn:=(rmn-0.217391304347826)*(1-pupilr/irisr)/
(1-0.217391304347826)+pupilr/irisr;
Norn:=3*Round((pi*(sqr(Rmax)-sqr(Rmin)))/RAPT);
SetLength(R,Round(Norn)+1);
SetLength(G,Round(Norn)+1);
SetLength(B,Round(Norn)+1);
A:=(1-(2*Rmin/Rmax))*RAPT/(2*pi);
V:=(sqr(Rmax)-sqr(Rmin))/(2*A*TS);
dt:=Ts/Norn;
t:=0;
ms:=ym*Nrsx2+xm+1;
j:=0;
for i:=0 to Norn-1 do
begin
Spiral(A,V,t,Rmin,xm,ym,RT,TETAT,xx,yy);
md:=yy*Nrsx2+xx;
if md<>ms then
begin
R[j]:=R2[md];
G[j]:=G2[md];
B[j]:=B2[md];
j:=j+1;
ms:=md;
end;
t:=t+dt;
end;
Norn1:=j;
Ortalama(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma);
StaticText1.Caption:='Ortalama Parlaklık = '+IntToStr(Ortlma);
SSapma(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma,Sigma);
StaticText2.Caption:='Standart Sapma = '+FloatToStr(Sigma);

```

```

GAMMA:=StrToFloat(Edit4.Text);
GAM:=StrToFloat(Edit3.Text);
Pmin:=StrToInt(Edit1.Text);
Pmax:=StrToInt(Edit2.Text);
histog(R,G,B,Norn1,rk,gk,bk,MXH,Hist);
for i:=0 to 255 do
Begin
    Series1.AddXY(i,Hist[i]);
end;
t:=0;
for i:=0 to Norn-1 do
begin
    Spiral(A,V,t,Rmin,xm,ym,RT,TETAT,XX,YY);
    md:=yy*Nrsx2+xx;
    if (RT<=(irisr*rmyx)) and (RT>=(irisr*rmyy)) then
        sb:=SBPBOLGE(True,
R2[md],G2[md],B2[md],m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,TETAT,TE
TDN,TETDX,GAM,GAMMA)
    else

sb:=SBPDEGER(R2[md],G2[md],B2[md],m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,A
DUYG,GAM,GAMMA);
    Image2.Canvas.Pixels[XX,YY]:=sb;
    t:=t+dt;
end;

11: if (irisr=0) or (pupilr=0) then ShowMessage('İris Parametrelerini seçtiğinizden emin
olun');
end;

//-----
//Gamma uygulanması ile ilgili seçenekler
procedure TForm1.eklevli1Click(Sender: TObject);
begin
GMSC:=0;
end;

-----

procedure TForm1.Uygulama1Click(Sender: TObject);
begin
GMSC:=2;
end;

//Görüntüleme seçenekleri
-----
//GRNTSC nin 0 değer almasını sağlayarak RGB görüntü oluşturur.
procedure TForm1.RGB1Click(Sender: TObject);
begin
GRNTSC:=0;

```

end;

 //GRNTSC nin 1 değeri almasını sağlayarak Renk Doyumlu görüntü oluşturur.

procedure TForm1.RenkDoyumu1Click(Sender: TObject);

begin

GRNTSC:=1;

end;

 //GRNTSC nin 2 değeri almasını sağlayarak Genlik görüntü oluşturur.

procedure TForm1.Genlik1Click(Sender: TObject);

begin

GRNTSC:=2;

end;

 //GRNTSC nin 3 değeri almasını sağlayarak Özel Renklenmiş görüntü oluşturur.

procedure TForm1.zelRenklenme1Click(Sender: TObject);

begin

GRNTSC:=3;

end;

 //aralık dışına gamma uygulama seçeneği

procedure TForm1.AralkDnaGammaUygulama1Click(Sender: TObject);

begin

GMSC:=1;

ADUYG:=0;

end;

 procedure TForm1.AralkDnadaFarklGammaUygula1Click(Sender: TObject);

begin

GMSC:=1;

ADUYG:=1;

end;

 //Yansıma alanının büyütme görüntüleri

procedure TForm1.YansmaAlannByt1Click(Sender: TObject);

Label 11,12;

Var

Hst: Array[0..255] Of Integer;

R,G,B: Array Of Byte;

S,VV,m1,m2,m3,Ortlma,

Pmin,Pmax,RAPT: Byte;

xx,yy,xmy,ymy,H,irisr1,pupilr1: Word;

Norn,Nrn,Norn1,Norn2,i,j,ms,md,sb : Cardinal;

A,V,dt,t,Ts,TETAT,TETDX,Rmax,Rmin,MXH,

TETDN,RT,rmyx,rmyn,Gam,Gamma,rk,gk,bk,Sigma: Single;

begin

form2.Image1.Picture:=Nil;

form2.Image1.Height:=Nrsy1;

```

form2.Image1.Width:=Nrsx1;
Series1.Clear;
if CheckBox1.Checked then m1:=1 else m1:=0;
if CheckBox2.Checked then m2:=1 else m2:=0;
if CheckBox3.Checked then m3:=1 else m3:=0;
if not (CheckBox1.Checked) and not (CheckBox2.Checked)
  and not (CheckBox3.Checked) then
  begin
    m1:=1;
    m2:=1;
    m3:=1;
  end;
Renksec(0,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
TETDX:=2*pi*TETMax/360;
TETDN:=2*pi*TETMin/360;
GAMMA:=StrToFloat(Edit4.Text);
GAM:=StrToFloat(Edit3.Text);
Pmin:=StrToInt(Edit1.Text);
Pmax:=StrToInt(Edit2.Text);
xmy:=xm*RPT2;
ymy:=ym*RPT2;
irisr1:=irisr*RPT2;
pupilr1:=pupilr*RPT2;
Ts:=0.04;
RMax:= Min(ymy,Nrsy1-ymy);
if (Rmax>Nrsx1-xmy) or (Rmax>xmy) then
RMax:= Min(xmy,Nrsx1-xmy);
Rmin:=0;
RAPT:=1;
rmyn:=0;
if (irisr=0) or (Pupilr=0) then goto l1;
if (rmx=0) or (TETDN=TETDX) then goto l2;
rmyx:=(rmx-0.217391304347826)*(1-pupilr1/irisr1)/
(1-0.217391304347826)+pupilr1/irisr1;
if rmyn>0 then rmyn:=(rmn-0.217391304347826)*(1-pupilr1/irisr1)/
(1-0.217391304347826)+pupilr1/irisr1;
Norn:=3*Round((pi*(sqr(Rmax)-sqr(Rmin)))/RAPT);
Norn2:=3*Round((pi*(sqr(irisr1*rmyn)-sqr(Rmin)))/RAPT);
Nrn:=3*Round((pi*(sqr(irisr1*rmyx)-sqr(irisr1*rmyn))/RAPT));
SetLength(R,Round(Norn));
SetLength(G,Round(Norn));
SetLength(B,Round(Norn));
A:=(1-(2*Rmin/Rmax))*RAPT/(2*pi);
V:=(sqr(Rmax)-sqr(Rmin))/(2*A*TS);
dt:=Ts/Norn;
t:=dt*(Norn2-1);
ms:=ymy*Nrsx1+xmy+1;
j:=0;

```

```

for i:=0 to NRN-1 do
begin
  Spiral(A,V,t,Rmin,xmy,ymy,RT,TETAT,XX,YY);
  md:=yy*Nrsx1+xx;
  sb:=SBPBOLGE(False,
R1[md],G1[md],B1[md],m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,TETAT,TE
TDN,TETDX,GAM,GAMMA);
  if (RT<=(irisr1*rmyx)) and (RT>=(irisr1*rmyn)) then
  begin
    if SBGE(TETAT,TETDN,TETDX) then
      form2.Image1.Canvas.Pixels[XX,YY]:=Sb;
    if SBGE(TETAT,TETDN,TETDX) and (md<>ms) then
    begin
      R[j]:=R1[md];
      G[j]:=G1[md];
      B[j]:=B1[md];
      j:=j+1;
      ms:=md;
    end;
  end;
  t:=t+dt;
end;
form2.Show;
Norn1:=j;
if SAGSOL=True Then StaticText7.Caption:=Table1ORGAN_ADI.Value+' Yansıma
Alanını Görüntülemektesiniz';
if SAGSOL=False Then StaticText7.Caption:=Table2ORGAN_ADI.Value+' Yansıma
Alanını Görüntülemektesiniz';
Hstog(R,G,B,Norn1,rk,gk,bk,MXH,Hst);
for i:=0 to 255 do
begin
  Series1.AddXY(i,Hst[i]);
end;
Ortalama(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma);
SSapma(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma,Sigma);
StaticText1.Caption:='Ortalama Parlaklık = '+IntToStr(Ortlma);
StaticText2.Caption:='Standart Sapma = '+FloatToStr(Sigma);

11: if (irisr=0) or (puplr=0) then ShowMessage('İris Parametrelerini seçtiğinizden
emin olun');
12: if rmx=0 then ShowMessage('Alan seçtiğinizden emin olun');
end;
-----
bölgesel analizde merkez koordinatları atar
procedure TForm1.MerkezKoordinatnSe1Click(Sender: TObject);
begin
  xma:=xg;

```

```

yma:=yg;
StaticText8.Caption:='İncelenen Alanın Merkez Kordinatları Xm = '+IntToStr(Xma)+'
Ym = '+IntToStr(Yma);
end;

```

```

procedure TForm1.Snralannse1Click(Sender: TObject);
begin
  Alanr:=Round(sqrt(sqr(xma-xg)+sqr(yma-yg)));
  StaticText9.Caption:='İncelenen Alanın Yarıçapı = '+IntToStr(Alanr);
end;

```

```

-----
//katmanlı görüntüleme sağlar
procedure TForm1.Grntle1Click(Sender: TObject);
Var
Hist: Array[0..255] Of Integer;
R,G,B: Array Of Byte;
SBK: Array[0..4] Of Cardinal;
S,VV,m1,m2,m3,Ortlma,
  Pmin,Pmax,RAPT: Byte;
xx,yy,xmy,ymy,H: Word;
Norn,Nrn,Norn1,i,j,ms,md,sb : Cardinal;
A,V,dt,t,Ts,TETAT,TETDX,Rmax,Rmin,MXH,
  TETDN,RT,RRR,TTT,rmyx,rmyn,Gam,Gamma,rk,gk,bk,Sigma: Single;
begin
  Image3.Picture:=Nil;
  Image4.Picture:=Nil;
  Image5.Picture:=Nil;
  Image6.Picture:=Nil;
  Image7.Picture:=Nil;
  Image8.Picture:=Nil;
  Series1.Clear;
  if CheckBox1.Checked then m1:=1 else m1:=0;
  if CheckBox2.Checked then m2:=1 else m2:=0;
  if CheckBox3.Checked then m3:=1 else m3:=0;
  if not (CheckBox1.Checked) and not (CheckBox2.Checked)
    and not (CheckBox3.Checked) then
    begin
      m1:=1;
      m2:=1;
      m3:=1;
    end;
  Renksec(0,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
  Ts:=0.04;
  xmy:=Round(xma*RPT2+RPT2/2);
  ymy:=Round(yma*RPT2+RPT2/2);
  RMax:=Alanr*RPT2;
  RMin:=0;
  RAPT:=1;

```

```

Norn:=3*Round((pi*(sqr(RMax)-sqr(RMin))/RAPT));
Setlength(R,Norn);
Setlength(G,Norn);
Setlength(B,Norn);
GAM:=StrToFloat(Edit3.Text);
GAMMA:=StrToFloat(Edit4.Text);
PMin:=StrToInt(Edit1.Text);
PMax:=StrToInt(Edit2.Text);
A:=(1-(2*Rmin/Rmax))*RAPT/(2*pi);
V:=(sqr(Rmax)-sqr(Rmin))/(2*A*TS);
dt:=Ts/Norn;
t:=0;
ms:=ymy*Nrsx1+xmy+1;
j:=0;
for i:=0 to Norn-1 do
begin
  Spiral(A,V,t,Rmin,xmy,ymy,RT,TETAT,xx,yy);
  md:=yy*Nrsx1+xx;
  if md<>ms then
  begin
    R[j]:=R1[md];
    G[j]:=G1[md];
    B[j]:=B1[md];
    j:=j+1;
    ms:=md;
  end;
  t:=t+dt;
end;
Norn1:=j;
Ortalama(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma);
StaticText1.Caption:='Ortalama Parlaklık = '+IntToStr(Ortlma);
SSapma(R,G,B,rk,gk,bk,Norn1,Ortlma,Sigma);
StaticText2.Caption:='Standart Sapma = '+FloatToStr(Sigma);
histog(R,G,B,Norn1,rk,gk,bk,MXH,Hist);
for i:=0 to 255 do
Begin
  Series1.AddXY(i,Hist[i]);
end;
t:=0;
for i:=0 to Norn-1 do
begin
  Spiral(A,V,t,Rmin,xmy,ymy,RT,TETAT,XX,YY);
  md:=yy*Nrsx1+xx;
  -----
  Alnlz(GRNTSC,GMSC,m1,m2,m3,R1[md],G1[md],B1[md],PMin,Pmax,ADUYG,GAM,
  GAMMA,SBK);
  Image3.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=
    m1*R1[md]+256*m2*G1[md]+65536*m3*B1[md];

```

```

Image4.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=Sbk[0];
Image5.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=Sbk[1];
Image6.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=Sbk[2];
Image7.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=Sbk[3];
Image8.Canvas.Pixels[XX-xmy+128,YY-ymy+128]:=Sbk[4];
t:=t+dt;
end;
yansima((xma-xm),(yma-ym),RRR,TTT);
RRR:=RRR/irisr;
if SAGSOL=True then
Begin
  Table2.Active:=False;
  Table1.Active:=True;
  Table1.First;
  While Not Table1.Eof do
  Begin
    if (Table1TETAMN.Value<Table1TETAMX.Value) then
    begin
      if (Table1RMINCARP.Value<=RRR) and (Table1RMXCARP.Value>RRR)
        and (Table1TETAMN.Value<=TTT) and (Table1TETAMX.Value>=TTT) then
        StaticText7.Caption:=Table1ORGAN_ADI.Value+' Yansıma Alanında Bölge
Görüntülemektesiniz';
      Table1.Next;
    end;
    if (Table1TETAMN.Value>Table1TETAMX.Value) then
    begin
      if (Table1RMINCARP.Value<=RRR) and (Table1RMXCARP.Value>RRR)
        and (Table1TETAMN.Value<=TTT) or (Table1TETAMX.Value>=TTT) then
        StaticText7.Caption:=Table1ORGAN_ADI.Value+' Yansıma Alanında Bölge
Görüntülemektesiniz';
      Table1.Next;
    end;
  end;
end;

if SAGSOL=False then
Begin
  Table1.Active:=False;
  Table2.Active:=True;
  Table2.First;
  While Not Table1.Eof do
  Begin
    if (Table2TETAMN.Value<Table2TETAMX.Value) then
    begin
      if (Table2RMINCARP.Value<=RRR) and (Table2RMXCARP.Value>RRR)
        and (Table2TETAMN.Value<=TTT) and (Table2TETAMX.Value>=TTT) then
        StaticText7.Caption:=Table2ORGAN_ADI.Value+' Yansıma Alanında Bölge
Görüntülemektesiniz';

```

```

    Table1.Next;
end;
if (Table2TETAMN.Value>Table2TETAMX.Value) then
begin
    if (Table2RMINCARP.Value<=RRR) and (Table2RMXCARP.Value>RRR)
        and (Table2TETAMN.Value<=TTT) or (Table2TETAMX.Value>=TTT) then
        StaticText7.Caption:=Table2ORGAN_ADI.Value+' Yansıma Alanında Bölge
Görüntülemektесiniz';
    Table1.Next;
end;
end;
end;
end;
procedure TForm1.SiyahBeyaz1Click(Sender: TObject);
begin
GRNTSC:=4;
end;

-----
//analiz formunu görüntüler
procedure TForm1.A1Click(Sender: TObject);
begin
form3.Show;
end;
-----

procedure TForm1.k1Click(Sender: TObject);
begin
form1.Close;
end;

end.

// Alt programlar
unit Iridospr;

interface
uses math;
procedure yansima(const xman,yman: Single; Var RMA, TTMA: Single);
procedure histog(Const RA, GA, BA: Array of Byte; Const NRN: Cardinal; Const KR,
KG, KB: single; Var MXH: Single; Var HST: Array of Integer);
Procedure RGBdenHSVye(Const R, G, B: Byte; Var S, V: Byte; Var H: Word);
Procedure Gammat(Const R,G,B,m1,m2,m3: Byte; Const Gamma: Single; Var Rg, Gg,
Bg: Byte);
Procedure Spiral(Const A, V, t, Rmin: Single; Const Xmr, Ymr: Word; Var RT,
TETAT: Single; Var XX, YY: Word);
Procedure Alananaliz(const m1,m2,m3, R, G, B, AltSINIR, UstSINIR: integer; Var
Sbk: array of Integer);
Procedure Renksec(Const m, m1, m2, m3: Byte; Var Rk, Gk, Bk: Single);

```

```

Procedure Alnlz(const RNKC,GGMM, m1,m2,m3, R, G, B, AltSINIR, UstSINIR,
ADUYG: Byte; Const Gam, Gamma: Single; Var Sbk: array of Cardinal);
Procedure Ortalama(Const R, G, B: Array of Byte;Const rk,gk,bk: single; Const Norn:
Cardinal; Var Mu: Byte);
Procedure SSapma(Const R, G, B: Array of Byte; Const rk,gk,bk:Single; Const Norn:
Cardinal; Const Mu: Byte; Var Sigma: Single);
Function KIRYESMAV(Const R,G,B: Byte):Cardinal;
Function Renklenme(Const H: Word; Const S, VV: Byte):Cardinal;
Function Renkdoyumu(Const S: Byte): Cardinal;
Function Genlik(Const VV: Byte): Cardinal;
Function SBPDEGER(Const R,G,B,m1,m2,m3,PMin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG:
Byte; Const GAM, GAMMA: Single): Cardinal;
Function Gammack(Const RnkDeg, Pmax, Pmin, ADUYG: Byte; Const Gamma, Gam:
Single): Byte;
Function SBPBOLGE(Const Bolge: Boolean; Const
R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG: Byte; Const TETAT,
TETDN, TETDX,GAM,GAMMA: Single): Cardinal;
Function SIYBEY(Const R,G,B: Byte; Const Rk,Gk,Bk: Single):Cardinal;
Function SBGE(Const TETAT, TETDN, TETDX: Single): Boolean;
Procedure Spr(Const A, V, t, Rmin: Single; Const Xmr, Ymr: Word; Var XX, YY:
Word);
//-----
implementation
//İşaretlenen Yansima alanının parametrelerini verir
procedure yansima(const xman,yman: Single; Var RMA, TTMA: Single);
Begin
RMA:= Power((power(xman,2)+power(yman,2)),0.5);
if xman>0 then TTMA:=360+180/pi*ArcTan(yman/xman);
if xman<0 then TTMA:=180+180/pi*ArcTan(yman/xman);
if xman=0 then
begin
if yman>0 then TTMA:=90;
if yman<0 then TTMA:=270;
if yman=0 then TTMA:=0;
end;
if TTMA>360 then TTMA:=TTMA-360;
end;{ Yansima}
//-----
//bölgenin histogramını verir
procedure histog(Const RA, GA, BA: Array of Byte; Const NRN: Cardinal; Const KR,
KG, KB: single; Var MXH: Single; Var HST: Array of Integer);
Var
NS: Byte;
i, P: Cardinal;
Begin
NS:=255;
for i:=0 to NS do
begin

```

```

    HST[i]:=0;
  end;
  for i:=0 to NRN-1 do
    Begin
      P:=round(KR*RA[i]+KG*GA[i]+KB*BA[i]);
      Inc(HST[P]);
    end;
  MXH:=MaxIntValue(HST);
  for i:=0 to NS do
    begin
      HST[i]:=Round(1024*HST[i]/MXH);
    end;
  end;{Histogram}
//-----

//r,g,b bileşenlerine karşılık Renklilik, Renk doyumu ve sinyal değerini verir
Procedure RGBdenHSVye(Const R, G, B: Byte; Var S, V: Byte; Var H: Word);
  Var
    Fark, EnkcDgr1, EnkcDgr, V1: Byte;
    H1: Single;
  Begin
    H1:=0;
    if R<=G then EnkcDgr1:= R else EnkcDgr1:= G;
    if EnkcDgr1<=B then EnkcDgr:=EnkcDgr1 else EnkcDgr:= B;
    if R>=G then V1:=R else V1:=G;
    if V1>=B then V:= V1 else V:=B;
    Fark:=V-EnkcDgr;
    if V=0 then S:=0
    else S:=(255*Fark) div V;
    if S=0 then H1:=0
    else
      Begin
        if R=V then H1:=(60*(G-B))div fark
        else
          if G=V then H1:=120+(60*(G-B))div fark
          else
            if B=V then H1:=240+(60*(G-B))div fark ;
          end;
        if H1<0 then H1:=H1+360;
        H:=Round(H1);
      end;{R,G,B den H,S,V ye }
    end;
//-----

//tek işlevli gamma dönüşümü.
Procedure Gammat(Const R,G,B,m1,m2,m3: Byte; Const Gamma: Single; Var Rg, Gg,
Bg: Byte);
  Begin
    if m1=1 then

```

```

Rg:=Trunc(256*Power(R/256,Gamma))
else Rg:=m1*R;
if m2=1 then
Gg:=Trunc(256*Power(G/256,Gamma))
else Gg:=m2*G;
if m3=1 then
Bg:=Trunc(256*Power(B/256,Gamma))
else Bg:=m3*B;
end;{ Gammat }
//-----

//Çok işlevli gamma dönüşümü.
Function Gammack(Const RnkDeg, Pmax, Pmin, ADUYG: Byte; Const Gamma, Gam:
Single): Byte;
Begin
  Result:=RnkDeg;
  if (Pmin<=RnkDeg) and (Pmax>RnkDeg) Then
    begin
      Result:=Round(255*Power((RnkDeg/255-Pmin/255),Gamma)*(Pmax/255-
Pmin/255)/
      Power((Pmax/255-Pmin/255),Gamma))+Pmin;
    end
  Else
    Case ADUYG of
    0: Result:=RnkDeg;
    1: Begin
      if (Pmin>RnkDeg) Then
        Result:=Round(255*Power((RnkDeg/255),Gam)*(Pmin/255)/
        Power((Pmin/255),Gam))
      else if (Pmax<=RnkDeg) Then
        Result:=Round(255*Power((RnkDeg/255-Pmax/255),Gam)*(1-Pmax/255)/
        Power((1-Pmax/255),Gam))+Pmax;
      end;
    end;
  end;
//-----
// spiral taramada t anındaki noktanın koordinatlarını verir.
Procedure Spiral(Const A, V, t, Rmin: Single; Const Xmr, Ymr: Word; Var RT,
TETAT: Single; Var XX, YY: Word);
Var
  TTS, TETA: Double;
Begin
  RT :=power((2*A*V*t + power(RMIN,2)),0.5);
  TETA :=(RT-RMIN)/A;
  if TETA>=2*pi then
    begin
      TTS :=trunc(TETA/(2*pi));
      TETAT := TETA-TTS*2*pi;
    end
  end;

```

```

end
else TETAT:=TETA;
xx :=round(RT*cos(TETAT))+xmr;
yy :=round(RT*sin(TETAT))+ymr;
end;{spiral}
//-----
Procedure Alananaliz(const m1,m2,m3, R, G, B, AltSINIR, UstSINIR: integer; Var
Sbk: array of Integer);
Var
N,TKARLK: Byte;
i, sb : Cardinal;
NSAY: Array of Byte;
rk,gk,bk: Single;
Begin
Renksec(1,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
N:=5;
SetLength(NSAY, N+1);
TKARLK:=Round((UstSINIR-AltSINIR)/N);
NSAY[0]:=AltSINIR;
for i:=0 to N-1 do
Begin
NSAY[i+1]:=Round((i+1)*TKARLK)+NSAY[i];
end;
for i:=0 to N-1 do
begin
sb := round(rk*R)+round(gk*G)+round(bk*B);
if (sb<=NSAY[i+1]+1) and (sb>=NSAY[i]) then
sbk[i]:= m1*R+256*m2*G+65536*m3*B
else sbk[i]:=0;
end;
end; //Alan Analiz
//-----
Procedure Alnlz(const RNKC,GGMM, m1,m2,m3, R, G, B, AltSINIR, UstSINIR,
ADUYG: Byte; Const Gam, Gamma: Single; Var Sbk: array of Cardinal);
Var
N, sb,TKARLK: Byte;
i,sb1 : Cardinal;
NSAY: Array of Byte;
rk, gk, bk: Single;
Begin
N:=5;
SetLength(NSAY, N+1);
TKARLK:=Round((UstSINIR-AltSINIR)/N);
NSAY[0]:=AltSINIR;
renksec(1,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
for i:=0 to N-1 do
Begin
NSAY[i+1]:=Round((i+1)*TKARLK)+NSAY[i];

```

```

    end;
    for i:=0 to N-1 do
    begin
sb1:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,AltSINIR,UstSINIR,RNKC,GGMM,ADUYG,GAMMA);
        sb := round(rk*R)+round(gk*G)+round(bk*B);
        if (sb<=NSAY[i+1]+1) and (sb>=NSAY[i]) then
            sbk[i]:= sb1
        else sbk[i]:=0;
        end;
    end; //Alan Analiz

```

```

-----
Procedure Renksec(Const m, m1, m2, m3: Byte; Var Rk, Gk, Bk: Single);
Var
    kr,kg,kb: Real;
Begin
    case m of
        0: Begin
            kr:=0.3;
            kg:=0.59;
            kb:=0.11;
            rk:=m1*((1-(m1*kr+m2*kg+m3*kb))/(m1*kr+m2*kg+m3*kb)+1)*kr;
            gk:=m2*((1-(m1*kr+m2*kg+m3*kb))/(m1*kr+m2*kg+m3*kb)+1)*kg;
            bk:=m3*((1-(m1*kr+m2*kg+m3*kb))/(m1*kr+m2*kg+m3*kb)+1)*kb;
            end;
        1: begin
            rk:=m1/1;
            gk:=m2/1;
            bk:=m3/1;
            end;
    end;
end;

```

```

-----
Procedure Ortalama(Const R, G, B: Array of Byte;Const rk,gk,bk: single; Const Norn: Cardinal; Var Mu: Byte);
Var
    i, sb, Mut: Integer;
begin
    Mut:=0;
    For i:=0 to Norn-1 do
        begin
            sb:=Round(rk*R[i]+gk*G[i]+bk*B[i]);
            Mut:=Sb+Mut;
        end;
    Mu:=Round(Mut/Norn);
end;

```

```

Procedure SSapma(Const R, G, B: Array of Byte; Const rk,gk,bk:Single; Const Norn:
Cardinal; Const Mu: Byte; Var Sigma: Single);

```

```

Var
i, sb: Integer;
Sgmkrt: Real;
begin
Sgmkrt:=0;
For i:=0 to Norn-1 do
begin
sb:=Round(rk*R[i]+gk*G[i]+bk*B[i]);
Sgmkrt:=power((Sb-Mu),2)+Sgmkrt;
end;
Sigma:=Power((Sgmkrt/Norn),0.5);
end;

```

```

-----
Function KIRYESMAV(Const R,G,B: Byte):Cardinal;
Begin
Result:= R+256*G+65536*B;
end;

```

```

-----
Function Renklenme(Const H: Word; Const S, VV: Byte):Cardinal;
Begin
Result:=Round(ABS(S-VV))+256*S+Round(ABS(S-VV));
end;

```

```

-----
Function Renkdoyumu(Const S: Byte): Cardinal;
Begin
Result:=S+256*S+65536*S;
end;

```

```

-----
Function Genlik(Const VV: Byte): Cardinal;
Begin
Result:=VV+256*VV+65536*VV;
end;

```

```

-----
Function SBPDEGER(Const R,G,B,m1,m2,m3,PMin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG:
Byte; Const GAM, GAMMA: Single): Cardinal;
Var
RS, GS, BS, S, VV: Byte;
H: Word;
rk,gk,bk: Single;
Begin
Result:=KIRYESMAV(m1*RS,m2*GS,m3*BS);
Renksec(1,m1,m2,m3,rk,gk,bk);
Case GMSC Of
0: Begin

```

Case GRNTSC Of

0: Begin

```
Gammat(R,G,B,m1,m2,m3,Gam,RS,GS,BS);
Result:=KIRYESMAV(m1*RS,m2*GS,m3*BS);
end;
```

1: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
Gammat(S,S,S,m1,m2,m3,Gam,RS,GS,BS);
Result:=Renkdoyumu(RS);
end;
```

2: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
Gammat(VV,VV,VV,m1,m2,m3,Gam,RS,GS,BS);
Result:=Genlik(RS);
end;
```

3: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
Gammat(S,VV,Round(255*H/360),m1,m2,m3,Gam,RS,GS,BS);
Result:=Renklenme(BS,RS,GS);
end;
```

4: Begin

```
Gammat(R,G,B,m1,m2,m3,Gam,RS,GS,BS);
Result:=SIYBEY(RS,GS,BS,rk,gk,bk);
end;
```

end;

end;

1: Begin

Case GRNTSC Of

0: Begin

```
RS:=Gammack(R,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
GS:=Gammack(G,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
BS:=Gammack(B,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
Result:=KIRYESMAV(m1*RS,m2*GS,m3*BS);
end;
```

1: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
RS:=Gammack(S,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
Result:=Renkdoyumu(RS);
end;
```

2: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
RS:=Gammack(VV,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
Result:=Genlik(RS);
end;
```

3: Begin

```
RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
RS:=Gammack(S,PMax,PMin,ADUYG,GAMMA,GAM);
```

```

    GS:=Gammack(VV,PMaX,PMiN,ADUYG,GAMMA,GAM);
    BS:=Gammack(Round(255*H/360),PMaX,PMiN,ADUYG,GAMMA,GAM);
    Result:=Renklenme(BS,RS,GS);
end;
4: Begin
    RS:=Gammack(R,PMaX,PMiN,ADUYG,GAMMA,GAM);
    GS:=Gammack(G,PMaX,PMiN,ADUYG,GAMMA,GAM);
    BS:=Gammack(B,PMaX,PMiN,ADUYG,GAMMA,GAM);
    Result:=SIYBEY(RS,GS,BS,rk,gk,bk);
end;
end;
end;
2: Begin
    RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
    Case GRNTSC Of
    0: Result:=KIRYESMAV(m1*R,m2*G,m3*B);
    1: Result:=Renkdoyumu(S);
    2: Result:=Genlik(VV);
    3: Result:=Renklenme(H,S,VV);
    4: Result:=SIYBEY(R,G,B,rk,gk,bk);
    end;
end;

end;
end;

```

```

-----
Function      SBPBOLGE(Const      Bolge:      Boolean;      Const
R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG:  Byte;  Const  TETAT,
TETDN, TETDX,GAM,GAMMA: Single): Cardinal;
Var
S,VV: Byte;
H: Word;
Begin
Result:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,GAM,
GAMMA);
if bolge=True then
begin
if TETDN<TETDX then
begin
if (TETAT>=TETDN) and (TETAT<= TETDX) then
begin
    RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
    Result:=S+256*Round(Abs(255*H/360))+65536*VV;//Round(ABS(S-
VV))+256*S+Round(ABS(S-VV));
end
end
end
end
end

```

```

    else
result:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,GAM,G
AMMA);
    end;
    if TETDN>TETDX then
    begin
        if (TETAT>=TETDN) or (TETAT<= TETDX) then
        begin
            RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);
            Result:=Round(ABS(S-VV))+256*S+Round(ABS(S-VV));
        end
        else
Result:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,GAM,
GAMMA);
        end;
    end;

    if bolge=False then
    begin
        if TETDN<TETDX then
        begin
            if (TETAT>=TETDN) and (TETAT<= TETDX) then
            begin
                RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);

Result:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,GAM,
GAMMA);
                end
                else result:=1;
            end;
            if TETDN>TETDX then
            begin
                if (TETAT>=TETDN) or (TETAT<= TETDX) then
                begin
                    RGBdenHSVye(R,G,B,S,VV,H);

Result:=SBPDEGER(R,G,B,m1,m2,m3,Pmin,Pmax,GRNTSC,GMSC,ADUYG,GAM,
GAMMA);
                    end
                    else Result:=1;
                end;
            end;
        end;

    end;
    -----
Function SIYBEY(Const R,G,B: Byte; Const Rk,Gk,Bk: Single):Cardinal;
Var
SS: Byte;

```

```

Begin
  SS:=Round(Rk*R+Gk*G+BK*B);
  Result:=SS+256*SS+65536*SS;
end;

```

```

-----
Function SBGE(Const TETAT, TETDN, TETDX: Single): Boolean;
Begin
  Result:=False;

```

```

  if TETDN<TETDX then
  begin
    if (TETAT>=TETDN) and (TETAT<= TETDX) then
    begin
      Result:=True;
    end
    else result:=False;
  end;
  if TETDN>TETDX then
  begin
    if (TETAT>=TETDN) or (TETAT<= TETDX) then
    begin
      Result:=True;
    end
    else Result:=False;
  end;
end;

```

```

-----
Procedure Spr(Const A, V, t, Rmin: Single; Const Xmr, Ymr: Word; Var XX, YY:
Word);
  Var
  RT, TETAT,TTS, TETA: Single;
  Begin
  RT :=power((2*A*V*t + power(RMIN,2)),0.5);
  TETA :=(RT-RMIN)/A;
  if TETA>=2*pi then
  begin
    TTS :=trunc(TETA/(2*pi));
    TETAT := TETA-TTS*2*pi;
  end
  else TETAT:=TETA;
  xx :=round(RT*cos(TETAT))+xmr;
  yy :=round(RT*sin(TETAT))+ymr;
end;{spiral}

```

```

end.

```

```
-----
unit goruntuanalizi;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,
Dialogs, Menus, ExtCtrls, TeeProcs, TeEngine, Chart, DbChart, ExtDlgs,
StdCtrls, Math, Series, Complexs, MyType,Iridospr,Yansimaalani;
```

```
type
```

```
TForm3 = class(TForm)
  MainMenu1: TMainMenu;
  Image1: TImage;
  OpenFileDialog1: TOpenDialog;
  SaveDialog1: TSaveDialog;
  OpenPictureDialog1: TOpenPictureDialog;
  DBChart1: TDBChart;
  DBChart2: TDBChart;
  GrntAnalizi1: TMenuItem;
  A1: TMenuItem;
  Kaydet1: TMenuItem;
  SpiralDosyayA1: TMenuItem;
  Kapat1: TMenuItem;
  GrntTarama1: TMenuItem;
  SpiralTarama1: TMenuItem;
  OrtogonalTarama1: TMenuItem;
  FrekansTayfnGrntle2: TMenuItem;
  Seim1: TMenuItem;
  MerkezKoordinatlarnOnayla1: TMenuItem;
  OrtogonalSinayalin1: TMenuItem;
  SpiralSinyalin1: TMenuItem;
  StaticText1: TStaticText;
  Series1: TAreaSeries;
  Series2: TAreaSeries;
  Edit1: TEdit;
  Label1: TLabel;
  Szgeleme1: TMenuItem;
  SpiralSinyaliSzgele1: TMenuItem;
  OrtogonalSinyaliSzgele1: TMenuItem;
  Image2: TImage;
  procedure A1Click(Sender: TObject);
  procedure Image1MouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
  procedure MerkezKoordinatlarnOnayla1Click(Sender: TObject);
  procedure SpiralTarama1Click(Sender: TObject);
  procedure Kaydet1Click(Sender: TObject);
```

```

procedure SpiralDosyayA1Click(Sender: TObject);
procedure OrtogonalTarama1Click(Sender: TObject);
procedure SpiralSinyalin1Click(Sender: TObject);
procedure OrtogonalSinayalin1Click(Sender: TObject);
procedure Kapat1Click(Sender: TObject);
private
  { Private declarations }
public
  R1,G1,B1,R2,G2,B2: Array Of Byte;
  { Public declarations }
end;

var
  Form3: TForm3;
  RPT2: Byte;
  Nrsy1,Nrsy2,Nrsx1,Nrsx2,
    DiziBoyut1,DiziBoyut2,DiziBoyutOrt: Cardinal;
  xg,yg,xm,ym: Word;
  XMXS: Array Of TComplex;
  XM XO: Array Of TComplex;
  GByte: Array Of Byte;
  PDS: Array Of Byte;
  PDO: Array Of Byte;
implementation

{$R *.dfm}

procedure TForm3.A1Click(Sender: TObject);
Var
  BitMap1, BitMap2: TBitMap;
  PR,PG,PB: Integer;
  i,j,w,z,md: Cardinal;
  P: TColor;
begin
  if OpenPictureDialog1.Execute() Then
    Begin
      BitMap1:=TBitMap.Create;
      BitMap2:=TBitMap.Create;
      BitMap1.LoadFromFile(OpenPictureDialog1.FileName);
      BitMap2.Height:=512;
      If BitMap1.Height<BitMap2.Height Then
        BitMap2.Height:=BitMap1.Height;
      BitMap2.Width:=Round(BitMap1.Width*BitMap2.Height/BitMap1.Height);
      Nrsy2:=BitMap2.Height;
      Nrsx2:=BitMap2.Width;
      Nrsy1:=BitMap1.Height;

```

```

Nrsx1:=Bitmap1.Width;
Setlength(R1,Nrsx1*Nrsy1);
Setlength(G1,Nrsx1*Nrsy1);
Setlength(B1,Nrsx1*Nrsy1);
Setlength(R2,Nrsx2*Nrsy2);
Setlength(G2,Nrsx2*Nrsy2);
Setlength(B2,Nrsx2*Nrsy2);
Image1.Height:=Nrsy2;
Image1.Width:=Nrsx2;
RPT2:=Round(Nrsy1/Nrsy2);
for j := 0 to Nrsy1-1 do
begin
  for i := 0 to Nrsx1-1 do
  begin
    md:=j*Nrsx1+i;
    P:=BitMap1.Canvas.Pixels[i,j];
    R1[md]:=GetRValue(P);
    G1[md]:=GetGValue(P);
    B1[md]:=GetBValue(P);
  end;
end;
for j:=0 to Nrsy2-RPT2 do
begin
  for i:=0 to Nrsx2-RPT2 do
  begin
    PR:=0;
    PG:=0;
    PB:=0;
    for w:=j*RPT2 to (j+1)*RPT2-1 do
    begin
      for z:=i*RPT2 to (i+1)*RPT2-1 do
      begin
        md:= w*Nrsx1+z;
        PR:= R1[md]+PR;
        PG:= G1[md]+PG;
        PB:= B1[md]+PB;
      end;
    end;
    md:=j*Nrsx2+i;
    R2[md]:=Round(PR/sqr(RPT2));
    G2[md]:=Round(PG/sqr(RPT2));
    B2[md]:=Round(PB/sqr(RPT2));
    BitMap2.Canvas.Pixels[i,j]:=R2[md]+256*G2[md]+65536*B2[md];
  end;
end;
if assigned(Image1.Picture.Bitmap) then
  Image1.Picture:=Nil;
Image1.Picture.Assign(BitMap2);

```

```

    BitMap2.Free;
    BitMap1.Free;
end;
end;
-----
procedure TForm3.Image1MouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
    xg:=x;
    yg:=y;
end;
-----
procedure TForm3.MerkezKoordinatlarnOnayla1Click(Sender: TObject);
begin
    xm:=xg;
    ym:=yg;
    StaticText1.Caption:=' Spiral Tarama İçin Merkez Koordinatları Xm = '+
    IntToStr(xm)+ 'Ym = '+ IntToStr(ym);
end;
-----
procedure TForm3.SpiralTarama1Click(Sender: TObject);
Var
    RSP,GSP,BSP: Array Of Byte;
    RAPT1,TS1,TS2,TS3,Nrn1,Nrn2,Nrn3,
    GORN1,GORN2,GORN3,RMX1,RMX2,RMN1,RAPT,
    NX1,NX2: Byte;
    i,j,ms,md,GORN,Nornk: Cardinal;
    Ts, A, dt, t,TETAT,RT, V: Single;
    TSS,RMAX1,RMAX, RMIN,xx,yy,xmy,ymy: Word;
begin
    Image1.Picture:=Nil;
    Ts:=0.04;
    TSS:=Round(1000000*TS);
    TS1:=TSS Shr 16;
    TS2:=(TSS-TS1*65536) Shr 8;
    TS3:=(TSS-TS1*65536-TS2*256);
    xmy:=Round(RPT2*xm+RPT2/2);
    ymy:=Round(RPT2*ym+RPT2/2);
    Image2.Left:=Nrsx2;
    RMax1:= ym;
    if Rmax1>(Nrsy2-ym) then RMax1:=Nrsy2-ym;
    if (Rmax1>Nrsx2-xm)then RMax1:=Nrsy2-xm;
    if (Rmax1>xm) then RMax1:=xm;
    RMin:=0;
    RAPT:=1;
    Nornk:=3*Round((pi*(Power(Rmax1,2)-sqr(Rmin)))/RAPT);
    setlength(PDS,Nornk);
    A:=(1-(2*Rmin/Rmax1))*RAPT/(2*pi);

```

```

V:=(sqr(Rmax1)-sqr(Rmin))/(2*A*Ts);
dt:=Ts/Nornk;
t:=0;
ms:=ym*Nrsx2+xm;
j:=0;
for i:=0 to Nornk-1 do
begin
  Spr(A,V,t,Rmin,xm,ym,xx,yy);
  md:=yy*Nrsx2+xx;
  Image1.Canvas.Pixels[XX,YY]:=R2[md]+256*G2[md]+65536*B2[md];
  t:=t+dt;
  if md<>ms then
  begin
    j:=j+1;
    PDS[j]:=Round(0.3*R2[md]+0.59*G2[md]+0.11*B2[md]);
    ms:=md;
  end;
end;
DiziBoyut2:=j+1;
RMax:= ymy;
if Rmax>(Nrsy1-ymy) then RMax:=Nrsy1-ymy;
if (Rmax>Nrsx1-xmy)then RMax:=Nrsy1-xmy;
if (Rmax>xmy) then RMax:=xmy;
RMX1:=RMax Shr 8;
RMX2:=RMax-256*RMX1;
NX1:=Nrsx1 Shr 8;
NX2:=Nrsx1-256*Nx1;
RAPT1:=RAPT;
RMin:=0;
GORN:=3*Round((pi*(Power(Rmax,2)-sqr(Rmin)))/RAPT);
SetLength(RSP,GORN);
SetLength(GSP,GORN);
SetLength(BSP,GORN);
A:=(1-(2*Rmin/Rmax))*RAPT/(2*pi);
V:=(Power(Rmax,2)-sqr(Rmin))/(2*A*TS);
dt:=Ts/GORN;
t:=0;
ms:=ymy*Nrsx1+xmy;
RSP[0]:=R1[ms];
GSP[0]:=G1[ms];
BSP[0]:=B1[ms];
j:=0;
for i:=0 to Gorn-1 do
begin
  Spr(A,V,t,Rmin,xmy,ymy,xx,yy);
  md:=yy*Nrsx1+xx;
  if md<>ms then
  begin

```

```

j:=j+1;
RSP[j]:=R1[md];
GSP[j]:=G1[md];
BSP[j]:=B1[md];
ms:=md;
end;
t:=t+dt;
end;
DiziBoyut1:=j+1;
Nrn1:=DiziBoyut1 Shr 16;
Nrn2:=(DiziBoyut1-65536*Nrn1) Shr 8;
Nrn3:=(DiziBoyut1-65536*Nrn1-256*Nrn2);

Gorn1:=GORN Shr 16;
Gorn2:=(GORN-65536*Nrn1) Shr 8;
Gorn3:=(GORN-65536*Nrn1-256*Nrn2);

SetLength(GByte,3*DiziBoyut1+19);
GByte[0]:=Nrn1;
GByte[1]:=Nrn2;
GByte[2]:=Nrn3;
GByte[3]:=Gorn1;
GByte[4]:=Gorn2;
GByte[5]:=Gorn3;
GByte[6]:=Ts1;
GByte[7]:=Ts2;
GByte[8]:=Ts3;
GByte[9]:=RMX1;
GByte[10]:=RMX2;
GByte[11]:=NX1;
GByte[12]:=NX2;
GByte[13]:=RMN1;
GByte[14]:=RAPT1;
for i:=15 to DiziBoyut1+14 do
begin
  GByte[i]:=RSP[i-15];
end;
for i:=DiziBoyut1+15 to 2*DiziBoyut1+14 do
begin
  GByte[i]:=GSP[i-DiziBoyut1-15];
end;
for i:=2*DiziBoyut1+15 to 3*DiziBoyut1+14 do
begin
  GByte[i]:=BSP[i-2*DiziBoyut1-15];
end;
end;
-----
procedure TForm3.Kaydet1Click(Sender: TObject);

```

```

Var
F: File Of Byte;
i: Cardinal;
begin
  if SaveDialog1.Execute then
  begin
    AssignFile(F,SaveDialog1.FileName);
    Rewrite(F);
    for i:=0 to (3*DiziBoyut1+18) do
    begin
      Write(F,GByte[i]);
    end;
    CloseFile(F);
  end;
end;
-----
procedure TForm3.SpiralDosyayA1Click(Sender: TObject);
Var
F: File of Byte;
GRDOS: Array Of Byte;
i,j,Norn,DiziBoyut,ms,md: Cardinal;
Ts, V, A, dt, t: Single;
TSS,RMAX,xx,yy,xr,yr,Nx1: Word;
RAPT, RMIN, Temp: Byte;
R,G,B: Byte;
begin
  if OpenFileDialog1.Execute then
  begin
    AssignFile(F,OpenDialog1.FileName);
    Reset(F);
    i:=0;

    Read(F,Temp);
    DiziBoyut:=Temp*65536;
    Read(F,Temp);
    DiziBoyut:=DiziBoyut+Temp*256;
    Read(F,Temp);
    DiziBoyut:=DiziBoyut+Temp;

    Read(F,Temp);
    Norn:=Temp*65536;
    Read(F,Temp);
    Norn:=Norn+Temp*256;
    Read(F,Temp);
    Norn:=Norn+Temp;

    Read(F,Temp);
    Tss:=Temp*65536;

```

```

Read(F,Temp);
Tss:=Tss+Temp*256;
Read(F,Temp);
Tss:=Tss+Temp;
Ts:=Tss/1000000;

Read(F,Temp);
RMax:=Temp*256;
Read(F,Temp);
RMax:=RMax+Temp;

Read(F,Temp);
Nx1:=Temp*256;
Read(F,Temp);
Nx1:=Nx1+Temp;

Read(F,Temp);
RMin:=Temp;

Read(F,Temp);
RAPT:=Temp;
SetLength(GRDOS,3*DiziBoyut+15);
while not Eof(F) do
begin
  Read(F,GRDOS[i]);
  i:=i+1;
end;
CloseFile(F);
Image1.Picture:=Nil;
Image1.Width:=2*Rmax;
Image1.Height:=2*Rmax;
Image1.Left:=0;
DBChart1.Left:=2*Rmax;
DBChart2.Left:=2*Rmax;
xr:=RMax;
yr:=RMax;
A:=(1-(2*Rmin/Rmax))*RAPT/(2*pi);
V:=(Power(Rmax,2)-sqr(Rmin))/(2*A*(TS));
dt:=Ts/Norn;
t:=0;
ms:=yr*Nx1+xr;
j:=0;
R:=GRDOS[j];
G:=GRDOS[j+DiziBoyut];
B:=GRDOS[j+2*DiziBoyut];
for i:=0 to Norn-1 do
begin
  Spr(A,V,t,RMin,xr,yr,xx,yy);

```

```

md:=yy*Nx1+xx;
if md<>ms then
begin
j:=j+1;
R:=GRDOS[j];
G:=GRDOS[j+DiziBoyut];
B:=GRDOS[j+2*DiziBoyut];
ms:=md;
end;
Image1.Canvas.Pixels[xx,yy]:=R+256*G+65536*B;
t:=t+dt;
end;
end;
end;
-----
procedure TForm3.OrtogonalTarama1Click(Sender: TObject);
Var
R, G, B: Byte;
i,j,k,m,Norn: Cardinal;
begin
Image1.Picture:=Nil;
Norn:=Nrsy2*Round(Nrsx2*(1+11/53));
Setlength(PDO,Norn);
k:=0;
m:=0;
For j:=0 to Nrsy2-1 do
Begin
For i:=0 to Round(Nrsx2*(1+11/53))-1 do
Begin
if i<=Nrsx2-1 then
begin
R:=R2[m];
G:=G2[m];
B:=B2[m];
PDO[k]:=Round(0.3*R+0.59*G+0.11*B);
Image1.Canvas.Pixels[i,j]:=R+256*G+65536*B;
inc(m);
end
else PDO[k]:=0;
inc(k);
end;
end;
end;

end;
-----
procedure TForm3.SpiralSinyalin1Click(Sender: TObject);
Label l1, l2;
Var

```

```

i, L: Longword;
Ts, PI2: TFloat;
W,A,B: TComplex;
ANG, RN: TFloat;
K, LE, LE2, ID, N, J, NU,
M,DiziBoyut: Longword;
Mode : integer;

Frekans: Array Of Double;
begin
Series1.Clear;
Mode:=1;
M:=Trunc(log2(DiziBoyut2)+0.001)+1;
PI2:=2*pi;
Ts:=0.04;
NU:=M;
DiziBoyut:=Trunc(Power(2,M)+0.001);
Setlength(Frekans,DiziBoyut);
Setlength(XMXS,DiziBoyut);

For i:=0 to DiziBoyut-1 Do
Begin
  if i < DiziBoyut2-1 then
  Begin
    XMXS[i].Re:=Power((-1),(i))* PDS[i];

    XMXS[i].Im:=0.0;
  End
  else
  Begin
    XMXS[i].Re:=0.0;
    XMXS[i].Im:=0.0;
  End;
  Frekans[i]:=((i)-DiziBoyut/2-1)/Ts;
end;

N:=1 Shl NU;
J:=1;
for I:=1 To N-1 do
Begin
  if (I<J) Then
  Begin
    B:=XMXS[J];
    XMXS[J]:=XMXS[I];
    XMXS[I]:=B;
  end;
  K:=N Shr 1;
  11: if K>=J then goto 12;

```

```

J:=J-K;
K:=K Shr 1;
goto l1;
l2: J:=J+K;
end;
for L:=1 To NU Do
Begin
LE:=1 Shl L;
ANG:=-PI2/LE;
LE2:=LE Shr 1;
A.Re:=1.0;
A.Im:=0.0;
W.Re:=cos(ANG);
W.Im:=MODE*sin(ANG);
for J:=1 To LE2 Do
Begin
I:=J;

While (I<=N) Do
Begin
ID:=I+LE2;
B:=ComplexMul(XMXS[ID],A);
XMXS[ID]:=ComplexSub(XMXS[I],B);
XMXS[I]:=ComplexAdd(XMXS[I],B);
I:=I+LE;
end;
A:=ComplexMul(A,W);
end;
end;
if MODE=-1 then
Begin
RN:=N;
for I:=1 To N Do
Begin
XMXS[I].Re:=XMXS[I].Re/RN;
XMXS[I].Im:=XMXS[I].Im/RN;
end;
end;
for i:=1 to DiziBoyut do
Series1.AddXY(Frekans[i],ComplexMag(XMXS[i]));
end;

```

```

-----

procedure TForm3.OrtogonalSinayalin1Click(Sender: TObject);
Label l1, l2;
Var
i, L: Longword;

```

```

Ts, PI2: TFloat;
W,A,B: TComplex;
ANG, RN: TFloat;
K, LE, LE2, ID, N, J, NU,
M,DiziBoyut: Longword;
Mode : integer;
Norn: Cardinal;

```

```

Frekans: Array Of Double;
begin
Series2.Clear;
Mode:=1;
Norn:=Nrsy2*Round(Nrsx2*(1+11/53));
M:=Trunc(log2(Norn)+0.001)+1;
PI2:=2*pi;
Ts:=0.04;
NU:=M;
DiziBoyut:=Trunc(Power(2,M)+0.001);
Setlength(Frekans,DiziBoyut);
Setlength(XMXO,DiziBoyut);

```

```

For i:=0 to DiziBoyut-1 Do
Begin
  if i < Norn-1 then
  Begin
    XMXO[i].Re:=Power((-1),(i))* PDO[i];
    XMXO[i].Im:=0.0;
  End
  else
  Begin
    XMXO[i].Re:=0.0;
    XMXO[i].Im:=0.0;
  End;
  Frekans[i]:=((i)-DiziBoyut/2-1)/Ts;
end;

```

```

N:=1 Shl NU;
J:=1;
for I:=1 To N-1 do
Begin
  if (I<J) Then
  Begin
    B:=XMXO[J];
    XMXO[J]:=XMXO[I];
    XMXO[I]:=B;
  end;
  K:=N Shr 1;
  11: if K>=J then goto 12;

```

```

    J:=J-K;
    K:=K Shr 1;
    goto l1;
l2: J:=J+K;
end;
for L:=1 To NU Do
Begin
    LE:=1 Shl L;
    ANG:=-PI2/LE;
    LE2:=LE Shr 1;
    A.Re:=1.0;
    A.Im:=0.0;
    W.Re:=cos(ANG);
    W.Im:=MODE*sin(ANG);
    for J:=1 To LE2 Do
    Begin
        I:=J;

        While (I<=N) Do
        Begin
            ID:=I+LE2;
            B:=ComplexMul(XMXO[ID],A);
            XMXO[ID]:=ComplexSub(XMXO[I],B);
            XMXO[I]:=ComplexAdd(XMXO[I],B);
            I:=I+LE;
        end;
        A:=ComplexMul(A,W);
    end;
end;
if MODE=-1 then
Begin
    RN:=N;
    for I:=1 To N Do
    Begin
        XMXO[I].Re:=XMXO[I].Re/RN;
        XMXO[I].Im:=XMXO[I].Im/RN;
    end;
end;
for i:=1 to DiziBoyut do
    Series2.AddXY(Frekans[i],ComplexMag(XMXO[i]));
end;
-----
procedure TForm3.Kapat1Click(Sender: TObject);
begin
    form2.Close;
end;

end.

```

ÖZGEÇMİŞ

1962 Yılında Kars'ta doğdu, ilk ve orta öğrenimini bu ilde tamamladı. 1983 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi, Elektrik – Elektronik Mühendisliği bölümüne lisans eğitime başladı ve 1988 yılında bu eğitimini tamamladı. 1989 yılında KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik – Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalında Yüksek Lisans eğitime başladı ve 1993 yılında Yüksek Mühendis Ünvanını aldı. Evli ve iki çocuğu var.