

**YAPAY GÖRME SİSTEMLERİNDE EPİRETİNAL İMPLANTLARA  
YÖNELİK GÖRÜNTÜ İŞLEME VE SINIRSEL UYARTIM  
MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

**Mustafa ÖZDEN**

**DOKTORA TEZİ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

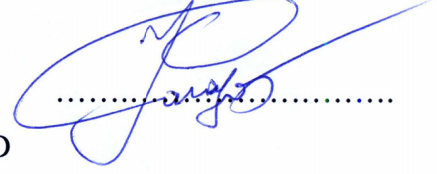
**EKİM 2012**

**ANKARA**

Mustafa ÖZDEN tarafından hazırlanan “YAPAY GÖRME SİSTEMLERİNDE EPİRETİNAL İMPLANTLARA YÖNELİK GÖRÜNTÜ İŞLEME VE SINIRSEL UYARTIM MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ” adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

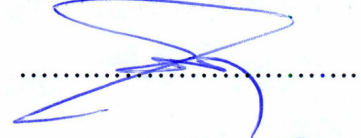
Tez Danışmanı, Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

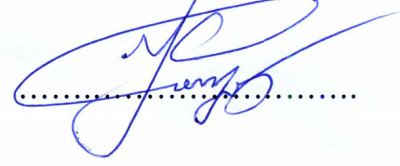
Prof. Dr. Güngör SOBACI

Göz Hastalıkları Anabilim Dalı, GATA



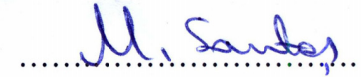
Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.



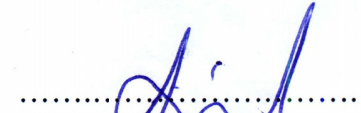
Prof. Dr. Müzeyyen SARITAŞ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.



Prof. Dr. Şengül ÖZDEK

Göz Hastalıkları Anabilim Dalı, G.Ü.



Doç. Dr. Ziya TELATAR

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, A.Ü.

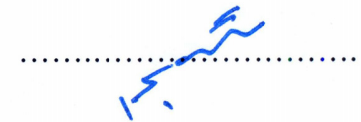


Tarih: 3/10/2012

Bu tez ile G. Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Doktora derecesini onamıştır.

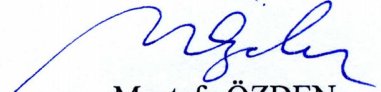
Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü



## TEZ BİLDİRİMİ

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

  
Mustafa ÖZDEN

**YAPAY GÖRME SİSTEMLERİNDE EPİRETİNAL İMPLANTLARA  
YÖNELİK GÖRÜNTÜ İŞLEME VE SİNİRSEL UYARTIM MODELİNİN  
GELİŞTİRİLMESİ**

**(Doktora Tezi)**

**Mustafa ÖZDEN**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Ekim 2012**

**ÖZET**

Biyolojik retinanın modellenmesi görme fonksiyonunun restorasyonunu amaçlayan yapay görme sistemleri için oldukça önemlidir. Bunun yanında, retinanın elektriksel uyartımının uygun bir şekilde sağlanması da görsel algı kalitesinin iyileştirilmesi için gereklidir. Literatürde, görüntü içeriğini dikkate almayan, retinayı tek katmanlı bir yapı olarak modelleyen Gauss farkları (DOG) filtresi tabanlı retina modelleri ve klasik elektrot uyartımı için çeşitli yöntemler yer almaktadır. Bu tez çalışmasının ilk kısmında, bu yaklaşımlara alternatif olarak geliştirilen, görüntü verisinin istatistiksel özelliklerini kullanan ve uzaysal-zamansal filtreleme işlemi yapan lokal adaptif yapıya sahip iki aşamalı yapay retina modeli (3D-ADOG) sunulmuştur. Modelin performansı, ateşleme sayısı ve ateşleme aralıkları tabanlı görüntü oluşturma yaklaşımları kullanılarak istatistiksel parametreler açısından standart DOG filtre tabanlı retina modeli ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca, 3D-ADOG modelinin normal gören katılımcılarla gerçek zamanlı olarak test edilebilmesi için DaVinci platformu tabanlı bir simülasyon sistemi geliştirilmiş ve elde edilen sonuçlar sunulmuştur. Tez çalışmasının ikinci kısmında, retinanın elektriksel uyartımı sırasındaki elektrot etkileşimlerini en aza indirmek için Uzaysal-Zamansal Elektrot Eşleştirme ve Lokal Serpiştirmeli Uyartım (STEMLIS) yöntemi geliştirilmiştir.

Geliştirilen elektrot uyarım yöntemi fosfen tabanlı görüntü oluşturma yaklaşımı kullanılarak klasik elektrot uyarım yöntemi ile görsel ve istatistiksel parametreler kullanılarak karşılaştırılmıştır. Sayısal karşılaştırmalara ilave olarak normal gören katılımcılar yardımı ile yöntemin performansı görsel kalite açısından değerlendirilmiştir. İmplant sistemlerinin bütünleyici bir parçası olarak düşünülen ve bu tez çalışmasında retina implant sistemleri için özgün olarak geliştirilen bir implant programlama arayüzüne de yer verilmiştir. Tez çalışmasındaki görsel ve sayısal sonuçlar değerlendirilerek 3D-ADOG yapay retina modeli ile STEMLIS yönteminin yapay görme sistemlerinin gelişimine katkı sağlayacağı sonucuna varılmıştır.

**Bilim Kodu** : 905.1.021  
**Anahtar Kelimeler** : Yapay görme sistemleri, retina implant sistemi, görüntü işleme  
**Sayfa Adedi** : 140  
**Tez Yöneticisi** : Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

**DEVELOPMENT OF IMAGE PROCESSING AND NEURAL  
STIMULATION MODEL FOR EPIRETINAL IMPLANTS IN ARTIFICIAL  
VISION SYSTEMS**

**(Ph.D. Thesis)**

**Mustafa ÖZDEN**

**GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**October 2012**

**ABSTRACT**

**Modeling the biological retina is highly important for visual prosthesis systems which aim to visual restoration. Beside this, providing the suitable electrical stimulation for the retina is also critical in terms of improvement of visual perception quality. In the literature, Difference of Gaussians (DOG) filter based retina models which do not consider local image characteristics by modeling the retina as a one-layered structure, and classical electrical stimulation methods have been presented. In this thesis, as an alternative model to those models, a local adaptive artificial retina model (3D-ADOG) that performs two-stage spatio-temporal filtering process according to the local characteristic of the image data was developed. Performance of the model was compared with standard DOG filter based retina model by using spike-count and spike-intervals based image reconstruction approaches in terms of some statistical parameters. Correspondingly, DaVinci platform based a real-time simulation system was also developed for performing visual tests with normal seeing subjects. In the second part of the thesis, in order to minimize the electrode interactions, during electrical stimulation of retina, Spatio-Temporal Electrode Mapping and Local Interleaved Stimulation (STEMLIS) method was developed. By simulation studies using statistical parameters, STEMLIS**

method was compared with classical electrode stimulation method in literature. In the simulations phosphene based image reconstruction approach was used. In addition to quantitative simulation studies, qualitative simulation studies with normal seeing subjects were also performed for evaluation of the performance of the method in terms of visual quality. Moreover, a novel implant programming interface which is considered as a supplementary part of the implant systems was also developed for retina implant systems. By considering the qualitative and quantitative results of the thesis, it is concluded that 3-D ADOG retina model and STEMLIS method could have significant contribution for visual restoration studies.

**Science Code : 905.1.021**

**Key Words : Visual prosthesis systems, retina implant systems, image processing**

**Page Number: 140**

**Adviser : Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ**

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ'e teşekkürlerimi sunarım.

Tez metninin içerik ve şekil olarak geliştirilmesindeki ve sonuçların değerlendirilmesindeki katkılarından ve tez çalışmasını teşvik edici yöndeki yorumlarından dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. Güngör SOBACI, Prof. Dr. Müzeyyen SARITAŞ, Prof. Dr. Şengül ÖZDEK ve Doç. Dr. Ziya TELATAR'a teşekkür ederim.

Ayrıca, bu tezdeki çalışmaları 110E077 no'lu proje kapsamında destekleyen TÜBİTAK'a ve 06/2010-37 no'lu proje kapsamında destekleyen Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Tüm öğrenim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiğim değerli aileme teşekkürlerimi sunarım.



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xviii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xix
1. GİRİŞ.....	1
2. GÖRME SİSTEMİ.....	6
2.1. Retina ve Hücre Katmanları.....	7
2.1.1. Fotreseptör hücreleri.....	8
2.1.2. Bipolar hücreler.....	9
2.1.3. Gangliyon hücreleri.....	9
2.1.4. Makula.....	12
2.1.5. Optik sinir.....	12
2.2. Görme Fizyolojisi.....	12
3. GÖRSEL PROTEZ SİSTEMLERİ.....	15
3.1. Literatürdeki Görsel Protez Araştırmaları.....	16
3.1.1. Retina protezleri.....	19
3.1.2. Optik sinir protezleri.....	21

**Sayfa**

3.1.3. Görsel korteks protezleri.....	21
3.2. Görsel Protezler için Geliştirilen Görüntü İşleme Algoritmaları.....	22
3.2.1. Görme yongası geliştirme çalışmaları.....	22
3.2.2. Kamera tabanlı sistemler.....	23
3.2.3. Reseptif alan modeli ve yapay retina modeli geliştirme çalışmaları...	24
3.2.4. Diğer kapsamdaki çalışmalar.....	28
3.3. Görsel Protez Sistemleri için Yapılan Deneysel-Klinik Çalışmalar.....	29
4. GELİŞTİRİLEN YAPAY RETİNA MODELİ.....	32
4.1. 3-Boyutlu İki Aşamalı Adaptif DOG (3-D ADOG) Filtre Tabanlı Retina Modeli.....	33
4.2. Simülasyon Sonuçları.....	40
4.2.1. Modeldeki gangliyon hücrelerin tipik uyarılar için simülasyonu.....	40
4.2.2. Modeldeki gangliyon hücrelerin desen türü uyarılar için simülasyonu.....	44
4.2.3. Karşılaştırmalı simülasyon sonuçları.....	45
4.3. Normal Gören Katılımcılarla Yapılan Testler ve Sonuçları.....	62
4.3.1. DaVinci™ teknolojisi.....	62
4.3.2. 3D-ADOG modelinin DaVinci™ sisteminde gerçekleştirilmesi.....	69
4.3.3. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları.....	80
5. GELİŞTİRİLEN ELEKTROT UYARTIM YÖNTEMİ.....	85
5.1. Giriş.....	85
5.2. Uzaysal-Zamansal Elektrot Eşleştirme ve Lokal Serpiştirmeli Uyartım (STEMLIS) Yöntemi.....	87
5.2.1. Elektrot uyartım verilerinin uzaysal-zamansal olarak seçilmesi.....	88

**Sayfa**

5.2.2. Lokal serpiştirmeli uyartım darbelerinin oluşturulması.....	91
5.3. Simülasyon Prosedürü.....	95
5.4. Test Görüntüleri için Sayısal Karşılaştırma Sonuçları.....	97
5.5. Normal Gören Katılımcılarla Elde Edilen Test Sonuçları.....	103
6. GELİŞTİRİLEN İMPLANT PROGRAMLAMA ARAYÜZÜ.....	112
7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	116
7.1. Geliştirilen Adaptif Yapay Retina Modeli .....	116
7.1.1. Karşılaştırmalı sayısal simülasyon sonuçları .....	117
7.1.2. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları.....	117
7.2. Geliştirilen Elektrot Uyarım Yöntemi.....	119
7.2.1. Sayısal simülasyon sonuçları.....	119
7.2.2. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları.....	121
7.3. Geliştirilen İmplant Programlama Arayüzü.....	122
7.4. Öneriler.....	122
KAYNAKLAR.....	124
ÖZGEÇMİŞ.....	137

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 4.1. Simülasyon çalışmasında kullanılan yapay retina modellerine ait parametreler .....	48
Çizelge 4.2. Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma performanslarının karşılaştırılması.....	53
Çizelge 4.3. ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma performanslarının karşılaştırılması.....	57
Çizelge 4.4. Normal gören katılımcılarla elde edilen ortalama test sonuçları .....	83
Çizelge 5.1. STEMLIS ve klasik yöntemin performansının OKH, HBO ve HAPS kriterlerine göre karşılaştırılması .....	103
Çizelge 5.2. Şekil 5.10'daki görsel test görüntüleri için sayısal analiz sonuçları .....	109

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 1.1. Retina implant sisteminin bileşenlerini gösteren blok diyagram ve tez çalışmasının kapsadığı kısımlar (kesikli çizgili bloklar).....	4
Şekil 2.1. Retinanın kesit görüntüsü ve ara hücre tipleri [17].....	8
Şekil 2.2. ON-merkezli ve OFF-merkezli gangliyon hücrelerinin değişik ışık uyarımına verdikleri cevaplar a) Merkez aydınlık olması durumu b) Çevre aydınlık olması durumu c) Hem merkez hem de çevrenin eşit miktarda ışık aldığı durum.....	11
Şekil 3.1. Görsel protez sisteminin temel bileşenleri.....	16
Şekil 3.2. Görsel protezler ve görme sisteminde uyarımı hedef aldıkları kısımlar [27].....	17
Şekil 3.3. Görsel protez yaklaşımlarının birbirine göre avantaj ve dezavantajları...	18
Şekil 3.4. DOG filtre tabanlı reseptif alan modeli [68].....	25
Şekil 4.1. Gerçekleştirilen yapay retina modeli blok diyagramı.....	33
Şekil 4.2. Modeldeki reseptörlerden gangliyon hücrelere kadar olan sinyal akışı....	39
Şekil 4.3. Geliştirilen modeldeki ON-merkez gangliyon hücrelerinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yaygın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap.....	41
Şekil 4.4. Geliştirilen modeldeki OFF-merkez gangliyon hücrelerinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yaygın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap.....	42
Şekil 4.5. Geliştirilen modeldeki ON/OFF-merkez gangliyon hücrelerinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yaygın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap.....	43

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.6. Kullanılan test desenleri.....	44
Şekil 4.7. Test desenlerine karşılık elde edilen ateşleme dizilerinin ISI ölçütüne göre görselleştirilmesi a) ON-merkez için elde edilen sonuçlar, b) OFF-merkez için elde edilen sonuçlar.....	45
Şekil 4.8. Simülasyon çalışmasında kullanılan orijinal test görüntüleri.....	46
Şekil 4.9. Ateşleme aktivitelerinden görüntü oluşturma a) Video dizisinden bir çerçeve b) Zamana bağlı elde edilen ateşleme matrisi dizisi c) Ateşleme sayısı veya ateşleme arası süre esas alınarak tekrar oluşturulan görüntü.....	47
Şekil 4.10."48017.jpg" görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları .....	50
Şekil 4.11."175083.jpg" görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları .....	51
Şekil 4.12. "334025.jpg" görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları .....	52
Şekil 4.13."48017.jpg" görüntüsü için ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları .....	54
Şekil 4.14."175083.jpg" görüntüsü ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları. ....	55
Şekil 4.15. "334025.jpg" görüntüsü için ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları. ....	56
Şekil 4.16. OKH değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler.....	59
Şekil 4.17. HBO değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler.....	60

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.18. EKI değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler.....	61
Şekil 4.19. DaVinci teknolojisinin kullanım alanları [137] .....	63
Şekil 4.20. TI DaVinci™ teknolojisini donanımsal bileşenlerini gösteren blok diyagram [138].....	65
Şekil 4.21. TI DaVinci™ teknolojisini yazılım bileşenlerini gösteren blok diyagram [139].....	66
Şekil 4.22. DVEVM blok şeması [137].....	69
Şekil 4.23. Geliştirilen 3D-ADOG yapay retina modelinin gerçek zamanlı simülasyonu için oluşturulan simulink blokları.....	70
Şekil 4.24. DaVinci sistemi için kullanılan Simulink blokları a) Görüntü alma bloğu b) Özellik penceresi.....	70
Şekil 4.25. Ön işlemler bloğunun iç yapısı.....	71
Şekil 4.26. 3D-ADOG işlem bloğunun iç yapısı.....	72
Şekil 4.27. Birinci aşamadaki filtreleme işlemi için tasarlanan alt blok.....	73
Şekil 4.28. İkinci aşamadaki filtreleme işlemi için tasarlanan alt bloklar a) ON tipi gangliyon hücreleri için tasarlanan blok b) OFF tipi gangliyon hücreleri için tasarlanan blok.....	73
Şekil 4.29. nLIF tabanlı ateşleme bloğunun iç yapısı.....	74
Şekil 4.30. nLIF tabanlı ateşleme bloğunda bulunan alt blokların iç yapısı.....	75
Şekil 4.31. ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma bloğunun iç yapısı.....	76
Şekil 4.32. Çıktıların görselleştirilmesi bloğunun iç yapısı.....	77
Şekil 4.33. DaVinci video ekranı özellik penceresi.....	77
Şekil 4.34. Simulink modelinin DaVinci modülü için derlenmesinde kullanılan menüler.....	78

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.35. Derleme sonucunda CCS 3.3 programında çıkan bilgi mesajları ekranı.....	79
Şekil 4.36. Test görselleri: (a, b) Kontrast ayırımı testi için oluşturulan görüntüler (c, d) Nesne sayma performansını ölçmek için kullanılan test görüntüleri (e, f) Algılanabilir görüntü oluşma süresinin belirlenmesi için kullanılan test görüntüleri (g, h) Örüntü/desen tanıma testi için kullanılan görüntüler.....	81
Şekil 5.1. STEMLIS yöntemine ait blok diyagram.....	88
Şekil 5.2. Gangliyon çıktılarının uzaysal-zamansal analiz ile elektrotlara gönderilmesi için seçimi.....	89
Şekil 5.3. 2×2 Elektrot grubu için lokal serpiştirmeli uyartım oluşturma yöntemi a) Küçük elektrot grubu b) Elektrotlar için faz gecikmeleri ve uyartım zamanlaması.....	92
Şekil 5.4. Lokal serpiştirmeli uyartım darbelerinin, 2×2 elektrot grubu için oluşturulması a) Orijinal uyartım katmanı b) İlk sırada ateşlenen elektrotlar c) İkinci sırada ateşlenen elektrotlar d) Üçüncü sırada ateşlenen elektrotlar e) Dördüncü sırada ateşlenen elektrotlar.....	94
Şekil 5.5. Çalışmada test amaçlı kullanılan görüntü seti.....	98
Şekil 5.6. STEMLIS yöntemi ile oluşturulan fosfen görüntüleri .....	99
Şekil 5.7. Orijinal görüntüler ile STEMLIS ve klasik yöntem için fosfen olarak simüle edilen görüntüler a) Orijinal görüntüler b) STEMLIS yöntemi için elde edilen fosfen görüntüleri c) Klasik yöntem için elde edilen fosfen görüntüleri.....	101
Şekil 5.8. Orijinal görüntüler ve STEMLIS ile klasik yöntem için ayırıt saptama sonuçları a) Orijinal görüntü seti b) Orijinal görüntüler için ayırıt saptama sonuçları c) STEMLIS yöntemi için ayırıt saptama sonuçları d) Klasik yöntem için ayırıt saptama sonuçları.....	102
Şekil 5.9. Simülasyon çalışmasında kullanılan test görüntüleri a) Kontrast seviyesi ayırımını test etmek için kullanılan test görüntüsü b) Örüntü tanıma testi için kullanılan test görüntüsü c) Okuma performansını test etmek için kullanılan test görüntüsü d) Nesne sayma testi için kullanılan test görüntüsü.....	104



<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 5.10. STEMLIS ve klasik yöntem için farklı çözünürlüklerde elde edilen sonuçlar a) Örüntü Tanıma testi b) Kontrast ayırımı testi, c) Nesne sayma testi d) Okuma performansı testi .....	106
Şekil 5.11. Normal gören katılımcılarla yapılan testler için test sonuçlarının yüzde ortalama değerleri a) Örüntü tanıma testi sonuçları b) Kontrast ayırımı testi sonuçları c) Nesne sayma testi sonuçları. ....	107
Şekil 5.12. Testte kullanılan görüntüler için, STEMLIS ve klasik yöntem ile elde edilen genel performans grafikleri a) OKH parametresine göre elde edilen genel performans grafiği b) HBO parametresine göre elde edilen genel performans grafiği c) HAPS parametresine göre elde edilen genel performans grafiği.....	110
Şekil 6.1. Geliştirilen retina implant programlama arayüzü.....	112
Şekil 6.2. İmplant programlama arayüzü ve temel seçenekler a) Gangliyon hücre tipi seçimi b) Kullanılacak retina modeli seçimi, c) Elektrot uyartım stratejisinin seçimi d) Elektriksel uyartım için akım ve frekans değerlerinin seçimi e) Dosya işlemleri için seçenekler.....	113
Şekil 6.3. Oluşturulan “retina modeli” yapısı.....	114

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 4.1 TI DaVinci™ sayısal video geliştirme modülü.....	67
Resim 4.2. Geliştirilen DaVinci tabanlı görsel protez simülasyon sistemi.....	79
Resim 4.3. Görsel protez simülasyon sisteminde algoritmanın testi.....	83

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
$A_c$	Merkez profilinin kazanç değeri
$A_s$	Çevre profilinin kazanç değeri
$A_{c1}$	I. Aşamadaki filtrenin merkez profilinin kazanç değeri
$A_{c2}$	II. Aşamadaki filtrenin merkez profilinin kazanç değeri
$A_{s1}$	I. Aşamadaki filtrenin çevre profilinin kazanç değeri
$A_{s2}$	II. Aşamadaki filtrenin çevre profilinin kazanç değeri
$E_{ij}$	Elektrot uyartım matrisi
$I(t)$	Hücreye giren akım değeri
$n(t)$	Gürültü kaynağı
$P_{ij}$	t anı için oluşturulan fosfen profili
$p(i)$	Orijinal görüntünün normalize edilmiş histogram dağılımı
$q(i)$	Oluşturulan görüntünün normalize edilmiş histogram dağılımı
$R$	Hücre direnci
$\sigma_c$	Merkez profilinin standart sapma değeri
$\sigma_s$	Çevre profilinin standart sapma değeri
$\tau$	Zaman sabiti (ms)
$\tau_{c1}$	I. aşamadaki filtrenin merkez zaman sabiti

**Simgeler****Açıklama**

$\tau_{s1}$	I. aşamadaki filtrenin çevre zaman sabiti
$\tau_{c2}$	II. aşamadaki filtrenin merkez zaman sabiti
$\tau_{s2}$	II. aşamadaki filtrenin çevre zaman sabiti
$V(t)$	Hücre potansiyeli
$V_r$	Bekleme potansiyeli
$w_c$	Merkez sinyale ait kazanç değeri
$w_s$	Çevre sinyale ait kazanç değeri
$w_k$	Ağırlık değerleri dizisi

**Kısaltmalar****Açıklama**

<b>ACE</b>	Advanced Combination Encoder
<b>API</b>	Application Programming Interface
<b>ARM</b>	Advanced RISC Machine
<b>CCD</b>	Şarj-Eşlenik Aygıt
<b>CIS</b>	Continuously Interleaved Sampling
<b>CMOS</b>	Complementary Metal Oxide Semiconductor
<b>CNN</b>	Cellular Neural Network
<b>DOG</b>	Difference of Gaussians
<b>DSP</b>	Digital Signal Processor
<b>EDMA</b>	Enhanced Direct Memory Access
<b>EKI</b>	Evrensel Kalite İndeksi
<b>EMIF</b>	External Memory Interface
<b>EPLD</b>	Electrically Programmable Logic Device
<b>ERG</b>	Elektro-Retinogram
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>FPGA</b>	Field Programmable Gate Array
<b>HBO</b>	Histogram Benzerlik Oranı

**Kısaltmalar****Açıklama**

<b>HAPS</b>	Hatalı Ayırıt Pikseli Sayısı
<b>HPI</b>	Host Port Interface
<b>I<sup>2</sup>C</b>	Inter-Integrated Circuit
<b>ISI</b>	Inter Spike Intervals
<b>LOG</b>	Laplacian of Gaussian
<b>MPEAK</b>	Multiple Peak
<b>ms</b>	milisaniye
<b>nLIF</b>	Noisy Leaky Integrate and Fire
<b>OKH</b>	Ortalama Karesel Hata
<b>RGB</b>	Red-Green-Blue
<b>RISC</b>	Reduced Instruction Set Computing
<b>SoC</b>	System on Chip
<b>SPI</b>	Serial Peripheral Interface
<b>STFB1</b>	I. aşamadaki uzaysal-zamansal filtre bankası
<b>STFB2</b>	II. aşamadaki uzaysal-zamansal filtre bankası
<b>TI</b>	Texas Instruments
<b>UART</b>	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
<b>USB</b>	Universal Serial Bus
<b>VLSI</b>	Very Large Scale Integration
<b>YCbCr</b>	Luma, Blue difference, Red difference

## 1. GİRİŞ

Fotoreseptör kaybı ile gelişen yaşa bağlı makula bozulması (YBMB) ve Retinitis Pigmentosa (RP) en sık görülen ve görme kaybına yol açan dış retinal hastalıklardandır. Görme kaybı yaşayan insanlar sosyal yaşamdan soyutlanmakta ve günlük faaliyetlerini sürdürmekte çok büyük güçlüklerle karşı karşıya kalmaktadırlar. Dünya Sağlık Örgütü 2002 yılının verilerine göre dünyada 161 milyon görme özürü insan olduğu bunlardan 124 milyonunun kısıtlı görüşe sahip olduğu 37 milyonunun ise tamamen görme özürü olduğunu bildirmiştir [1]. Ülkemizde de 500 bin civarında görme özürü insan bulunduğu bildirilmektedir [2].

Gelişen teknoloji ile birlikte biyomedikal teknolojisi de hızla gelişmekte ve önceleri imkânsız gibi görünen uygulamaların gerçekleşmesi mümkün olmaktadır. Kaybedilen görme yeteneğinin sağlam kalan retina hücrelerini veya görme korteksini elektriksel olarak uyararak görme duyusunun tekrar kazandırılmasını hedefleyen görsel protez sistemleri bu uygulamalara güzel bir örnek teşkil etmektedir.

Elektrot yerleştirme stratejilerine göre görsel protezler; epiretinal, subretinal, optik sinir ve kortikal implantlar olmak üzere sınıflandırılabilirler [3]. Genellikle bu sistemler minyatür kamera, görüntü işleme birimi ve implant elektroniği olmak üzere 3 ana parçadan oluşurlar. Yakın zaman içerisinde ticari ürün olarak ortaya çıkması beklenen retinal protezler günümüzde halen klinik olarak geliştirme aşamasında olup, bu sistemlerin performansını etkileyecek bazı faktörler vardır. Görüntü işleme birimi bu sistemdeki önemli bir kısım olup görüntülerin ateşleme desenleri olarak kodlanması işlemini gerçekleştiren yapay bir retina gibi görev yapar. Diğer yandan retina ile elektrot arabirimi ve retinanın elektriksel uyarım yöntemleri, görme yeteneğinin tekrar kazandırılması hedeflenen hastanın zihninde anlamlı bir görüntü oluşturulması açısından oldukça önemlidir.

Tez çalışmasında, retina implant sistemleri için görüntüdeki yerel istatistiki bilgileri kullanan, bu sayede muhtemel retina implant kullanıcılarına daha iyi görsel performans sağlayabilecek olan adaptif bir görüntü işleme yapısına sahip retina

modeli ve elektriksel uyartım yöntemi geliştirilmiştir. Çalışmaya genel bir bakış sağlamak açısından “temel bir retina implant sistemi” ve alt bileşenleri blok şema halinde ayrıntılı olarak Şekil 1.1’de verilmiştir. Şekilden de görülebileceği gibi retina implant sisteminde temel olarak yazılımsal ve donanımsal bileşenler bulunmaktadır. Görüntü alma sistemi minyatür kamera ile görüntü alınmasını, bu görüntünün kablosuz olarak, işlenmek üzere sayısal sinyal işlemcisine gönderilmesini, ergonomik bir tasarımı ve görüntü alma sisteminin güç teminini kapsamaktadır. Sinyal işleme bloğu ise görüntü alma sisteminden aktarılan görüntü işaretlerinin işlenmesi için gerekli işlemleri kapsamaktadır. İmplant elektroniği ise göz içerisine ameliyat ile yerleştirilen elektronik kısım olup mikro-elektrot matrisi, elektrot sürücü akım devresi, kablosuz veri ve güç alma birimleri ile telemetri sisteminden oluşmaktadır. İmplant programlama arayüzü ile implant kullanıcısının kendisine özgü parametrelerinin belirlenmesi, bu parametrelerin saklanması, gerektiğinde üzerinde değişiklik yapılması ve ön testlerin yapılması mümkün olacaktır. Bu tez çalışmasında retina implant sisteminin önemli bileşenlerinden olan sinyal işleme ve implant elektroniği kısmına yönelik olarak görüntü işleme ve elektriksel uyartım algoritmalarının geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Şekil 1.1’de bütünüyle verilen retina implant sistem bileşenlerinden tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen kısımlar, kesik çizgili bloklar ile belirtilmiştir.

Literatürde dalgacık dönüşümü tabanlı veya Gabor filtre tabanlı olarak geliştirilen modellerin yanı sıra, en yaygın kabul gören retina modellerinde, gangliyon hücrelerinin reseptif alan modelleri genellikle uzaysal-zamansal (spatio-temporal) Gauss farkları (DOG) filtresinin kullanıldığı yaklaşımlardan oluşmaktadır [4-6]. DOG filtre modeli doğrusal olmayan, ışığın elektriksel sinyallere dönüştürülmesi işlemini (phototransduction) ve adaptasyon işlemlerini dikkate almamasına rağmen temelde retinanın filtreleme yaklaşımını modelleyebilmektedir [7,8].

DOG filtre modeline dayalı retina modelleri literatürde yaygın olarak kabul görmekte birlikte bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlardan ilki bu modelin lokal adaptasyon işlevini dikkate almamasıdır. Literatürde adaptasyon ile ilgili bazı çalışmalar mevcut olmakla birlikte bunlar DOG filtre ile birleştirilemeyen bazı ön

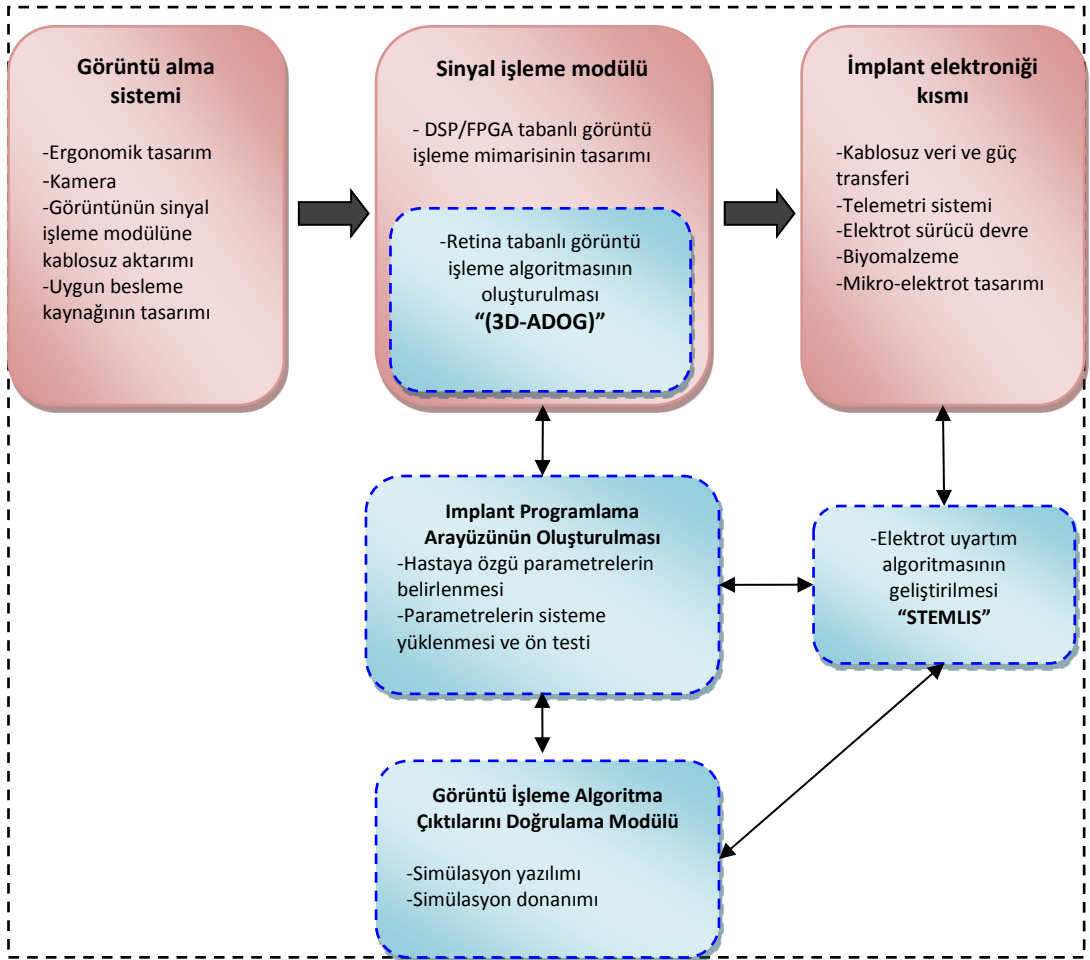
işlemler şeklindedir [5,9]. DOG filtreye dayalı retina modellerinden yüksek performans alabilmek için parametrelerin doğru şekilde ayarlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Parametrelerin doğru bir şekilde ayarlanması genellikle deneme yanılma şeklinde yapılan uzun testleri içerdiğinden DOG filtre modelinde bu yaklaşım diğer bir dezavantajı oluşturmaktadır [10]. Son olarak, DOG filtrenin uzaysal profili fizyolojik retinanın reseptif alanında mevcut olan uniform örnekleme büyük ölçüde yansıtamamaktadır. Bütün bunların sonucunda, DOG filtre kullanıcıya bağımlı, oldukça parametrik bir yaklaşım içeren bir modelleme tekniği olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmaya yönelik olarak, bu çalışmada görüntü içeriğine bağlı olarak bant genişliği adaptif olarak değiştirilen DOG filtre tabanlı yapay retina modeli sunulmuştur. Sunulan model iki aşamalı filtreleme yapısına sahip olup her aşamadaki adaptif DOG filtreleme işlemi ile daha az parametrik olan, görüntü içeriğine göre kendini uyumlandırabilen ve daha detaylı görüntü algısı sunabilecek şekilde geliştirilmiştir. Modelde hem reseptör-horizontal-bipolar hücre etkileşimleri hem de bipolar, amakrin ve gangliyon hücrelerinin etkileşimleri adaptif DOG filtresi ile modellenmiştir. Ateşleme üretim mekanizması olarak Sızdırmalı-Gürültülü Topla-Ateşle hücre modeli (nLIF) kullanılmıştır. Geliştirilen yapay retina modeli ile elde edilen sonuçlar, hem ateşleme sayısına hem de ateşleme aralıkları ölçütüne (Inter spike intervals - ISI) dayalı olarak tekrar oluşturulan görsel uyartımlar halinde, ON-merkezli, OFF-merkezli ve ON/OFF-merkezli gangliyon hücre cevapları için karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Geliştirilen adaptif retina modelinin yüksek performanslı bir görüntü işleme modülü olan DaVinci platformunda gerçek zamanlı koşturulması için gereken tasarım simulink blokları kullanılarak tamamlanmıştır. Böylece algoritmanın gerçek zamanlı performansını test etmek için çalışmalar yapılmıştır. Algoritmanın testinde bilgisayar ekranında oluşturulan test görüntüleri ve gerçek ortamdaki nesne/görüntüler kullanılmıştır. Bu testlerde, kontrast duyarlılığı, nesne sayma (object counting), harf/örüntü tanıma (text/pattern recognition) ve genel anlamda görüntü kalitesini değerlendirme işlemleri yapılmıştır.



Yapay retina modelinin, adaptif olarak geliştirilmesi yanında, retina implant sistemlerinden alınacak performansı doğrudan etkileyen bir diğer faktör de elektrot uyartım yöntemidir. Yapay retina modelinin biyolojik retina gibi aynı hassasiyet ve doğrulukta çalıştığı varsayılsa bile elektrot arabirimi ve uyartım yöntemi yeteri kadar etkin değilse sistemin toplam performansının istenilen seviyeye ulaşamayacağı öngörülebilir bir gerçektir. Elektrotlara gönderilecek bilginin doğru seçimi kadar elektriksel etkileşimin en az olacak şekilde uyartım işleminin gerçekleştirilmesi, retina implant sistemleri ile elde edilecek kaliteyi iyi yönde etkilemektedir. Diğer sensoröral implant sistemlerine göre daha fazla elektrot içeren retina implant sistemleri için de elektrot etkileşimi problemini ortadan kaldırmaya yönelik algoritmaların geliştirilmesi için yoğun bir ihtiyaç vardır [11].



Şekil 1.1. Retina implant sisteminin bileşenlerini gösteren blok diyagram ve tez çalışmasının kapsadığı kısımlar (kesikli çizgili bloklar)

Bu nedenle tez çalışmasının ikinci aşaması olan sinirsel uyartım stratejisinin geliştirilmesine yönelik olarak retina implant sistemleri için “Uzaysal-zamansal Elektrot Eşleştirme ve Lokal Serpiştirmeli Uyartım (STEMLIS)” yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde, kısa zaman aralıkları içerisinde, görüntünün uzaysal ayrımını sağlayan daha anlamlı gangliyon çıktıları uyartım sinyali olarak seçilmekte ve elektrot matrisi için her bir elektrot grubuna elektriksel etkileşimi azaltmak için faz kayması uygulanmaktadır. Bu yöntem ile uyartım verisinin zamansal ve uzaysal çözünürlüğünün yüksek çözünürlüklü gangliyon katmanından daha düşük çözünürlüklü elektrot katmanına eşleştirme yapılırken iyileştirilebileceği düşünülmektedir. Bu yöntem ile elde edilen teorik sonuçlara ilave olarak elde edilen sonuçlar normal gören kişilerin katıldığı testler ile değerlendirilmiştir.

Ayrıca, geliştirilen yapay retina modeli ve elektrot uyartım algoritmasının parametrelerinin yönetilmesini sağlayan implant programlama arayüzü tasarlanmıştır. En basit işitme cihazlarının bile kullanıcıya ait parametrelerinin programlanması için arayüz programlarının geliştirildiği düşünüldüğünde MATLAB yazılımı olarak geliştirilen bu arayüz kişiye bağımlı birçok parametrenin yönetilmesini sağlamakta ve bu tür sensoröral sistemlerin önemli bileşenlerinden olacağı düşünülmektedir.

Tez çalışması şu şekilde organize edilmiştir. İkinci bölümde görme sistemi temel ayrıntıları ile bazı önemli retina hücrelerinden bahsedilerek anlatılacaktır. Üçüncü bölüm görsel protez sistemlerinin temel yapısı, retina implant, optik sinir ve görsel korteks implantları ile ilgili yapılan literatür çalışmalarını içermektedir. Dördüncü bölümde tez çalışmasının ilk aşaması olarak geliştirilen adaptif yapay retina modeli (3-D ADOG) anlatılmakta ve bu model için karşılaştırmalı sonuçlar sunulmaktadır. Beşinci bölümde ise tez çalışmasının ikinci ve son aşaması olarak geliştirilen yeni elektrot uyartım yöntemi (STEMLIS) açıklanmakta ve elde edilen sonuçlar sunulmaktadır. Altıncı kısımda geliştirilen implant programlama arayüzü temel özellikleri ile açıklanmaktadır. Yedinci bölümde tez çalışmasının sonuçlarına ve değerlendirmelere yer verilmiştir.

## 2. GÖRME SİSTEMİ

Görme sistemi insan algısının yaklaşık % 80'ini kapsamakta ve görsel işlem ilk olarak gözün retina adı verilen tabakasında başlamaktadır. Gözün diğer kısımları, lens, kornea ve iris ışığın odaklanması, renk tayflarına ayrılması ve en az kayıpla gözün arka kısmında yer alan retina tabakasındaki pigment katmanına ulaştırılmasından sorumludur. Retina katmanında elektriksel sinyallere dönüştürülen görsel sinyaller optik yol (optic tract) ile Lateral Genikul çekirdekler üzerinden sol ve sağ beyin lobunun (oküpital lob) arka alt kısmındaki birincil görme merkezine (visual cortex) ulaştırılmaktadır. Retina tarafından özel bir kodlama ile gönderilen görsel sinyallerin, bu kısımda kodu çözülmekte ve görüntü olarak algılanabilmektedir. Retinadaki bu kodlama işlemi 5 ayrı hücre grubu tarafından yapılmakta ve vücuttaki duyu algılayıcılarının yaklaşık % 70'i retina tabakasında yer almaktadır [12-14].

Günümüzdeki sayısal kameralarının yaklaşık 14 milyon ışık algılama sensörü ile çalıştığı düşünüldüğünde, 125 milyon civarında renksiz görmeden sorumlu fotoreseptöre ve 6,5 milyon civarında da renkli görmeden sorumlu fotoreseptöre sahip olan insan gözünün karmaşıklığı ve üstünlüğü açıkça görülmektedir. Ayrıca, yapılan çalışmalar sonucunda, renge duyarlı olmayan fotoreseptörlerin bir fotonluk hassasiyetle çalışabildiği ortaya çıkmıştır [13-16].

Göz küreleri, kafatasındaki orbital kavite olarak adlandırılan bir kemik yuvası içinde, bağ dokusu yönünden zengin bir yağ yastığı üzerine yerleşmiştir. Göz küresinin hareketi, üzerine yapışık olan dört adet rektus kası (iç-dış-üst-alt rektuslar) ve iki adet oblik kas (üst ve alt oblikler) olmak üzere toplam 6 adet kas ile sağlanmaktadır. Ortalama hacmi 6,5 cm<sup>3</sup> olan bir göz küresinin ortalama ağırlığının 7,5 gr kadar olduğu bilinmektedir [14,16].

Anatomik yapısı itibarı ile göz, görsel keskinlik, odaklama, uyum, renk duyarlılığı ve görme işlemi gibi birçok fonksiyonu yerine getirmektedir. Bu fonksiyonlardan birinin veya birkaçının yapılamayacak olması görme yeteneğinin azalmasına veya

tamamen görme kaybına yol açabilmektedir. Gelişen görme kaybı ile insanlar, sosyal yaşamdan büyük ölçüde soyutlanmakta ve günlük faaliyetlerinde zorluklarla karşılaşmaktadırlar.

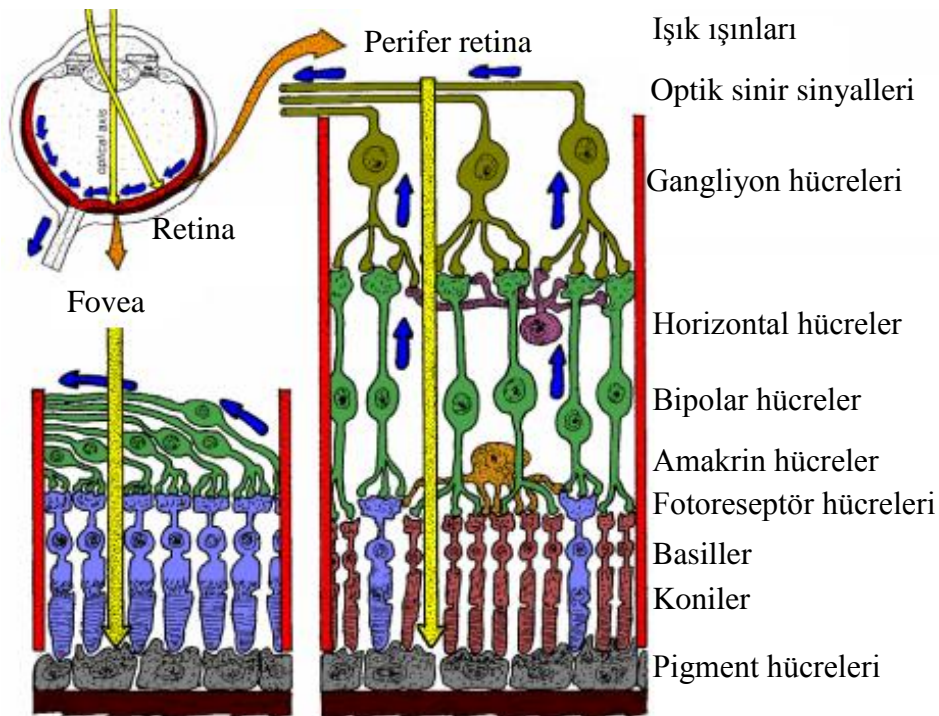
Kısmi görme kayıplarının tedavi edilmesine veya ilerlemesinin durdurulmasına yönelik olarak, gözlükler, kontakt lensler, ilaç enjeksiyonları, cerrahi müdahaleler ve gen tedavisi gibi yöntemler uygulanabilmektedir. Ancak, fotoreseptör kaybına neden olan Tavuk Karası (veya Retinitis Pigmentosa) ve Yaşa Bağlı Makula Bozulması (YBMB) gibi hastalıklar sebebi ile oluşan tamamen görme kaybında günümüzde etkin bir tedavi yöntemi bulunmamaktadır. Bu amaçla ilerleyen teknolojinin yardımı ile görme yeteneğini tekrar sağlamak için kortikal protezler, optik sinir protezleri ve retinal protezler olmak üzere biyomedikal alanında bazı çalışmalar öne sürülmüştür. Özellikle son yıllarda retinal, kortikal ve optik disk protezleri üzerinde daha çok durulmaya başlanmıştır [16,17].

## **2.1. Retina ve Hücre Katmanları**

Retina, sinir sistemine bağlı 0,1-0,3 mm kalınlığında çok katmanlı bir sensör dokusu olup göz küresinin en iç kısmında yer alır ve ışığın elektriksel enerjiye dönüştürülmesinden sorumludur. Retina, bu özelliği ile sayısal kameralardaki şarj-deşlenme aygıtı (CCD) yongasına benzetilebilir. Ancak günümüzün en teknolojik CCD yongaları 12-14 milyon civarı mikrofotodiyota sahipken retina katmanı 110-125 milyon civarı renksiz görme için ve 6,3-6,8 milyon civarı da renkli görme için fotoreseptör hücrelerine sahiptir [15,18]. Fotoreseptör hücreler ışığın elektriksel enerjiye dönüştürülmesi aşamasında görev yaparlar. Daha sonra bu elektriksel enerji bipolar ve amakrin hücreler üzerinden gangliyon hücrelerine iletilir. Gangliyon hücrelerin aksonları optik siniri oluşturmak üzere birleşmişlerdir. Gangliyon hücrelerinde aksiyon potansiyellerine dönüştürülen bu elektriksel sinyaller özel bir kodlama mekanizması ile optik sinire ve görme merkezine ulaştırılır. Kodlanan bu elektriksel darbeler görme merkezinde görüntü olarak algılanır [14,15]. Retina katmanında bulunan temel hücre tipleri ve özellikleri aşağıda alt başlıklar halinde kısaca açıklanmıştır.

### 2.1.1. Fotoreseptör hücreleri

Retinada koni ve basil olmak üzere iki tür fotoreseptör hücre mevcut olup içerdikleri ışığa duyarlı maddeler sayesinde ışık ışınlarına karşı duyarlılık göstermektedirler (Şekil 2.1). Retina, renkli görme ve keskin görmeye önemli rol oynayan yaklaşık 6,3-6,8 milyon koni hücreye sahiptir [13-15,19]. Makula bölgesi konilerin en yoğun olarak bulunduğu bölge olup gün ışığında en iyi şekilde çalışırlar. Basil hücreleri, düşük ışıklı ortamlarda, siyah beyaz ayrımını daha iyi yapmak, şekil ayrıtlarını ve hareket eden nesnelere daha iyi algılamak üzere özelleşmiş hücrelerdir. Retinada yaklaşık olarak 110-125 milyon basil hücresi vardır ve çoğunlukla retinanın periferinde yoğunlaşmaktadırlar. Periferden farklı olarak makula bölgesindeki koni hücreleri daha sivri olup görüntüdeki ayrıtların daha iyi algılanmasını sağlamaktadır. Bu bölgede kan damarları ve diğer hücre katmanları da koni hücrelerinin üzerini örtmeyecek şekilde olup ışık ışınları hiçbir engel ile karşılaşmadan doğrudan bu hücrelere ulaşmaktadır. Ayrıca, koni hücreleri fovea bölgesinde gangliyon hücreleri ile 1:1 oranında kavuşum yapmaktadırlar [12].



Şekil 2.1. Retinanın kesit görüntüsü ve ara hücre tipleri [17]

### 2.1.2. Bipolar hücreler

Bipolar hücreler iç retina hücre sınıfından hücreler olup, fotoreseptör hücrelerden uyarıcı sinyalleri almakta ve bu sinyalleri işleyerek gangliyon hücrelere iletmektedirler. Bipolar hücreler ateşleme yapmayan, sinyalin şiddetine göre kademeli cevap üreten ve lateral inhibisyon özelliği gösteren hücrelerdir [18]. Bu yüzden, hücrel sinyallerin ara kademe işlenmesinden sorumludurlar. Amakrin ve horizontal hücreler de aksona sahip olmayan ara-bipolar işlemciler olarak düşünülebilir. Amakrin hücreler sadece gangliyon hücreler ile etkileşimde bulunurken horizontal hücreler sadece fotoreseptör hücrelerle etkileşim yapmaktadır (Şekil 2.1). Retinada sinyal akışı pozitif ve negatif sinyallerle olmaktadır. Pozitif sinyaller ON –merkezli veriyolu ile taşınırken, negatif sinyaller OFF-merkezli veri yolu ile taşınırlar. Bu sinyal akışını sağlayacak şekilde bipolar hücrelerin de ON-merkez ve OFF-merkez tipinde sinyal üreten türlerinin olduğu bildirilmektedir. Aynı şekilde bazı amakrin hücreler de ON ve OFF-merkez türünde sinyal üretebilmektedirler [20,21].

### 2.1.3. Gangliyon hücreleri

Gangliyon hücrelerinin sayısı koni ve basillerden oldukça azdır. Retina yaklaşık olarak 1,6 milyon gangliyon hücrelerini içermekte ve kabaca oranlandığında 60 basil ve 2 koni hücresi bir gangliyon hücresi ile eşleşmektedir [18]. Gangliyon hücrelerin aksonları birleşerek optik diski meydana getirirler ve kodlanmış aksiyon potansiyelleri optik sinir boyunca beyindeki görme merkezine taşınırlar (Bkz. Şekil 2.1). Diğer açıdan, 125 milyon civarında fotoreseptör hücresi sinyali 1,6 milyon adet gangliyon hücresi aksonundan oluşmuş olan optik sinir ile taşındığına göre reseptör ve gangliyon kavuşumu yaklaşık olarak 100:1 oranındadır. Gangliyon hücrelerin yaklaşık yarısı foveada yer almakta, foveadan periferik retinaya doğru gidildikçe gangliyon hücrelerin reseptif alanları da büyümektedir. Bu nedenle keskin görüş merkezi foveadır. Görme keskinliğinin en fazla olduğu foveada her gangliyon hücresi birkaç fotoreseptöre bağlıken diğer sahalarda bu oran birkaç bindir. Bipolar hücrelerden farklı olarak gangliyon hücrelerin ON-merkez ve OFF-merkez türü

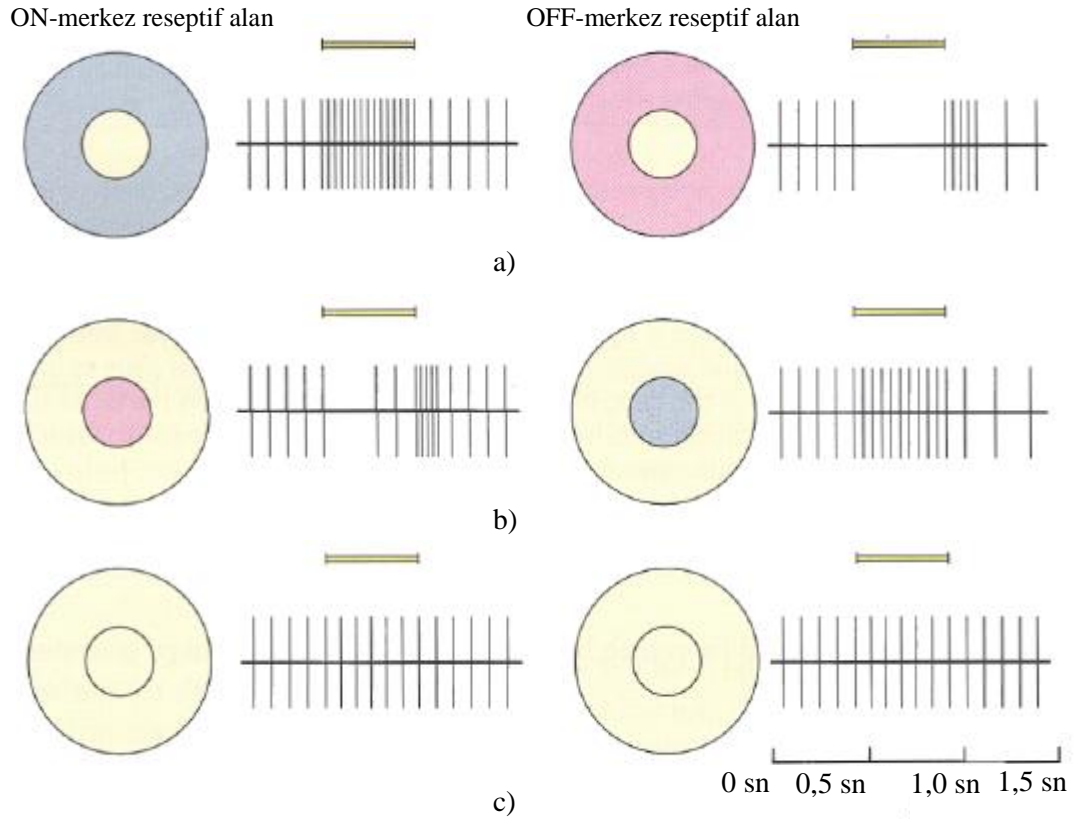
yanında ON/OFF-merkez türünde çalışan türleri de vardır. ON-merkez gangliyon hücreleri sadece ON-merkez bipolar hücreler ile, OFF-merkez gangliyon hücreleri de sadece OFF-merkez bipolar hücreler ile bağlantı yaparken ON/OFF-merkez gangliyon hücreleri hem ON-merkez hem de OFF-merkez tipindeki bipolar hücreler ile bağlantı yapmaktadır [20,21].

Gangliyon hücreleri şekil, boyut ve özelliklerine göre W, X ve Y türü olmak üzere 3 alt gruba ayrılmaktadır [18]. Bu özellikler genel omurgalı retinası için geçerli olup farklı türler için değişiklik gösterebilmektedir.

W tipi gangliyon hücreleri toplam gangliyon popülasyonunun % 40'ını oluşturmakta ve çoğunlukla çubuk türü fotoreseptör hücrelerden sinyal almaktadırlar. Bu gangliyon hücre türünün dendritlerinin geniş bir bağlantı alanına yayılması nedeniyle genellikle geniş bir görsel alanı bulunmaktadır. W tipindeki gangliyon hücrelerinin özellikle yönelimli hareketlere oldukça duyarlı olduğu ve bu hücrelerin sinyal iletim hızlarının yaklaşık olarak 8 m/sn olduğu bilinmektedir [18].

X tipi gangliyon hücreleri tüm gangliyon hücre popülasyonunun yaklaşık % 55'ini oluşturmakta ve en az bir koni hücresi ile etkileşimde buldukları için tüm renkli görme işlemlerinde rol oynamaktadırlar. Genellikle küçük bir reseptif alana sahiptirler ve bu nedenle keskin görmeye işleminde yardımcı olmaktadır. Bu hücrelerin hızının, W tipi gangliyon hücrelere göre daha küçük reseptif alanının bulunması nedeniyle 14 m/sn olduğu belirtilmektedir [18].

Y türündeki gangliyon hücreleri bütün retina gangliyon hücreleri içinde en az sayıdaki hücreler olup tüm gangliyon yüzdesinin sadece 5'ini oluşturmaktadırlar. Bu hücre türü geniş bir reseptif alana sahiptir. Özellikle hareket ve ani ışık değişimlerine daha hızlı yanıt vermektedirler. Bu hücrelerin sinyal iletim hızlarının 50 m/sn olduğu belirtilmiştir [18].



Şekil 2.2. ON-merkezli ve OFF-merkezli gangliyon hücrelerinin değişik ışık uyarımına verdikleri cevaplar a) Merkez aydınlık olması durumu b) Çevre aydınlık olması durumu c) Hem merkez hem de çevrenin eşit miktarda ışık aldığı durum

Gangliyon hücrelerin reseptif alanları, merkez-çevreli bir yapıdan oluşmaktadır. Bu merkez-çevre yapısı merkez sinyallerin doğrudan fotoreseptörlerin bipolar hücrelere yaptığı kavuşum ile oluşması, çevre sinyallerin ise fotoreseptör hücrelerin horizontal hücreler aracılığı ile bipolar hücrelere kavuşum yapması ile oluşmaktadır. ON-merkezli gangliyon hücreleri, en yüksek ateşleme sinyallerini, merkez reseptif alanları daha çok parlak ışığa, çevre reseptif alanları ise daha az ışığa maruz kaldığında üretmektedir. OFF-merkez türündeki gangliyon hücreleri, en yüksek ateşleme sinyallerini merkezi karanlık, çevresi aydınlık olacak şekilde bir ışık uyarana karşı üretmektedirler [22].

Karakteristik ON-merkez ve OFF-merkez gangliyon hücre cevapları Şekil 2.2'de verilmiştir [22].



#### **2.1.4. Makula**

Makula santral görme alanı olup retinanın oldukça merkezinde bulunmaktadır ve retinanın en duyarlı bölgesini oluşturmaktadır. Okuma gibi santral görme gerektiren işlemlerde bu bölge aktif rol oynamaktadır. Makula yaklaşık olarak 6 mm çapında olup 21,5 derecelik görme açısına sahiptir [23]. Makula; fovea ve parafovea olmak üzere iki alt bölge içermektedir. Fovea makulanın merkez bölgesi olup 0,8 mm çapındadır ve 2,75 derecelik görme açısına sahip olması ile en keskin görme alanıdır. Bu bölgede yüksek yoğunlukta koni hücresi bulunmakta ve koni hücreleri ile gangliyon hücreleri arasındaki görsel keskinlik ve uzaysal diskriminasyon oranı yaklaşık olarak 1:1 oranındadır [18,19].

Parafovea, foveayı içeren bir çember gibi olup daha çok basil hücre konsantrasyonu oldukça yüksektir. Genç erişkinlerde makuladaki basillerin konilere oranı 9:1'dir.

#### **2.1.5. Optik Sinir**

Optik sinir, gangliyon hücrelerin aksonlarından ve destek hücrelerinden oluşan özel bir sinir yapısıdır. Optik sinir 1,8 mm'lik bir çapa, 2,7 mm<sup>2</sup>'lik bir kesite ve yaklaşık 5 cm'lik bir uzunluğa sahiptir. Her bir optik sinir, gangliyon hücrelerinin aksonları olan yaklaşık 1 milyon 200 bin adet lif içermektedir. Fotoreseptörlerde elektrokimyasal enerjiye dönüşen ışık enerjisi, gangliyon hücreler sayesinde aksiyon potansiyellerine dönüşmekte ve hücrel ateşleme sinyalleri şeklinde optik sinir aracılığı ile sayısal sinyaller olarak beyindeki görmeden sorumlu merkeze taşınmaktadırlar [12,14,16]. Hücrel ateşleme sinyallerinin, optik sinirde taşınması işlemi büyük bir hassasiyetle gerçekleşmektedir. Bu yönüyle optik sinir içerisinden birçok hat geçen fiber bir kabloya benzetilebilir.

### **2.2. Görme Fizyolojisi**

Görme olayı ile ilgili ilk işlem gözlerde başlamaktadır. Cisimlerden gözümüze yansıyan ışık ışınları öncelikle gözün en dıştaki saydam bir tabakası olan kornea

tabakasına gelmektedir. Korneanın yüksek bir kırıcılık indeksi (1,376) vardır ve bu değer 43 diyoptri ile gözün toplam kırıcı gücünün yaklaşık % 70'ine karşılık gelmektedir. Işık ışınları kırılarak gözbebeğine iletir. Göz merceği tarafından tekrar kırılan bu ışınlar mercek tarafından retinaya doğru odaklanmaktadır. Mercek ile göz küresinin arasında kalan bölge vitreus humor ismindeki saydam jölemsi sıvı bir madde ile doludur. Bu madde hem göz içi basıncın dengede tutulmasına hem de ışık ışınlarının saçılmadan odaklanarak retina katmanına ulaşmasını sağlamaktadır. Işık ışınları retinanın yüzeyinden girerek, gangliyon hücrelerden fotoreseptörlere ve pigment epitel hücrelerine kadar ulaşır. Işık ışınlarının bu şekilde retinayı geçebilmesi, retinanın çok şeffaf bir yapıda olmasındandır. Pigment epiteli, retinanın en alt katmanını oluşturan, ışık fotonlarının bütünüyle soğurulmasını ve göz küresi içinde yansımaz karanlık bir ortam oluşmasını sağlamaktadır. Pigment epiteli sürekli yenilenen ışığa duyarlı pigment maddeler ile doludur. Benzer şekilde koni ve çubuk fotoreseptörleri, ana maddeleri retinal ve opsin olan sırayla iodopsin ve rodopsin pigmentlerine sahiptirler. Işık ışınları ile ayrışan bu kimyasallar sayesinde, hücre zarı üzerinde elektriksel bir değişim (fototransdüksiyon) oluşmaktadır. Diğer hücrelerin hepsi bu elektriksel aktiviteye yardım etmekle görevlidir. Böylece ışınlar retinadaki hücre katmanları ile elektrik enerjisine çevrilmekte, ardından optik sinir aracılığıyla beynin arkasında yer alan görsel kortekse iletilmektedir. Kısa süreli birçok hücresel işlemin ardından bu kodlanmış sinirsel faaliyetlerin kodu çözülmekte ve görüntü olarak algılanmaktadır. Bu işlemin 100-150 ms kadar kısa bir sürede gerçekleştiği varsayılmaktadır [12-15]. Işık retinaya geldiği sürece, ışığın fotoreseptörlerde elektro-kimyasal enerjiye dönüşmesi işlemi sürekli bir döngü olarak devam etmektedir. Fotoreseptör hücreleri ışığa duyarlı tek hücre grubu olup, diğer hücreler (amakrin, bipolar ve horizontal hücreler) görsel bilginin ayrıştırılması, detaylandırılması, hareket yönünün belirlenmesi, ayrıtların seçilmesi gibi iyileştirme işlemlerine yardımcı olmaktadır. Böylece görme merkezine gelmeden önce de birtakım sinyal işleme fonksiyonları retinada gerçekleştirilmektedir. Oldukça karmaşık olan görme işleminin başlayabilmesi için öncelikle ışığın fotoreseptörler yardımıyla elektro-kimyasal enerjiye dönüştürülmesi gerektiği açıktır [16]. Reseptörlere hasar veren retina hastalıkları neticesinde ışığın elektriksel enerjiye dönüşümü gerçekleşmemekte ve görme kaybı ortaya çıkmaktadır.

Fizyolojik detayının yanında görme kavramı; kontrast algılama, görme keskinliği, renkli görme, görme alanı, adaptasyon, derinlik algılama gibi birçok nicel ve nitel özelliklere sahip karmaşık bir olgudur. Görme fonksiyonu ile ilgili tüm bu özelliklerin belirlenmiş fizyolojik aralıkları bulunmaktadır ve normal görme fonksiyonu seviyesi için bu parametrelerin bu fizyolojik aralıklar içerisinde olması gerekmektedir. Özellikle görme alanı parametresi, retinanın perifer yapısının işlerliğini belirtmekte ve açı olarak değerlendirilen bu parametrenin 10 derecenin altında olmasının görme özürü olarak kabul edildiği bildirilmektedir.

### 3. GÖRSEL PROTEZ SİSTEMLERİ

Bu kısımda görsel protez sistemlerinin temel yapısından bahsedilmiş ve uygulamanın çeşidine göre farklı görsel protez yaklaşımlarına yer verilerek alt başlıklar halinde açıklanmıştır.

Elektronik görsel protezler, tamamen görme engelli kişilerde, sağlam kalan görme sinir hücrelerini elektriksel olarak uyarmak suretiyle görme yeteneğini tekrar kazandırmayı hedefleyen ve hızla gelişmekte olan sistemlerdir. Gönüllüler üzerinde yapılan bazı testlerde, görsel veri yolunun hasar görmemiş kısımlarının uygun elektriksel darbelerle uyartılması sonucu “fosfen” (phosphene) olarak adlandırılan genellikle yuvarlak şekilli ışık noktalarının algılandığı görülmüştür [24-26].

Çoğu uluslararası araştırma grupları, görme engelli kişiler için potansiyel bazı görme fonksiyonlarının yeniden kazandırılmasını sağlayacak olan yapay görme sistemlerinin (ya da diğer adıyla biyonomik göz) geliştirilmesi üzerine çalışmaktadır. Araştırma gruplarının yaklaşımları birbirinden farklı olsa da bu sistemlerdeki ortak işlem görsel sahnenin görme sinirlerini uyartacak elektriksel uyarımlara dönüştürülmesinin sağlanmasıdır. Bu elektriksel uyarımların görme sinirlerine erişen bir yol üzerine yerleştirilen elektrotlara gönderilmesi ile görüntü algısının oluşması hedeflenmektedir.

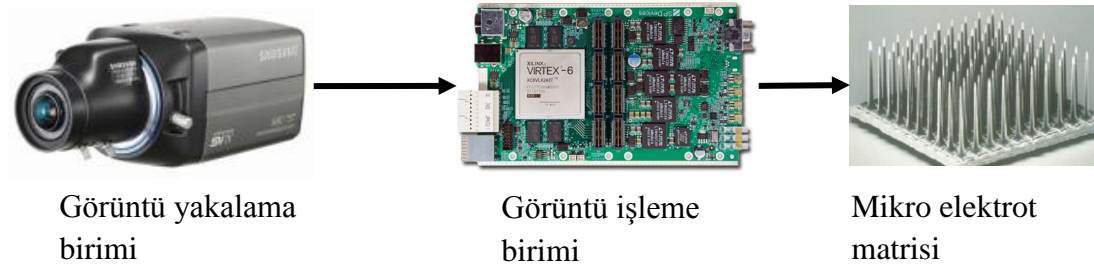
İnsanlar üzerinde yapılan az sayıdaki görsel protez denemeleri ile görüntü kalitesini etkileyen faktörler üzerine bir takım fikirler edinilebilmiştir. Algılanan görüntü kalitesi implantta kullanılan elektrot sayısına bağlı olup yüksek sayıda elektrot daha yüksek bir uzaysal görüntü çözünürlüğü sunmaktadır. Günümüzde halen yüksek elektrot çözünürlüğüne sahip sistemlerin üretilmesinde teknolojik kısıtlamalar bulunmaktadır. Bu durum da bu kısıtlı sayıdaki elektrot sistemi için görsel olarak en anlamlı ve en fazla bilgi transferini gerçekleştirecek görüntü işleme algoritmalarının geliştirilmesi önem kazanmaktadır.

Halen gelişme aşamasında olan görsel protez sistemlerine genel bir bakış sağlamak

için sonraki kısımda dünya çapındaki görsel protez çalışmaları ana hatları ile kısaca özetlenmiştir.

### 3.1. Literatürdeki Görsel Protez Araştırmaları

Görsel protezler ile ilgili tarihsel ve günümüzdeki gelişimleri içeren kapsamlı literatür araştırmaları Mario ve ark. [27], Warren ve Normann [28], Margalit ve ark. [29], Suaning ve ark. [30] ve Galletti ve ark. [31] tarafından yapılmıştır. Tüm görsel protezlerin temelinde görsel sahneleri kaydetmeye yarayan ve bu kaydedilen görüntüleri gerçek zamanlı olarak işlenmek üzere üst aşamalara gönderen görüntü alma sensörü (kamera veya özel bir görü yongası) bulunmaktadır (Şekil 3.1). Kamera ile alınan görüntü implant elektrodu ile uyumlu olacak şekilde, görüntü işleme birimi tarafından işlenmekte ve implant kullanıcıya elektriksel uyarım darbeleri olarak gönderilmektedir.

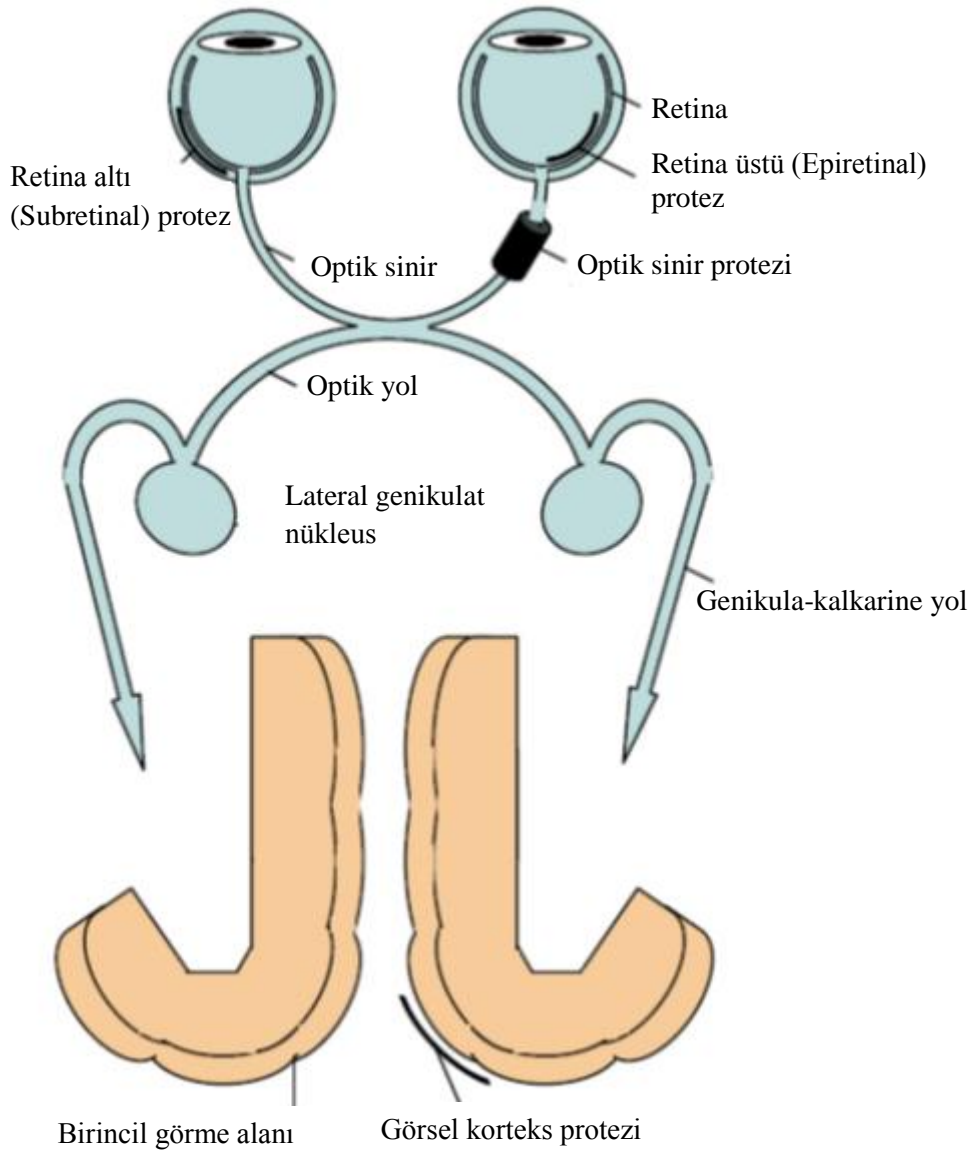


Şekil 3.1. Görsel protez sisteminin temel bileşenleri

Bu uyarım sırasında hastaların görsel alanlarında küçük ışık noktaları (fosfen) algıladıkları bildirilmiştir. Mükemmel bir görme kalitesi oluşturulmasa da görsel protezler görme engelli kişilere, dolaşma, nesne tanıma, okuma gibi önemli günlük işlerini yardım gerektirmeden yapabilecekleri yararlı görmeyi sağlamayı hedeflemektedir.

Görsel protez çalışmaları implantın yerleştirilme konumuna, dolayısıyla elektriksel uyarımların uygulandığı bölgeye göre üç kategoriye ayrılabilir (Şekil 3.2):

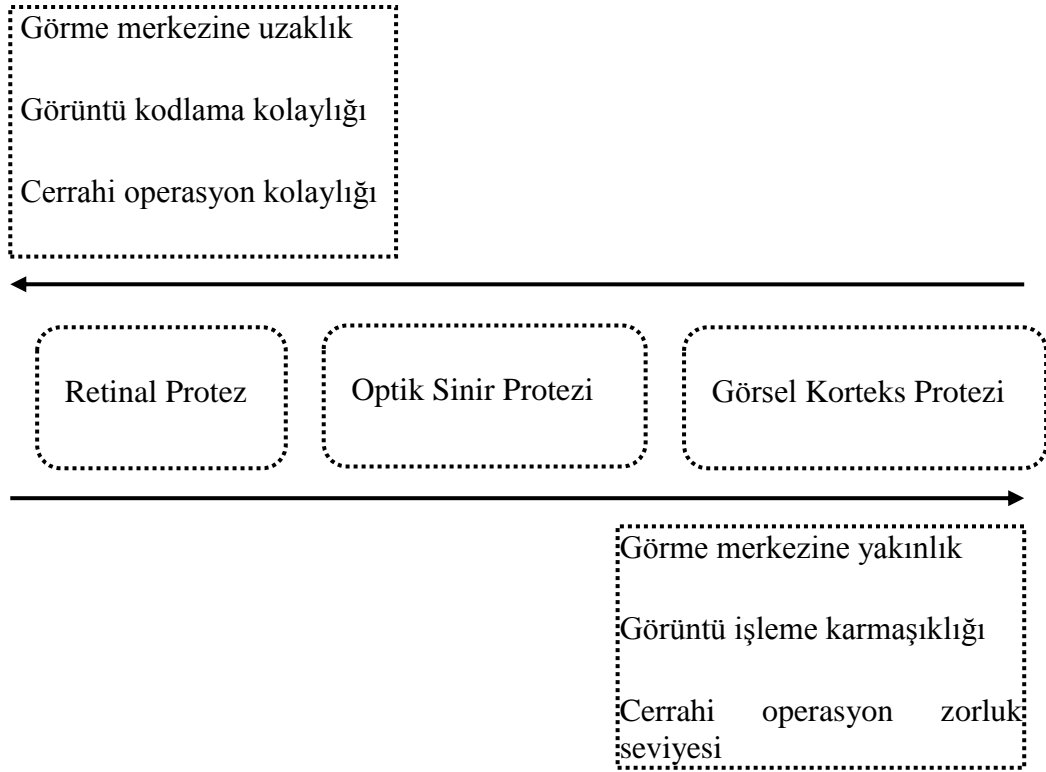
- Retina Protezi
- Optik Sinir Protezi
- Görsel Korteks Protezi



Şekil 3.2. Görsel protezler ve görme sisteminde uyarımı hedef aldıkları kısımlar [27]

Her kategorinin de kendine özgü avantaj ve dezavantajları vardır (Şekil 3.3). Retinadan kortekse doğru gidildiğinde, görme merkezine yakınlık, görüntü işleme karmaşıklığı ve cerrahi operasyonun zorluk seviyesi artmaktadır. Korteksten retinaya

doğru gelindiğinde ise; görme merkezine uzaklık, görüntü kodlama ve operasyon kolaylığı artmaktadır.



şekil 3.3. Görsel protez yaklaşımlarının birbirine göre avantaj ve dezavantajları

Retinayı veya optik siniri uyarmayı hedefleyen diğer iki implant sistemi bu noktalardan beyne kadar uzanan görme yolunun sağlam olmasını gerektirdiğinden görsel korteks implantından büyük ölçüde fayda sağlanması daha muhtemel gibi görünmektedir. Bununla birlikte diğer sistemlere göre cerrahi riskler ve zorluklar bu protez sisteminde daha yüksektir. Ayrıca, görsel sinyallerin beyne gelirken geçirdiği kodlama işlemleri de oldukça karmaşık olduğundan bu protez sistemi için geliştirilmesi gereken yapay görme yazılımı da oldukça karmaşık olacaktır.

Bu üç çeşit görsel protez sistemi ile ilgili olarak çalışmalar farklı gruplar halinde yürütüldüğü için, her biri ile ilgili çalışmalar aşağıda ayrı başlıklar altında verilmiştir.

### 3.1.1. Retina protezleri

Retina protezleri için yürütülen büyük ölçekli bir çalışmada, gönüllü hastalara kalıcı retina protezleri yerleştirilmiş ve FDA izni ile doku uyumluluk fizibilitesi araştırılmıştır. Bu protezler fotosensör ve elektrotları içeren ve harici lazer ışınları ile enerjilendirilen ince silikon mikroçipleri içermektedir. Fotosensör devreleri ışık ışınlarını toplamakta ve elektriksel uyarım darbelerine dönüştürmektedir. Bu darbeler retinadaki gangliyon hücrelerin uyarımında kullanılmaktadır [32].

İki araştırma grubu tarafından birlikte yürütülen retina implant projesinde geliştirilen protez sistemi, güç kaynağı, lazer ışın kaynağı ve minyatür kamera kullanılmaktadır. Kameradan elde edilen veriler, lazer ışınını modüle etmek için kullanılmakta ve implant elektroduna aktarılmaktadır. Bu prototipte sinyal ve güç aktarımı gözlük üzerine yerleştirilen özel donanım ile sağlanmaktadır [33].

Diğer bir çalışmada retina tabakasının altına yerleştirilen mikrofotodiyotlar kullanılmaktadır [34,35]. Mikrofotodiyotlar ışık enerjisini doğrudan elektrik enerjisine çevirip gangliyon hücrelerin altındaki postsinaptik hücreleri uyarmaktadır. EPI-RET protezinde ise retina yüzeyine yerleştirilen mikrokontakt dizi ile gangliyon hücreler uyartılmaktadır.

Biyohibrid tabanlı çalışmalar da bu alanda uygulanmış ve retina implantı için biyohibrid tabanlı bir protez geliştirilmesi hedeflenmiştir [36]. Bu çalışmada biyolojik ve yapay bileşenler implant sisteminde bir arada kullanılmaktadır. Bu araştırma kültür ortamında üretilen sinir hücreleri ile fotoelektrik aygıtların kombine kullanımını hedeflemektedir. Bu proje de retina hücrelerinin doğrudan uyarılması mantığına dayandığı için diğer projelere benzemektedir.

Diğer çalışmalardan yapı itibari ile farklı olarak, yapay silikon retina tabanlı yürütülen projede geliştirilen implant sistemi sadece ışık ile çalışmakta ve harici batarya ile kabloların kullanımını gerektirmemektedir. Yapay silikon retina, retina altına yerleştirilmekte ve işlevini yitiren fotoalıcı hücre katmanının yerini



tutmaktadır. Bu projede görüntü yakalama aygıtı kullanılmadığı ve yapay silikon retina kendisi doğrudan ışık ışınlarını elektriksel uyarımlara çevirdiğinden, görsel algıyı artırmak için görüntü işleme ve kodlama birimi gerekli değildir [37].

Subretinal implantlara yönelik olarak; literatürde CMOS tabanlı minimum güç harcayan yeni bir çip tasarımı [38,39], yine subretinal sistemler için tasarlanan 1500 mikro-fotodiyotlu sistem ve oluşturacağı algının simülasyonuna yönelik çalışmalara [40] ve ASIC tabanlı geliştirilen kablosuz subretinal uyartım mimarisine dayalı [41] çalışmalar bulunmaktadır.

Epiretinal implantlar ile ilgili olarak ise tamamen göz çukuruna yerleştirilebilen bir retina implant prototipi olan EPI-RET ve Boston retina implant projeleri ve klinik testlerine ilişkin çalışmalar [42,43,44] (bu çalışma sonucunda bir kısım hastada görsel algının sağlandığı diğerlerinde ise uyartım eşik değerinin oldukça düşürüldüğü belirtilmiştir), CMOS tabanlı farklı elektrot ve uyartım şekillerine sahip epiretinal çip tasarımları [45,46], 60 elektrotlu Argus II retina implant sistemi [47], retina hücrelerine daha yakın ulaşım sağlaması hedeflenen uniform, konveks ve konkav ok-uçlu mikro-elektrot matrisi tasarımı [48], kablosuz veri aktarımına yönelik mikro-şerit anten tasarımı [49] gibi çalışmalar bulunmaktadır. Ayrıca, bu yaklaşımlara göre farklılık arz eden, göz içerisine yerleştirilen foto-alıcı, sinyal işleme ve uyartım devresinden oluşan 3 katmanlı çip tasarımı [50], ince film transistörler ile tasarlanan ve kablosuz enerjilendirilebilen yapay retina modeli [51] ve ganglion hücrelerinin optik olarak uyartılmasını amaçlayan mikro-led sistemi tasarımı [52,53] gibi yaklaşımlar da bulunmaktadır.

Özellikle, Argus II epiretinal implant sistemi projesi kapsamında 60 elektrotlu bir sistemi kullanan 21 gönüllü implant kullanıcısı ile yapılan klinik testlerin sonuçları da literatürde yer almaktadır. Testlerde yüksek kontrastlı test ortamlarında “çizgi izleme”, “yön bulma”, “nesne görme” ve “hareket yönü algılama” gibi temel aktiviteler yer almaktadır [47]. Bu sonuçlar, retina implant sistemlerinin görsel restorasyon anlamında gelecek için ümit verici gelişmelere açık olduğunu göstermektedir.

### 3.1.2. Optik sinir protezleri

Literatürde optik sinir protezleri ile ilgili çalışmalara daha az rastlanmaktadır. Bu protez türü, spiral kelepçe şeklindeki bir elektrot dizisinin optik sinir üzerine dolanması ve optik sinirin çeşitli bölgelerinin uyarımının sağlanması prensibine dayanmaktadır [26]. Gönüllüler üzerinde yapılan testlerde, bu sistemin de görsel alanda fosfen türünde ışık algısı oluşturduğu gözlenmiştir. Bu implant türü de optik sinirin sağlam olmasını gerektirmektedir. Ancak, gangliyon hücrelerinin de sağlıklı olmadığı durumlarda uygulanabilir olması avantajına sahiptir.

Optik sinir tabanlı uyarım için yürütülen diğer bir çalışmada geliştirilen görsel protezde, sistemin temel parçalarını kamera, güçlü bir ARM işlemci ve radyo dalgaları ile iletişim kurulan implant elektronik sistemi oluşturmaktadır [54]. Kablosuz iletişim sayesinde deri altından kablo geçirilmesi işlemine gerek kalmamaktadır. Prototipin elektrot sayısı  $10 \times 10$  olup optik sinir üzerindeki 100 farklı bölgeyi uyartabilecek özelliktedir.

### 3.1.3. Görsel korteks protezleri

Görsel korteks protezleri için yürütülen çalışmalar da retina protezlerine göre oldukça azdır. Bu protez sisteminde kablosuz olarak deri altına yerleştirilen 64 elektrotluk implant görsel korteksi uyarmak üzere kullanılmıştır [55]. Bu sayede hastanın yaklaşık 150 cm mesafeden 6 cm büyüklüğündeki yazıları okuyabildiği rapor edilmiştir. Bu ise yaklaşık % 5 görme hassasiyeti anlamına gelmektedir. Elde edilen görüntünün tünel benzeri (orta kısım net, kenarlar oldukça bulanık) bir görüntü olmasına rağmen hasta alışık olmadığı ortamlarda çarpmadan hareket edebilmiştir.

Görsel korteksin elektriksel uyarımı ile oluşan fosfen türleri retinanın uyarımı sonucu oluşan fosfenlerden yapı ve boyut olarak farklı olabilir. Bunu araştırmak için bazı araştırmacılar, görsel kortekse yerleştirdikleri elektrotların uyarılması sonucu oluşan fosfen karakteristiklerini ve uyarım parametrelerini kayıt altına almışlardır

[56]. Benzer şekilde, deney hayvanları kullanılmak suretiyle, görme merkezinin elektriksel olarak uyarılması ve beynin diğer kısımlarından kayıt alınması ile elektriksel uyartım etkilerinin araştırılması şeklinde deneyler yapılmıştır [57].

Görsel korteksi uyarmayı hedefleyen protezlerde genellikle yüzey elektrotları kullanılmakta, bu yüzden yüksek uyartım akımları gerekmektedir. Bu duruma bir çözüm getirmek amacıyla tasarlanan bir kortikal protez, yüzey elektrodu yerine iğne türü elektrot kullanmaktadır. Bu sayede görsel hücrelere daha yakın ulaşım sağlanmakta ve daha düşük elektriksel akımla uyartım mümkün olmaktadır [58].

### **3.2. Görsel Protezler için Geliştirilen Görüntü İşleme Algoritmaları**

Bu kısımda görsel protez çalışmaları için geliştirilen görüntü işleme amaçlı donanım tabanlı ve yazılım tabanlı çalışmalar ana hatlarıyla anlatılmıştır. Literatür çalışmaları incelendiğinde bu çalışmaların aşağıdaki gibi 4 grupta yoğunlaştığı görülebilir. Bunlar:

- Görme yongası geliştirme çalışmaları
- Kamera tabanlı sistemler
- Reseptif alan ve yapay retina modeli geliştirme çalışmaları
- Diğer kapsamdaki çalışmalar

#### **3.2.1. Görme yongası geliştirme çalışmaları**

İki üniversitedeki araştırmacıların ortak olarak yürüttükleri çalışmalar kapsamında, özel olarak ürettikleri portatif protez prototipinde kullanılmak üzere özel bir CMOS görüntü yongası üretilmiştir [59]. Bu protez sisteminde elektrot dizisinde altıgen yerleşimi tercih ettikleri için elektrotlar arasında daha iyi ayırım yapıldığı varsayılmıştır. Görsel yonga ile alınan görüntüler işlendikten sonra görüntü kalitesini de iyileştirmek için değişik çap ve parlaklıkta fosfenler oluşturmak üzere bu elektrotlar uyartılmaktadır.

Diğer yandan, Japon araştırmacılar geliştirdikleri yapay retina yongasında paralel sensör dizileri ve analog devreler kullanmışlardır [60]. Bu 100 piksellik sensör dizisinin uzaysal potansiyel dağılımı Laplas işleci uygulanmış Gauss dağılımına benzeyen bir reseptif alan özelliği göstermektedir. Ayrıca görsel derinlik bilgisinin de bu görme yongasında kullanıldığı bildirilmiştir [61]. Diğer bir yapay retina yongası tasarımı, paralel işlem yapabilen 12mm×12mm boyutlarında ve 256×256 çözünürlükte Kyuma ve ark. tarafından yapılmıştır [62]. Bu yonga temel olarak görüntü yakalama, ayırıt saptama, görüntü yumuşatma, örüntü eşleştirme ve görüntü sıkıştırma/tanıma gibi işlemleri gerçek zamanlı olarak yapabilmektedir. Ancak uygulama alanı olarak daha çok otomotiv ve çoklu ortam uygulamaları düşünölmüştür.

### 3.2.2. Kamera tabanlı sistemler

Yüksek performanslı bir sistem oluşturmak için yapılan bir çalışmada, retinal protezlere yönelik olarak FPGA ve EPLD tabanlı bir işlemci donanımı geliştirilmiştir [63]. Görüntü alma birimi olarak harici kameranın kullanıldığı bu donanım, tek bir işlemcinin yapamayacağı yüksek seviyede paralel işlem yapabilme özelliğine sahiptir. Bu sayede görüntünün biyolojik retinadakine benzer olarak eşzamanlı bir şekilde işlenmesi mümkün olmaktadır. Prototip sistem kemer üzerinde veya gömlek cebinde taşınabilecek boyutta geliştirilmiştir.

Humayun ve ark., protezler için geliştirilecek görüntü işleme algoritmalarında, özellikle elektrot matrisinin çözünürlük ve dinamik aralığına uygunluk sağlanmasının önemini vurgulamışlardır [64]. Retina ve korteks açısından karşılaştırıldığında, korteks için geliştirilecek algoritmaların retinal protez için geliştirilecek algoritmalara göre daha güçlü ve daha çok denenebilir olması gerekmektedir. Çünkü görsel bilgi kortekse ulaşıncaya kadar birçok dönüşüm işleminden geçmektedir.

Bölge genişletmeye dayalı bölütleme algoritması ile çözünürlük azaltma algoritmasının düşük güçlü VLSI donanımı ile uygulanması prensibi ile optik sinir

uyarım çalışması da farklı bir yaklaşım olarak ortaya çıkmaktadır [65]. Bu algorithmada araştırmacılar görüntüdeki temel niteliklerin çıkarımına dayalı bir algoritma önermişlerdir. Algoritma yalnızca görüntülerdeki parlaklık bilgisine dayalı olarak geliştirilmiş opsiyonel olarak hastaya bölütleme seviyesini kontrol edebilme seçeneği (ayarlanabilir eşikleme değerleri ile) sunulmuştur. Ancak zamanla değişen görüntülerde istenmeyen bölütleme hatalarına rastlanmıştır.

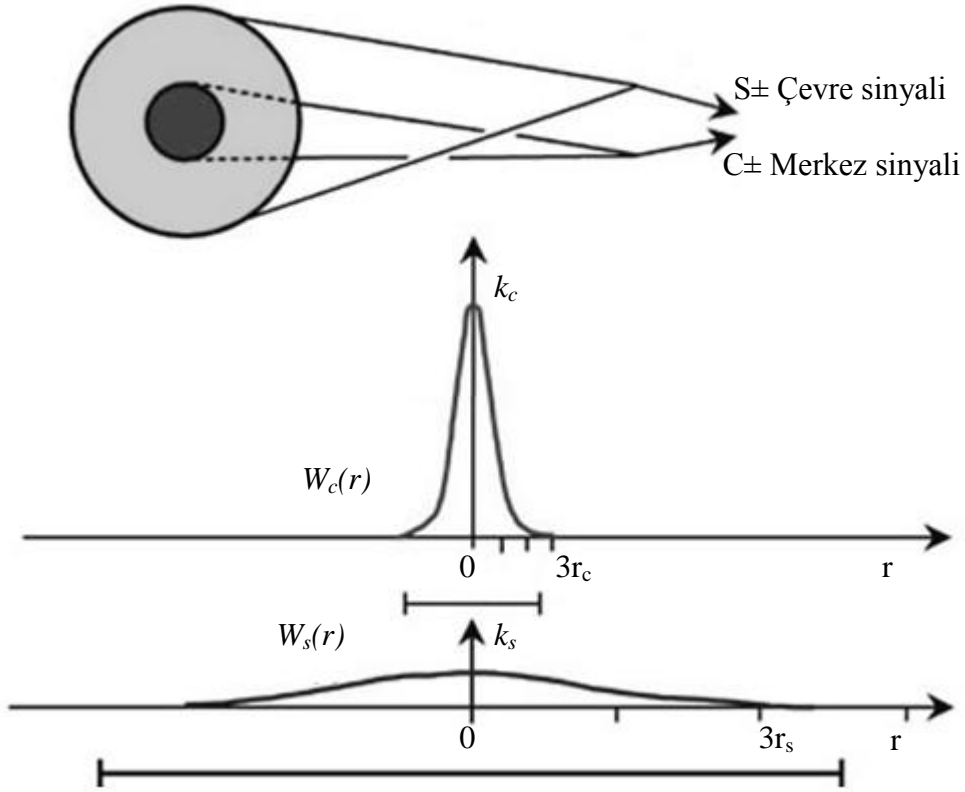
Bir diğer prototip, kortikal elektrot dizisi ve harici görüntü işleme ve veri aktarma birimi üzerine yapılan çalışmalarını içermektedir [66]. Geliştirilen prototip çeşitli uyarım algoritmalarının test edilmesini mümkün kılmıştır. Görüntü işleme perspektifinde, 336×244 piksel çözünürlüklü sensör dizisi ile alınan görüntü 25×25 piksellik bir boyuta indirgenerek histogram eşitleme işleminden geçirilmiştir.

Çoğu alanda kullanılan yapay sinir ağlarının yapay retina geliştirmeye yönelik uyarılması da bulunmaktadır [67]. Doğrusal olmayan hücresel ağ yapısı (CNN) kullanılarak geliştirilen bu yapay retinal kamera, CCD tabanlı bir sensörü kullanmaktadır. Araştırmacılar bu sistemi, retinanın çeşitli uyarılar karşısındaki aktivitelerini tahmin etmek amacı ile kullanmışlardır. Sistem batarya ile çalıştırılmakta ve bazı görüntü işleme algoritmalarını yürütebilmektedir.

### **3.2.3. Reseptif alan modeli ve yapay retina modeli geliştirme çalışmaları**

Retinal protez geliştirmekte olan Alman araştırmacılar omurgalı retinasındaki gangliyon hücrelerin işlevini kısmen gerçekleştirebilen olarak reseptif alan modelini geliştirmişlerdir [35]. Bu model, her ne kadar biyolojik sistemdekine göre oldukça ilkel kalsa da, her biri bağımsız olarak ayarlanabilir uzaysal-zamansal reseptif alan filtrelerinden oluşmaktadır. Kamera görüntüleri hem uzaysal hem de zamansal frekansları ayarlanabilen bu filtre setinden geçirilmektedir. Reseptif alan modeli genellikle merkez-çevreli bir yapı ile oluşturulduğundan sinyal akışı merkez ve çevre için iki farklı yol izlemektedir. Bu yollardan iletilen piksel değerleri 2 boyutlu Gauss profiline sahip filtre ile skaler çarpıma tabi tutulmaktadır. Merkez ve çevre sinyalleri bu şekilde oluşturulduktan sonra farkları alınarak alçak geçiren filtreden geçirilerek

reseptif alan çıktısı elde edilir. Bu yaklaşım ‘‘Gauss Farkları’’ (Difference of Gaussians-DOG) filtreleme olarak adlandırılmaktadır (Şekil 3.4). Genellikle merkez ve çevre sinyalleri arasında kısa bir gecikme (birkaç milisaniye) olduğu varsayılır. Farklı kazanç değerlerinin merkez ve çevre bileşenlerine atanması ile filtrenin istenilen aralıklarda çıktı üretmesi için kalibrasyon işlemi yapılır. Şekil 3.4’te  $W_c$  ve  $W_s$  sıra ile merkez ve çevre sinyaller için seçilen kazanç değerleridir. Bu modelde ON-merkez ve OFF-merkez gangliyon yapıları modellenmiştir [68]. Hastalardan alınan geribildirimlerle model üzerinde çeşitli uyarlamalar yapılmıştır [35].



Şekil 3.4. DOG filtre tabanlı reseptif alan modeli [68]

DOG filtre tabanlı reseptif alan modelinin donanımsal prototipi, yüksek dinamik aralığa sahip CMOS tabanlı görüntü yongası kullanılarak gerçekleştirilmiştir [69]. Prototipte hem altıgen  $128 \times 128$  piksel sensör hem de karesel  $400 \times 300$  piksel sensör bulunmaktadır. Bilinen CCD aygıtlardan üstün olarak sinyal işleme safhası yonga üzerinde gerçekleştirilmekte harici tampon bellek kullanımına gerek kalmamaktadır.

Sinyal işlemcisi, ON ve OFF merkezli çıktılar üretmek üzere programlanmıştır. Prototipte harici güç ve veri aktarmak için telemetri sistemi gözlük üzerine yerleştirilmiştir.

Benzer bir donanım geliştirme çalışması İsviçreli araştırma grubu tarafından yapılmıştır. Retina altına yerleştirilmek üzere tasarlanan CMOS yapay retina yongası gangliyon hücre çıktılarını taklit edebilmekte ve hücresel uyartım için bipolar darbeler kullanmaktadır [70].

Literatürde kısmen veya tamamen retina modellemeyi amaçlayan görüntü işleme yöntemlerine dayalı çalışmalar da mevcuttur. DOG filtre yaklaşımı ve uzaysal zamansal filtrelerin kullanıldığı bir çalışmada hücre ateşleme aşamasında topla-ateşle (integrate-fire) yaklaşımı kullanılmıştır [71]. Subretinal yaklaşıma yönelik geliştirilen bir çalışmada ise DOG filtre yanında yüksek çözünürlüklü sistemlere yönelik göz takibinin de düşünüldüğü bir sistem tasarımı yapılmıştır [72]. Retina simülasyonu için oluşturulan uzaysal-zamansal filtrelemeyi içeren bir modelde ise, DOG filtre yanında üstel filtreler de zaman sabitlerini dikkate almak üzere oluşturulmuştur [5]. Farklı filtreleme yaklaşımları olarak görüntüdeki RGB değerlerinin DOG filtreden, parlaklık değerlerinin ise Laplas işleçli Gauss dağılımı (LOG-Laplacian of Gaussian) filtresinden geçirildiği ve sonra bu iki çıktının birleştirilerek elektrot aktivasyon matrisinin oluşturulduğu görülmüştür [4]. Bu çalışmalardan farklı olarak nöronlar arası etkileşimin sadece DOG filtre ile modellenemeyeceğini öne süren bir çalışmada, uzaysal-zamansal filtre olarak “disinhibition” yaklaşımı ve yapay sinir ağları kullanılmıştır [7]. Dalgacık dönüşümü ve ayırıt saptama algoritmaları, özellikle bipolar ve amakrin hücrelerinin cevaplarını modellemek için kullanılmıştır [73].

Nitelik çıkarımına dayalı görüntü işleme yöntemleri ile yapay sinir ağını içeren bir çalışmada, bir veritabanı oluşturularak hastalardan alınan bildirimler doğrultusunda oluşturulan uyartım desenlerinin optimize edilmesi önerilmiştir [74]. Ayrıca, literatürde görüntü işleme yaklaşımları kullanılarak retina modelinin geliştirilmesi ile ilgili basit yaklaşımlar mevcuttur [75-77].

Görüntü işleme tabanlı yaklaşımlar dışında, teorik modellerin oluşturulmasına yönelik çalışmalar da bulunmaktadır. Retina hücrelerinin fark alıcı sensörler olarak modellendiği [78], retina kesitinin incelenmesi ile elektriksel uyartım sonucu gangliyon hücrelerinin aktivasyonuna yönelik simülasyonu [79], fosfen büyüklüğü ile elektriksel şarj yükü arasındaki ilişkilerin modellenmesini [80], fotoreseptör katmanının fizyolojik verilere göre 8 halka halinde modellenmesini [81] ve retina üzerine değişik örnekleme yaklaşımlarını içeren çalışmalar [82,83] bunlara örnek olarak verilebilir. Ayrıca, koklear implant sistemlerinde önerilen sanal kanalların kullanımı ile elektrot etkileşimlerinin görsel algıyı iyileştirdiğine yönelik teorik bir çalışma da mevcuttur [84].

Retina işlevini modellemek ve model çıktılarını doğrulamak için klinik deneylerin yapıldığı çalışmalar da bulunmaktadır. Özellikle, gangliyon hücrelerinin çalışma mekanizması üzerine yapılan çalışmalar bunlar arasındadır. Gangliyon hücrelerinin kontrast adaptasyonu sırasında ürettikleri elektriksel aktivasyonun entropiye dayalı kestirimi [85], çok elektrotlu kayıt tekniği ile ON-merkez ve OFF-merkez tipi gangliyon hücrelerinin yanıtlarının Bayesian kod çözme yöntemi ile modellenmesi [86], doğrusal olmayan gangliyon cevaplarının toplamı ile gangliyon hücre modeli oluşturulabileceğini öneren çalışma [87] ile ON- merkez ve OFF- merkez tipi hücre yanıtlarının uzun süreli analizi ile ON tipi yanıtların OFF tipi yanıtlardan daha senkron şekilde oluştuğunu öne süren [88-90] deneysel çalışmalar mevcuttur. Bir diğer teorik-deneysel çalışmada, ayarlanabilir retina kodlayıcı modeline göre uzaysal-zamansal filtre yaklaşımı ile hastalar üzerinde gerçek zamanlı denemeler yapılmak suretiyle modeldeki filtre parametrelerinin iyileştirilmesi önerilmiştir [10].

Optik sinir implantının elektriksel uyartımı ile görüntü tanıma deneylerinde, fosfen sayısının artması ile daha yüksek performans elde edildiği bildirilmiştir [91]. Retinadaki adaptif kontrast fonksiyonu ile DOG filtreleme yaklaşımının kullanıldığı ve fosfen olarak simüle edilen yüz tanıma performansının değerlendirildiği bir çalışmada ise kontrast değerinin adaptif ayarlanmasının daha faydalı olacağı vurgulanmıştır [92].



### 3.2.4. Diğer kapsamdaki çalışmalar

Bazı araştırma grupları, mikroçip mimarisi geliştirme, uyartım devreleri tasarımı, kablosuz veri iletimi, mikroşerit anten tasarımı, biyo-uyumlu yeni elektrot tasarımları gibi araştırmalar üzerinde yoğunlaşmıştır. Diğer gruplar ise daha çok retina fizyolojisinin modellenmesine yönelik hücre davranışlarının çeşitli görsel ve elektriksel uyartımlara verdiği yanıtları gözlemlemek ve retina ile görsel korteksin çalışma mekanizmasını biraz daha aydınlatmaya yönelik biyolojik deneylerin ve klinik çalışmaların yapılması üzerine odaklanmıştır. Tüm bu çalışmaların ortak hedefi görsel restorasyonu sağlayabilecek bir görsel protez ürününü ortaya çıkarmaktır.

Bu konudaki simülasyon çalışmaları, görsel protez çıktılarının düşük çözünürlüklü görüntüler olarak simüle edilerek, çözünürlüğün görsel algıya etkisini araştırmaya yönelik araştırmaları [93], fosfen türü siyah-beyaz görüntüler ile yüz tanıma performanslarının ölçülmesini [94], elektrot çözünürlüğünün görüntü örnekleme üzerine oluşturacağı algının incelenmesini [95], resim türü uyartımlarla kelime okuma ve anlama kabiliyetlerinin ölçülmesini [96,97], stereo yaklaşımlar ile görsel algı kalitesinin artırılmasına yönelik çalışmalar [98] gibi performans ölçümüne yönelik temel çalışmaları içermektedir. Bu temel çalışmaların yanı sıra, simülasyon donanımları kullanılarak çeşitli görsel uyartımlardaki hareket yönü algılama, nesne sayma, satranç oynama gibi aktivitelerin araştırıldığı [99], Gauss filtreleme yaklaşımı ile yumuşatılmış görüntüler üzerinde hareket algısının test edildiği [100], fosfen tiplerinin analizine ve geliştirilmesine yönelik çıkarımların yapıldığı [58], görsel-dokunsal algılar arasındaki ilişkinin belirlenmesinde fosfen büyüklüğünün etkisinin incelenmesine yönelik [101] çalışmaların yapıldığı görülmektedir. Bunların yanı sıra, retina üzerine yerleştirilecek olan elektrot matrisinin, hücrelerin duyarlılık seviyelerinden, elektrot etkileşimlerinden, elektrotların tam olarak düzgün yerleştirilememesi gibi bazı nedenlerle istenilen algıyı sağlayamayacağı düşüncesinden yola çıkılarak çeşitli bozulma parametreleri altında nesne tanıma performanslarının ölçülmesine yönelik daha güncel çalışmalar da bulunmaktadır [102,103]. Test sonuçlarının sadece kişisel değerlendirmeler şeklinde

gerçekleştirildiği araştırmaların yanı sıra, çeşitli siyah beyaz simüle edilmiş görsel uyarımlar karşısında gönüllüler üzerinde ERG (elektro-retinogram) kayıtlarının alındığı ve incelendiğı [104], simüle edilen görüntülerdeki fosfen noktalarının görsel kortekste karşılık geldiğı bölgelerin tespit edilmesi [105] ile görsel korteksin haritasının çıkarılması ve simülasyonu [106] gibi simülasyon sonuçlarının fizyolojik testlerle birlikte yorumlandığı çalışmalara da rastlanmıştır. Buradan anlaşılacağı gibi simülasyon çalışmaları, görsel protez sistemlerinin gelişmesinde önemli bir çalışma alanı olarak yer almaktadır.

Retinayı modellemek suretiyle yonga tasarlama veya DSP, FPGA kullanarak sistem geliştirme amaçlı çalışmalar da mevcuttur. 16×16 boyutunda elektrot uyarımı oluşturabilen yonga prototipinde, ışık seviyelerindeki değışimlerin darbe sıklık modülasyonu ile modellenmesi sonucu uyarım darbelerinin oluşturulduğu görülmüştür [107]. Retinanın iç ve dış olmak üzere 2 katman halinde modellendiğı çalışmada, yapay silikon retina modeli önerilmiş ve simülasyon çalışmaları yapılmıştır [9]. Ayrıca, ON ve OFF gangliyon hücrelerinin işlevinin yarım dalga doğrultma ve logaritmik alçak geçiren filtre ile modellendiğı CMOS yapısında yonga tasarımı bulunmaktadır [108]. FPGA kullanarak basit video işleme sistemi [109] gibi basit yaklaşımlar yanında FPGA kullanılarak geliştirilen hücresel yapay sinir ağlarının kullanıldığı retina modeline yönelik FPGA sistemleri [110] de mevcuttur. Hem ON- merkez hem de OFF- merkez tipi gangliyon hücrelerine yönelik çıktı üretebilen 12×8 elektrot çözünürlüklü CMOS yapay retina yongasının prototipi de yapılmıştır [111]. Yine bu çalışmalarla paralel olarak retina implant sistemlerine yönelik olarak geliştirilen DSP tabanlı sistemde ise görüntü boyutlandırma, renk azaltma, ayırıt iyileştirme ve ayırıt saptama gibi temel görüntü işleme yaklaşımları kullanılmıştır [112].

### **3.3. Görsel Protez Sistemleri için Yapılan Deneysel-Klinik Çalışmalar**

Deneysel ve klinik çalışmalar, genellikle retina katmanının işleyişi ve beyindeki görsel algı merkezlerinin işlevi ile ilgili yeni bulgular elde edilmesini hedeflemektedir. Bu çalışmalarda, çoğunlukla deney hayvanları kullanılmakta,

implant kullanıcıları üzerinde ise çeşitli psiko-fizyolojik testler yapılmaktadır. Özellikle, implant kullanıcıları ile yapılacak testlerden elde edilecek bulguların görsel protez sistemlerinin gelişimi açısından son derece önemli olduğu düşünülmektedir.

Bipolar hücrelerin reseptif alanlarını belirlemeye yönelik olarak fareler üzerinde yapılan deneylerde, çeşitli ışık uyarıları karşısında bipolar hücrelerden elde edilen akım değerlerinin Gauss fonksiyonu ile modellenilebildiği görülmüştür [113]. İmplant kullanım süresinin etkisinin araştırılması üzerine dört gönüllü hasta üzerinde yapılan bir çalışmada, 3 yıl süreli kullanım sonucu görsel algı seviyelerinin arttığı ve daha düşük elektrot uyarımı ile ışık algısının oluşturulabildiği belirtilmiştir [114]. Bu konuya benzer şekilde retinanın hasar seviyesine bağlı olarak gereken uyarım akım seviyelerinin belirlenmesine yönelik olarak yapılan çalışmada ise hasar seviyesi yüksek olan retinada ışık algısı oluşturmak için daha yüksek uyarım akım seviyesinin kullanılması gerektiği sonucu ortaya çıkmış, bu konuda yapılan çalışmaların devam ettiği belirtilmiştir [115]. Gangliyon hücrelerinin çeşitli uyarılar karşısında gösterdiği tepkileri analiz etmek üzere yapılan çalışmalarda, gangliyon hücrelerinin cevapları sınıflandırılmış ve gangliyon hücrelerinin bağımsız olarak değil popülasyon olarak cevap ürettikleri [116], popülasyon aktivitesinin modellenmesinde ise entropi oranının kullanılabileceği düşüncesi ortaya çıkmıştır [117]. Klinik çalışmalarda, epiretinal implant sistemi kullanan hastalarda yapılan elektrot uyarım seviyesinin artırılması ile hasta tarafından algılanan fosfen büyüklüğünün de arttığı gözlenmiştir [118]. Görsel ve elektriksel uyarımların oluşturduğu cevaplar arasındaki farklılıkların belirlenmesi ve analizine yönelik farklı bir yaklaşım olarak talamus'un elektriksel uyarımı ile retinaya verilen görsel uyarım cevapları incelenmiştir [119]. Retina hücrelerinin reseptif alanlarının parasol tipi hücrelerde iç içe geçebildiği, midget türündeki hücrelerde ise birbirinin reseptif alanından bağımsız olduğu ve böylece daha uniform bir görüntü örneklemesinin yapıldığını öne süren teorik çalışmalar da mevcuttur [120, 121].

Fizyoloji tabanlı çalışmaların yanı sıra, retina implant sistemlerinin fizibilitesi üzerine yoğunlaşan, retinanın elektriksel olarak uyarılması sırasında oluşan ısı

etkisinin analizi ve modellenmesini konu alan bir çalışmada, vücut sıcaklığına da bağlı olarak uygun değerlerde ısı etkisinin ortaya çıktığı görülmüştür [122]. Farklı bir çalışmada, elektrot yerleştirme sırasında elektrot dizisinin yerleştirilme derinliğine göre gerçek zamanlı kayıt alarak optimum elektrot derinliğinin belirlenmesini sağlayacak bir sistem önerisi de sunulmuştur [123]. Retina implantlar için daha uygun olan ve bipolar hücre katmanı modeline dayalı elektrot sistemi yaklaşımının geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar da yapılmıştır [124].

Özellikle, elektriksel uyartım sırasında elektrotlar arasındaki uzaysal-zamansal etkileşimlerin belirlenmesini hedef alan bir çalışmada yenilik içeren önemli bulgulara rastlanmıştır. Bu çalışmada, 4×4 boyutlu elektrot matrisine sahip epiretinal implant kullanıcılarından ikisi ile yapılan uzun süreli denemelerde, farklı frekans ve faz değerleri kullanıldığında 3 ms'ye kadar darbe dizilerinin algılanabildiği sonucu elde edilmiştir. Asenkron darbe dizisi ile senkron darbe dizisi arasındaki ayrımın da gönüllüler tarafından algılanabildiği görülmüştür. Aynı parlaklık değerindeki fosfen algısı senkron ve asenkron darbe dizileri ile oluşturulmaya çalışılmış ve senkron darbe dizisi daha az elektriksel yük ile aynı parlaklığı sağlamıştır. Hücreler, yüksek-düşük (elektriksel genlik olarak) tarzı elektriksel uyartıma düşük-yüksek şeklindeki uyartım tarzından daha hassas olarak yanıt vermişlerdir. Gerçek implant kullanıcıları ile yapılan bu önemli çalışma elektrotlar arası elektriksel girişimlerin azaltılabilesinin mümkün olduğunu, ancak amakrin hücrelerin etkisinin de devreye girmesiyle sadece uyartım frekansı veya elektrotlar arası uzaklığın fonksiyonu olarak modellenemeyeceklerini ortaya koymuştur [11].

#### 4. GELİŞTİRİLEN YAPAY RETİNA MODELİ

Literatürde dalgacık dönüşümü tabanlı veya Gabor filtre tabanlı olarak geliştirilen modellerin yanı sıra, en yaygın kabul gören retina modellerinde, gangliyon hücrelerinin reseptif alan modelleri genellikle uzaysal-zamansal (spatio-temporal) DOG filtre profilinin kullanıldığı yaklaşımlardan oluşmaktadır [4,5,6]. DOG filtre modeli doğrusal olmayan, ışığın elektriksel sinyallere dönüştürülmesi işlemini (phototransduction) ve adaptasyon işlemlerini dikkate almamasına rağmen temelde retinanın filtreleme yaklaşımını modelleyebilmektedir [7,8].

DOG filtre modeline dayalı retina modelleri literatürde yaygın olarak kabul görmekte birlikte bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlardan ilki bu modelin lokal adaptasyon işlevini dikkate almamasıdır. Literatürde adaptasyon ile ilgili bazı çalışmalar mevcut olmakla birlikte bunlar DOG filtre ile birleştirilemeyen bazı ön işlemler şeklindedir [5,9]. DOG filtreye dayalı retina modellerinden yüksek performans alabilmek için parametrelerin doğru şekilde ayarlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Parametrelerin doğru bir şekilde ayarlanması genellikle deneme yanılma şeklinde yapılan uzun testleri içerdiğinden DOG filtre modelinde bu yaklaşım diğer bir dezavantajı oluşturmaktadır [10]. Son olarak, DOG filtrenin uzaysal profili fizyolojik retinanın reseptif alanında mevcut olan uniform örnekleme büyük ölçüde yansıtamamaktadır. Bütün bunların sonucunda, DOG filtre kullanıcıya bağımlı, oldukça parametrik bir yaklaşım içeren bir modelleme tekniği olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmaya yönelik olarak, bu çalışmada görüntü içeriğine bağlı olarak bant genişliği adaptif olarak değiştirilen DOG filtre tabanlı yapay retina modeli sunulmuştur. Sunulan model iki aşamalı filtreleme yapısına sahip olup her aşamadaki adaptif DOG filtreleme işlemi ile daha az parametrik olan, görüntü içeriğine göre kendini uyumlandırabilen ve daha detaylı görüntü algısı sunabilecek şekilde geliştirilmiştir. Modelde hem reseptör-horizontal-bipolar hücre etkileşimleri hem de bipolar-amakrin-gangliyon hücre etkileşimleri adaptif DOG filtresi ile modellenmiştir. Ateşleme üretim mekanizması olarak Sızdırmalı-Gürültülü Topla-

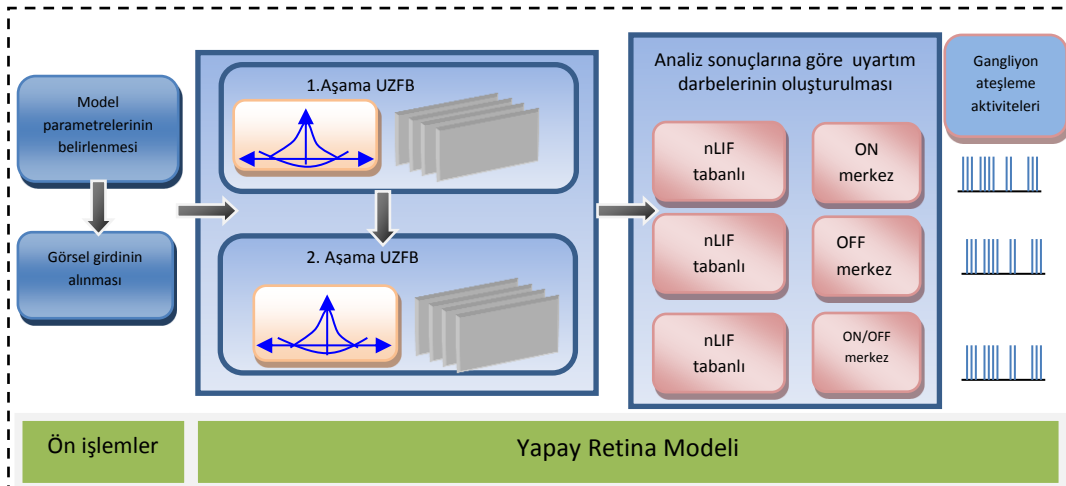
Ateşle hücre modeli (nLIF) kullanılmıştır. Geliştirilen yapay retina modeli ile elde edilen sonuçlar, ayrı başlıklar altında, ateşleme sayısı ve ateşleme aralıkları ölçütüne dayalı olarak tekrar oluşturulan görsel uyarımlar halinde, ON-merkezli, OFF-merkezli ve ON/OFF-merkezli gangliyon hücre cevapları için standart DOG filtre tabanlı retina modeli ile karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

#### 4.1. 3-Boyutlu İki Aşamalı Adaptif DOG (3-D ADOG) Filtre Tabanlı Retina Modeli

Klasik DOG tabanlı retina modelinde, ganglion hücrelerinin reseptif alanları merkez-çevreli bir yapıda olup, merkezde daha dar, çevrede ise daha geniş olmak üzere zıt polaritede iki Gauss dağılımının toplamı şeklinde ele alınmaktadır.

DOG filtre tabanlı reseptif alan modeli Eş. 4.1’de verilmiştir.

$$DoG(\sigma_c, \sigma_s) = A_c \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_c^2} \cdot e\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_c^2}\right) - A_s \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_s^2} \cdot e\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_s^2}\right) \quad (4.1)$$



Şekil 4.1. Gerçekleştirilen yapay retina modeli blok diyagramı

Bu eşitlikte  $A_c$ ,  $A_s$  ve  $\sigma_c$ ,  $\sigma_s$  sırayla merkez ve çevre profilinin genlik ve standart sapma değerleridir. Reseptif alan çıktısı, bu 2 boyutlu Gauss dağılımının farkının alınması ile oluşturulan filtre profilinin görüntü ile 2 boyutlu konvolüsyonunun yapılmasıyla elde edilmektedir. Bu çalışmada, literatürde kullanılan standart DOG filtre profili, görüntü içeriğine bağlı olarak adaptif şekilde değiştirilmiş ve iki aşamalı uzaysal-zamansal filtre yapısına sahip adaptif bir yapay retina modeli geliştirilmiştir. Model blok diyagram olarak Şekil 4.1’de görülmektedir.

Geliştirilen adaptif yapay retina modelinin temel işlem adımları şu şekildedir:

#### Model ve simülasyon parametrelerinin belirlenmesi

Model ile ilgili parametreler:

i. Görsel girdiye ait renk uzayı,

ii. I ve II. aşamadaki uzaysal-zamansal filtreler ile ilgili

- Merkez-çevre ağırlık değerleri ( $A_{c1}$ ,  $A_{c2}$ ,  $A_{s1}$ ,  $A_{s2}$ )
- Merkez-çevre zaman sabitleri ( $\tau_{c1}$ ,  $\tau_{s1}$ ,  $\tau_{c2}$ ,  $\tau_{s2}$ )
- Uzaysal boyutlar

iii. Gangliyon hücre tiplerinin konumları (ya da tipleri ON, OFF, ON/OFF)

iv. Uyarılacak elektrot matrisi boyutları

v. Elektrot uyarım yöntemi

olarak sıralanmıştır.

Simülasyon ile ilgili olan parametreler ise simülasyon adım zamanı ve toplam simülasyon zamanıdır.

Modelde renk uzayı olarak RGB veya Gri ölçekli renk uzayına sahip görüntüler kullanılmaktadır.

I. ve II. aşamadaki filtrelerin merkez ( $A_{c1}$ ,  $A_{c2}$ ) ve çevre ( $A_{s1}$ ,  $A_{s2}$ ) ağırlık değerleri, biyolojik retina parametrelerine uygun olarak modeldeki gangliyon hücrelerinden

birim zamanda olması gereken ateşleme değerlerinin elde edilmesi için sırasıyla 3 ve 1 olarak seçilmiştir [5, 6, 9, 10, 125].

Biyolojik retina parametrelerine göre merkez ve çevre sinyalleri arasında yaklaşık 4-5 ms'lik bir gecikme süresi olması nedeniyle I. aşamadaki merkez-çevre zaman sabitleri ( $\tau_{c1}$ ,  $\tau_{s1}$ ) sırasıyla 0 ve 5 ms olarak belirlenmiştir. II. aşamadaki merkez-çevre ( $\tau_{c2}$ ,  $\tau_{s2}$ ) zaman sabitleri de yine aralarında 5 ms fark olacak şekilde ve I. aşamanın da zaman sabiti dikkate alınarak 10 ms ve 15 ms olarak belirlenmiştir [5,8]. Böylece ilk katmandan itibaren diğer katmanlara doğru sinyal akışı 5'er ms'lik bir gecikme ile gerçekleşmektedir.

I. ve II. aşamadaki filtrelerin uzaysal boyutları, işlenecek görüntüye bağlı olarak seçilebilmektedir. Literatürdeki simülasyon çalışmalarında bu değerlerin girdi görüntüsünün boyutuna göre değişken olarak seçildiği (6×6, 10×10, 15×15 gibi) görülmektedir [5,6,9,10,125]. Ancak, reseptör katmanından gangliyon katmanına doğru gidildikçe hücre sayıları 10:1 oranında azaldığından II. aşamadaki filtrenin uzaysal boyutunun I. aşamadaki filtreden küçük olarak belirlenmesi gerekmektedir. Modelde gangliyon hücre katmanının boyutları doğrudan I. ve II. aşamalardaki filtrelerin uzaysal boyut seçimine bağlıdır. Çalışmada I. aşama filtrenin uzaysal boyutu 15×15 piksel, II. aşamanın uzaysal boyutu ise 9×9 piksel olarak seçilmiştir.

Literatürde, gangliyon hücre katmanındaki ON, OFF ve ON/OFF tipi hücrelerin uzaysal dağılımlarını modellemeye yarayacak bir bilgiye rastlanmadığından her üç hücre tipi (ON, OFF ve ON/OFF) için çıktılar ayrı ayrı elde edilmiştir.

Karşılaştırmalı analizlerin yapılması amacıyla görüntü oluşturmak için yeterli sayıda gangliyon hücre aktivitesinin elde edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada 1 ms adım zamanı ile yapılan simülasyonlarda 50 ms üzerinde elde edilen gangliyon ateşleme aktiviteleri ile oluşturulan görüntülerde gözle görülebilecek derecede değişim olmadığı görülmüştür. Bu nedenle simülasyon adım zamanı 1 ms ve toplam simülasyon süresi 50 ms olarak belirlenmiştir [126,127].



### Görüntü verisinin alınması

Çalışmada, boyutları elektrot matrisi boyutundan küçük olmamak şartıyla herhangi bir standart çözünürlükteki ve çerçeve/saniye hızındaki kameradan alınan renkli/gri tonlu görüntüler veya önceden depolanmış görüntü dizileri görsel girdi olarak kullanılabilir.

### Görsel girdinin I. aşamadaki adaptif uzaysal-zamansal filtre bankası ile işlenmesi

Parlaklık değerlerinden oluşan görüntü verisi modeldeki, reseptör-horizontal ve bipolar hücre etkileşimi ile oluşan sinyal çıktısını elde etmek üzere I. aşamadaki uzaysal-zamansal adaptif DOG filtre bankası (STFB1) ile filtrelenmiştir. Bu aşamadaki DOG filtrede, biyolojik reseptif alanda merkez ve çevre sinyalleri arasındaki zaman gecikmesi 5 ms ( $\tau_{c1}=0$ ,  $\tau_{s1}=5$  ms) olarak alınmıştır [2,5]. DOG filtrenin uzaysal bant genişliği [0,1] aralığında normalize edilen görüntü içeriğinin ( $I_{norm}$ ) standart sapma değerine göre belirlenmiştir (Eş. 4.2). Merkez bant genişlik değeri ( $\sigma_{c1}$ ) normalize edilen verinin standart sapmasına bağlı olarak Eş. 4.3'te verilmiştir. Merkez-çevreli reseptif alan modelleri için, çevre bant genişliği merkez bant genişliğine göre hücre tipine bağlı olarak 4~9 kat daha büyük olmakla birlikte [5,6,8,9,125], bu çalışmada çevre bant genişlik değeri ( $\sigma_{s1}$ ) merkez bant genişlik değerinin 6 katı olarak belirlenmiştir (Eş. 4.3).

$$STFB1(\sigma_{c1}, \sigma_{s1}, \tau_{c1}, \tau_{s1}) = A_{c1} \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_{c1}^2} \cdot e^{-\left(\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{c1}^2}\right)} \cdot \delta(t-\tau_{c1}) - A_s \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_{s1}^2} \cdot e^{-\left(\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{s1}^2}\right)} \cdot \delta(t-\tau_{s1}) \quad (4.2)$$

$$\sigma_{c1} = std(I_{norm}) \quad ve \quad \sigma_{s1} = 6 \cdot \sigma_{c1} \quad (4.3)$$

$$I_{norm} = \frac{I - \min(I)}{\max(I) - \min(I)} \quad (4.4)$$

Görüntü verisi  $I$ , STFB1 filtre bankasından geçirilerek ilk aşamanın çıkış sinyali  $Stage1\_Out$  elde edilmiştir. Burada  $x'$  ve  $y'$  değerleri filtre çıktısı sonucu örneklenen noktaları temsil etmektedir.

$$Stage1\_Out(x', y', t) = I(x, y, t) * STFBI(\sigma_{c1}, \sigma_{s1}, \tau_{c1}, \tau_{s1}) \quad (4.5)$$

### I. aşamada işlenen görsel girdinin II. aşamadaki adaptif uzaysal-zamansal filtre bankası ile işlenmesi

I. Aşamadaki Adaptif Uzaysal-Zamansal Filtre Bankasından elde edilen değerler II. Aşama Adaptif Uzaysal-Zamansal Filtre Bankasına girdi olarak alınarak adaptif DOG filtrelerin bant genişlikleri hesaplanmıştır. Bununla ilgili işlemler Eş. 4.6 ve Eş. 4.7'de verilmiştir. Bu aşamadaki DOG filtrenin uzaysal bant genişliği, [0,1] aralığında normalize edilen ilk aşama çıktı sinyallerinin ( $Stage1\_Out\_norm$ ) standart sapma değerine göre belirlenmiştir (Eş. 4.7). Bipolar çıkışından elde edilen merkez sinyale ( $\tau_{c2}$ ) ve çevre amakrin hücrelerinden elde edilen çevre sinyale ( $\tau_{s2}$ ) ait zaman gecikme değerleri bu aşama için sırayla 10 ve 15 ms olarak alınmıştır. Merkez ve çevre filtre ağırlık değerleri ( $A_{c2}$  ve  $A_{s2}$ ) ise sırasıyla 3 ve 1 olarak alınmıştır. Filtre merkez bant genişlik değeri ( $\sigma_{c2}$ ) normalize edilen I. aşamadaki verilerin standart sapması olarak, çevre bant genişlik değeri ( $\sigma_{s2}$ ) ise merkez bant genişlik değerinin 6 katı olarak belirlenmiştir (Eş. 4.7). Bu aşamadaki normalizasyon işlemi Eş. 4.8'de verilmiştir. Bu aşamada amakrin hücre etkisi de hesaba katıldığı için, fizyolojik retinada, reseptör katmanından gangliyon katmanına doğru yaklaşık 10:1 oranında azalan hücre sayısı göz önünde bulundurulduğunda, amakrin hücrelerin diğer hücrelerle yaptığı bağlantı alanının değişken (dar alanlı veya geniş alanlı) olması nedeniyle bu aşamadaki filtrenin uzaysal boyutu  $9 \times 9$  piksel olarak belirlenmiştir.

$$STFB2(\sigma_{c2}, \sigma_{s2}, \tau_{c2}, \tau_{s2}) = A_{c2} \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_{c2}^2} \cdot e^{\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{c2}^2}\right)} \cdot \delta(t - \tau_{c2}) - A_{s2} \cdot \frac{1}{2\pi\sigma_{s2}^2} \cdot e^{\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{s2}^2}\right)} \cdot \delta(t - \tau_{s2}) \quad (4.6)$$

$$\sigma_{c2} = std(Stage1\_out\_norm) \quad ve \quad \sigma_{s2} = 6 \cdot \sigma_{c2} \quad (4.7)$$

$$Stage1\_Out\_norm = \frac{Stage1\_Out - \min(Stage1\_Out)}{\max(Stage1\_Out) - \min(Stage1\_Out)} \quad (4.8)$$

Birinci filtreleme aşamasından elde edilen sinyal Stage1\_out, STFB2 filtre bankasından geçirilerek ikinci aşamanın çıkış sinyali Stage2\_Out elde edilmiştir. Burada x'' ve y'' değerleri ikinci aşamadaki filtre çıktısı sonucu örneklenen noktaları temsil etmektedir.

$$Stage2\_Out(x'', y'', t) = Stage1\_Out(x', y', t) * STFB2(\sigma_{c2}, \sigma_{s2}, \tau_{c2}, \tau_{s2}) \quad (4.9)$$

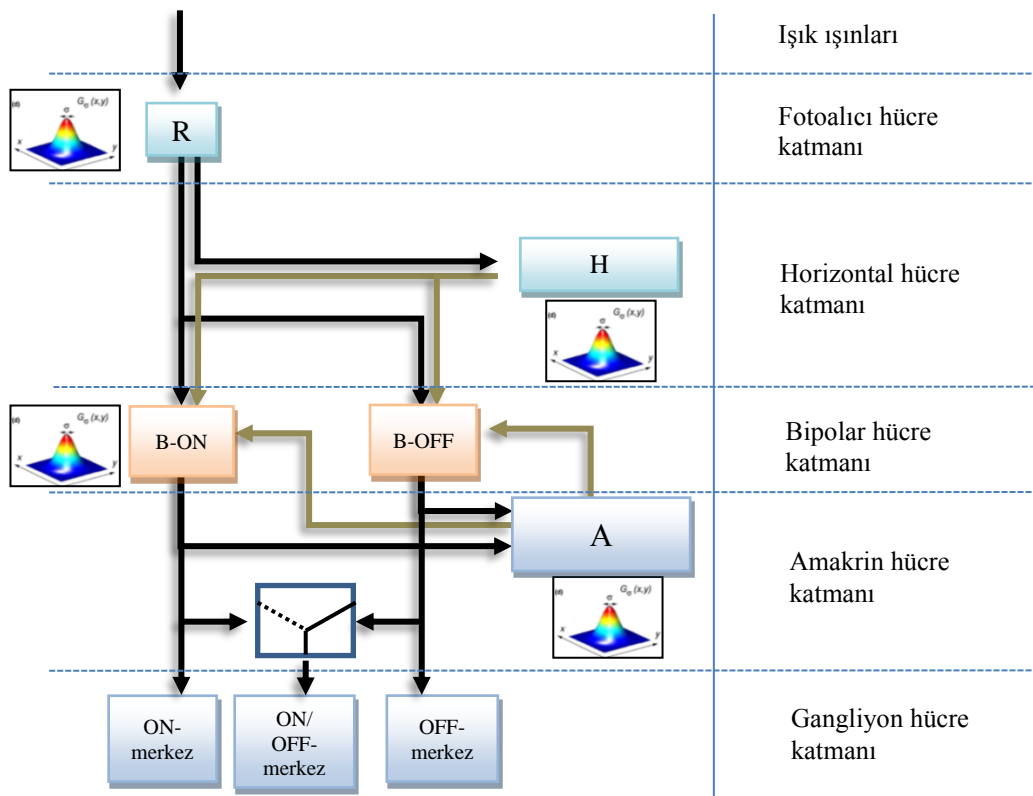
#### Uyartım darbelerinin oluşturulması ve merkez-çevreli yapı için filtre çıktılarının analizinin yapılması

II. Aşamanın çıktısında elde edilen değerler, ganliyon hücrelerini uyarıcı akım değerleri olarak alınmakta ve modeldeki son işlem basamağı olan gangliyon hücreleri için ateşleme darbesi üretmek için kullanılmaktadır (Eş. 4.10). Bu gangliyon hücrelerinin ateşleme üretme mekanizması, literatürde ateşleme darbesi üreten hücre modeli olarak sıkça kullanılan ve Poisson ile Hudgkin Huxley modeline göre daha güvenilir sonuçlar üreten, gürültülü-sızdırmalı topla-ateşle (nLIF) modeli kullanılarak modellenmiştir [128,129, 130]. nLIF modeli kullanılarak elde edilen ateşleme üretme aktivitesi Eş. 4.11'de verilmiştir. İkinci seviyede örneklenen ganglion konumları x'' ve y'' ile gösterilmiştir.

$$VGang(x'', y'', t) = nLIF(Stage2\_Out(x'', y'', t)) \quad (4.10)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} V(t) < spkthr \quad \tau \frac{dV(t)}{dt} = -V(t) + R \cdot I(t) + n(t) \\ V(t) \geq spkthr \quad V(t) = Vr, \quad spike = 1 \end{array} \right\} \quad (4.11)$$

nLIF modelinde,  $I(t)$  hücreye giren akımı,  $V(t)$  ise hücre potansiyelini ifade etmektedir.  $\tau$  hücre zaman sabiti,  $R$  tipik hücre direncidir.  $n(t)$  ise 0.1 mV genliğe sahip gürültü kaynağını göstermektedir. Parametre değerleri, hücre bekleme potansiyeli ( $V_r$ ) için -65 mV ve ateşleme eşik potansiyeli (spkthr) -50 mV olarak alınmıştır [130]. Hücre zaman sabiti ise bu model için tipik değer olan 20 ms olarak belirlenmiştir [5,9,125,130]. Gangliyon hücre ateşlemelerinin birim zamanda olması gereken değerlerde elde edilmesi tipik hücre direnci  $R$  deneysel olarak 10 ohm seçilmiştir. Gürültü kaynağı için ise 0.1mV genlikli rastgele gürültü üretici kullanılmıştır [5]. Literatürde birçok gangliyon tipinin mevcut olduğu (sürekli ateşleme yapan (sustained), uyarı yönüne duyarlı (direction selective), değişimde ateşleme üreten (transient)) bildirilmiştir. Bu çalışmada, görsel kortekste görüntü oluşumunda diğer gangliyon hücre tiplerine göre daha etkin olan ve sürekli ateşleme yapan ON-merkez, OFF-merkez ve ON/OFF-merkez gangliyon hücreleri için modelleme yapılmıştır.



Şekil 4.2. Modeldeki reseptörlerden gangliyon hücrelere kadar olan sinyal akışı

Biyolojik retinada pozitif voltajlı sinyaller ON-merkezli veri yolu ile, negatif voltajlı sinyaller ise OFF-merkezli veri yolu ile taşınmaktadır [20]. Ayrıca, bazı gangliyon hücrelerin hem negatif hem de pozitif sinyalleri taşıyan veri yoluna bağlı olması nedeniyle hem ON-merkez hem de OFF-merkez tipinde çalışabildiği, hızlı bir şekilde polaritesini değiştirebildiği bildirilmiştir [21]. ON-merkez ve OFF-merkez hücreler birbirine ters özellikte çalıştığı için OFF-merkez hücre modelinde girdi değerleri tersi alınarak işlenmektedir. ON/OFF-merkez hücre modeli ise hücre girişindeki sinyalin (negatif veya pozitif) baskın olmasına göre çalışan hibrit bir model olarak tasarlanmıştır. Modeldeki reseptör katmanından gangliyon katmanına kadar olan sinyal akışı Şekil 4.2’de verilmiştir.

## **4.2. Simülasyon Sonuçları**

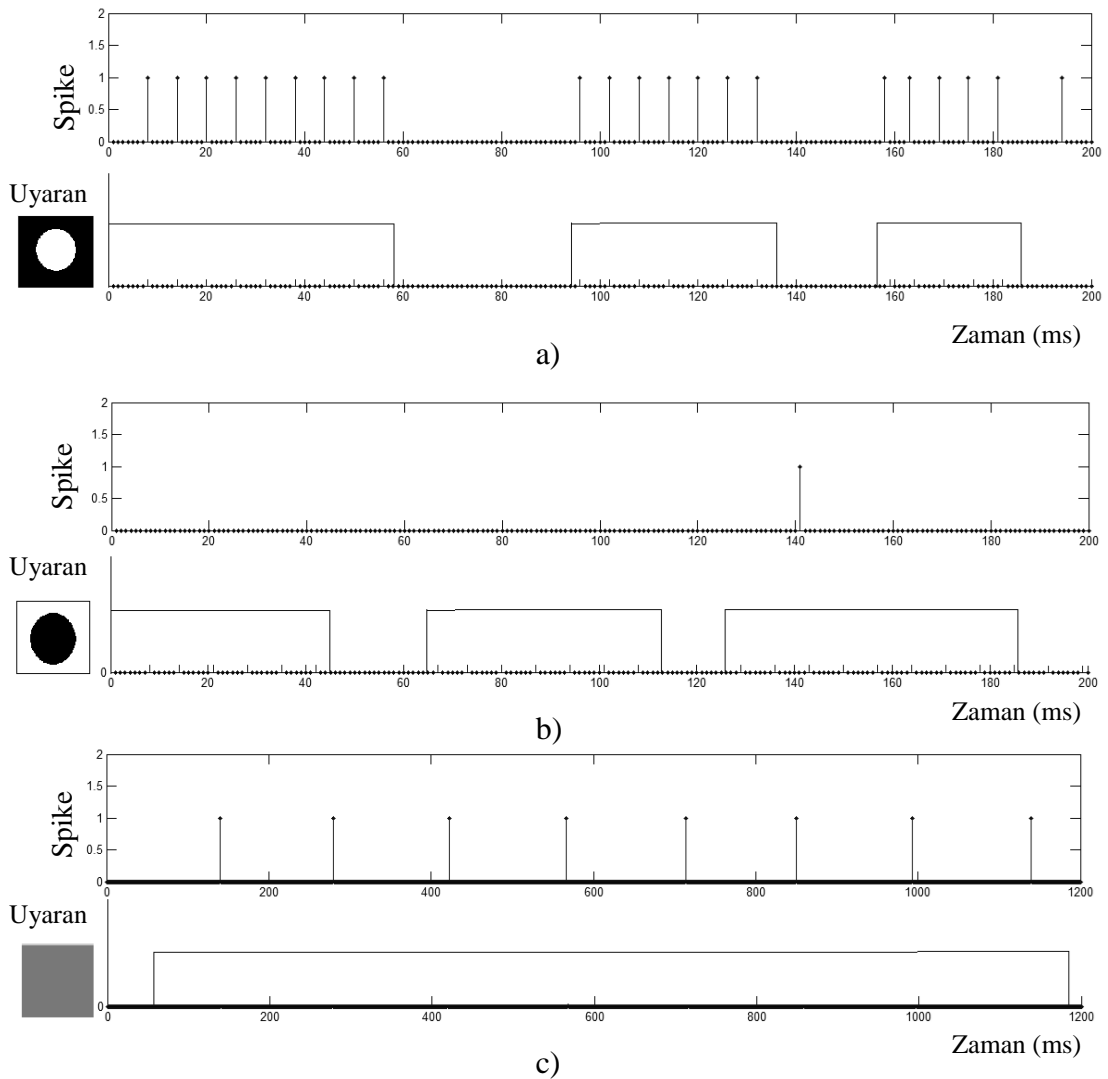
Bu kısımda öncelikle geliştirilen model için, ON-merkez ve OFF-merkez gangliyon cevaplarını karakterize eden bazı görsel uyaranlara karşılık elde edilen cevaplar ateşleme sıklığı ve görüntü oluşturma performansı açısından doğrulanmıştır. Bu işlemin ardından modelin performansını değerlendirmek için model ile elde edilen sonuçlar standart DOG filtre ile elde edilen sonuçlar ile görüntü oluşturma yöntemleri kullanılarak istatistiksel parametrelerle kıyaslanmıştır. Elde edilen sonuçlar ayrı başlıklar altında aşağıda verilmiştir.

### **4.2.1. Modeldeki gangliyon hücrelerin tipik uyarılar için simülasyonu**

nLIF modelini kullanarak geliştirilen ON, OFF ve ON/OFF-merkez gangliyon hücresinin çeşitli görsel girdiler karşısındaki davranışını gözlemleyebilmek için çeşitli uyarılar karşısında bu hücre tipleri için geliştirilen modellerden alınan cevaplar incelenmiştir. Bu incelemelerde, merkez aydınlık-çevre karanlık, çevre aydınlık-merkez karanlık ve yaygın aydınlık ve yaygın karanlık şeklindeki gangliyon karakteristiğini öne çıkaran görsel uyarılar bilgisayar ortamında oluşturulmuştur.

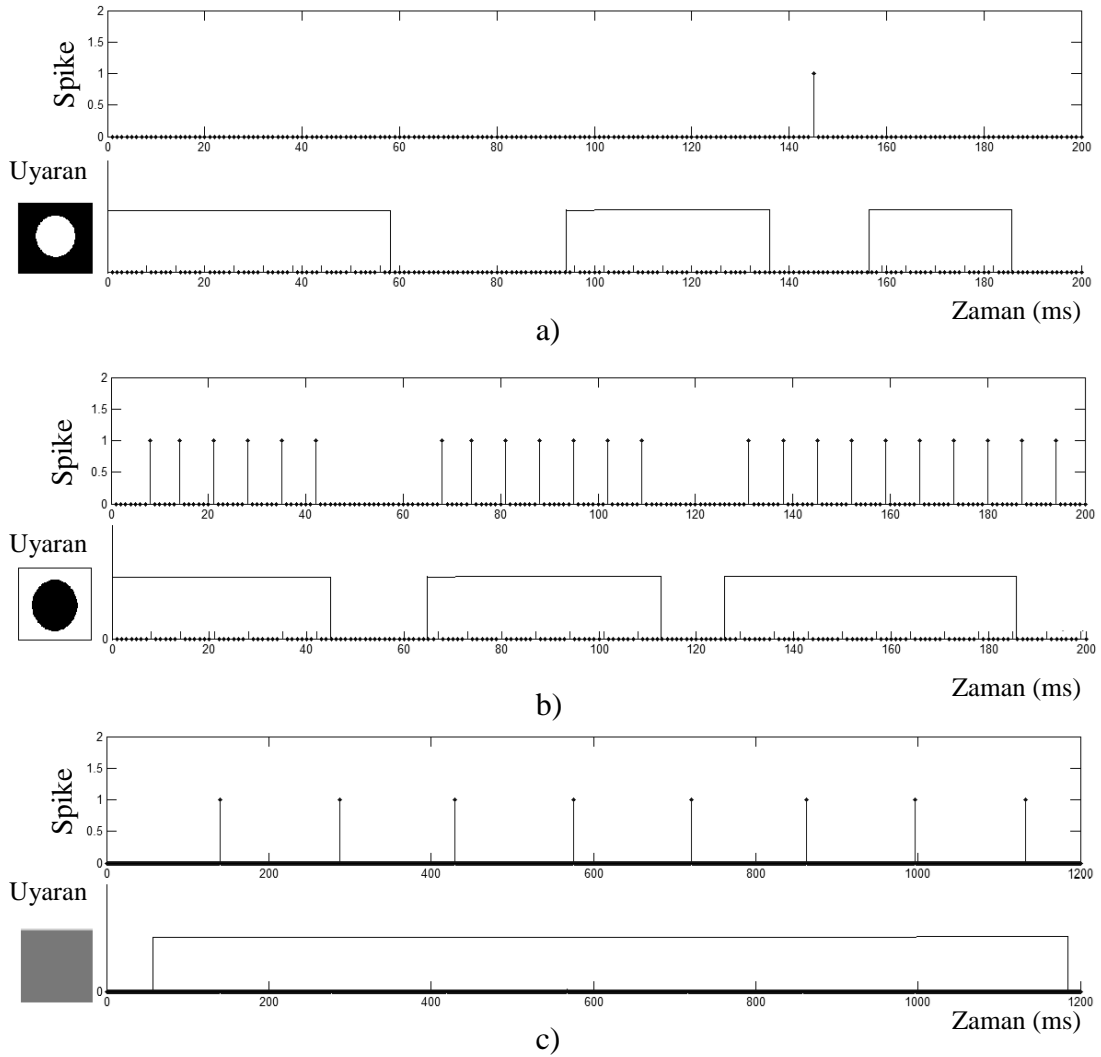
Simüle edilen ON-merkez gangliyon davranışı Şekil 4.3’te görülmektedir. Her bir uyarıya karşı elde edilen ateşleme sonuçları üstteki grafikte, uyarı başlama ve bitiş

anları ise zamana bağılı olarak alt grafikte verilmiştir. En yüksek ateşleme hızı merkez aydınlık-çevre karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı yaklaşık 100 spike/s olarak elde edilmiştir. Yayıgın aydınlık veya yaygın karanlık türündeki görsel uyarı için ateşleme hızı düşük frekansta 20 spike/s olarak elde edilmiştir. En düşük ateşleme hızı ise çevre aydınlık-merkez karanlık şeklindeki görsel uyarana karşı 10 spike/s olarak elde edilmiştir.



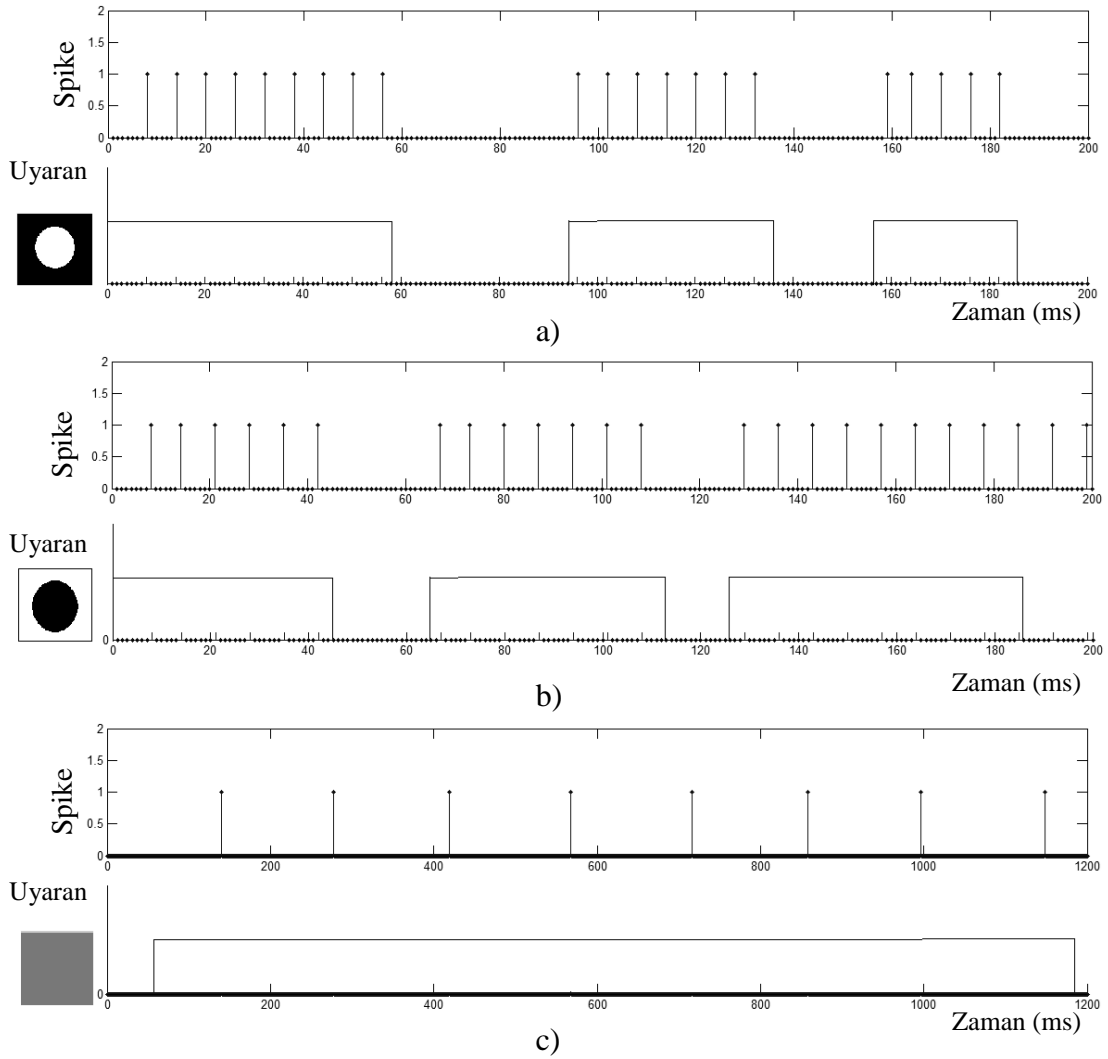
Şekil 4.3. Geliştirilen modeldeki ON-merkez gangliyon hücresinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yayıgın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap

Simüle edilen OFF-merkez gangliyon davranışı Şekil 4.4'te verilmiştir. En yüksek ateşleme hızı çevre aydınlık-merkez karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı yaklaşık 100 spike/s olarak elde edilmiştir. Yaygın aydınlık veya yaygın karanlık için ateşleme hızı 20 spike/s olarak hesaplanmıştır. En düşük ateşleme hızı ise merkez aydınlık-çevre karanlık şeklindeki görsel uyarana karşı 10 spike/s olarak bulunmuştur.



Şekil 4.4. Geliştirilen modeldeki OFF-merkez gangliyon hücresinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yaygın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap

Simüle edilen ON/OFF-merkez gangliyon davranışı Şekil 4.5'te verilmiştir. Uyarının türüne göre gangliyon hücresi hem ON-merkez hem de OFF-merkez şeklinde cevap üretmektedir. En düşük ateşleme değerleri ise yaygın görsel uyarı için elde edilmiştir.



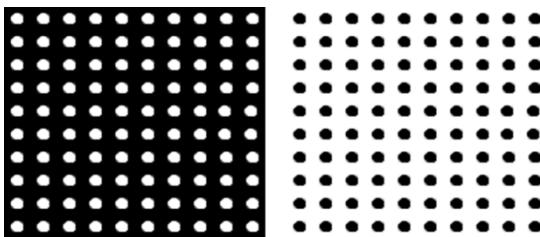
Şekil 4.5. Geliştirilen modeldeki ON/OFF-merkez gangliyon hücresinin nLIF modeli ile ürettiği cevaplar a) Merkez-aydınlık çevre-karanlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap b) Merkez-karanlık çevre-aydınlık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap c) Yaygın ışık şeklindeki görsel uyarıya karşı üretilen cevap

Bu simülasyon sonuçlarından, 3-D ADOG modelinde kullanılan gangliyon hücre cevaplarının, literatürde bulunan karakteristik ON-merkez ve OFF-merkez gangliyon cevaplarıyla uygunluk gösterdiği görülmüştür [10]. ON/OFF-merkezli gangliyon hücre modeli bu iki hücre modelinin birleşimi olarak geliştirilmiştir.

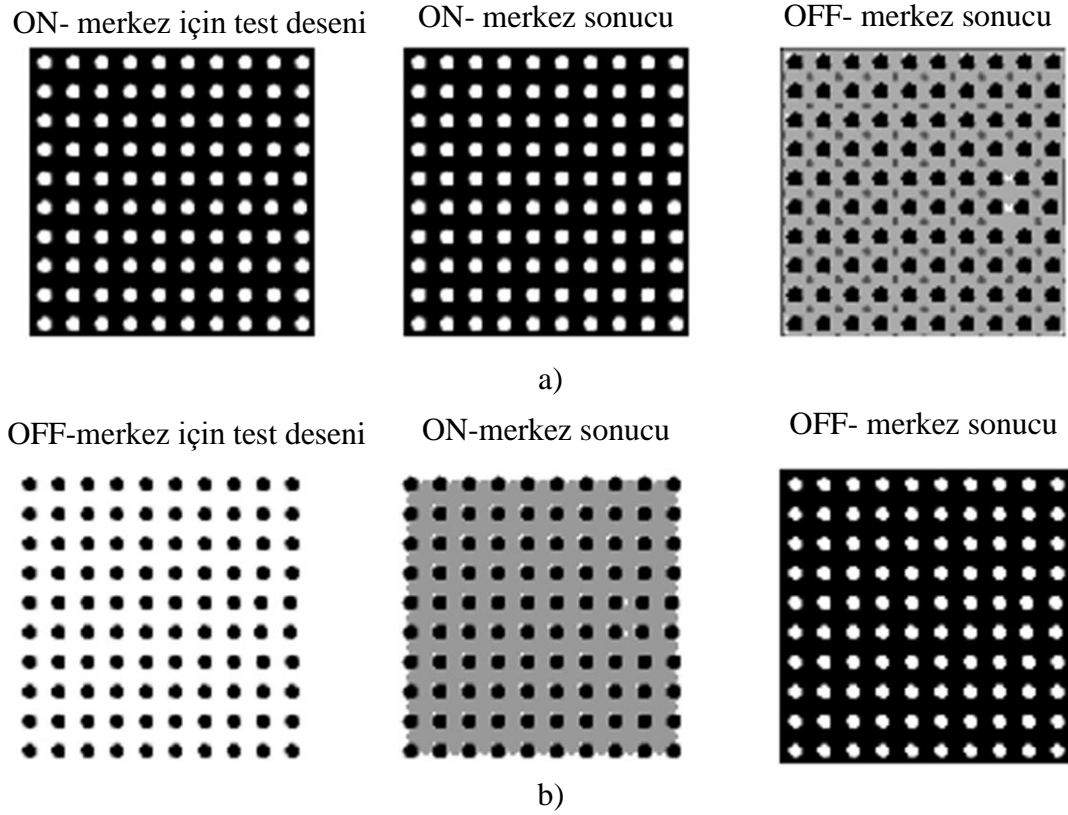


#### 4.2.2. Modeldeki gangliyon hücrelerin desen türü uyarılar için simülasyonu

Simülasyon çalışmasına geçmeden önce geliştirilen model sadece ON-merkezli ve sadece OFF-merkezli gangliyon hücrelerini uyuracak test görüntüleri kullanılarak doğrulanmıştır. Bu amaçla kullanılan test görüntüleri Şekil 4.6’da verilmiştir. ON-merkezli gangliyon hücrelerini uyarmak için siyah zemin üzerinde beyaz daireler içeren yapay bir görüntü oluşturulmuştur. OFF-merkezli gangliyon hücrelerini uyarmak için beyaz zemin üzerinde siyah daireler içeren yapay bir görüntü oluşturulmuştur. Bu görüntüler yapay retina modeline görsel uyarı olarak sunulmuş ve modelden elde edilen ateşleme aktiviteleri kullanılarak ateşleme aralıkları (ISI) ölçütüne göre tekrar görüntü olarak oluşturulmuştur. Şekil 4.7’den ON-merkezli ve OFF-merkezli gangliyon hücrelerin birbirlerine zıt olarak çalıştıkları ve her ikisi için ayrı ayrı tekrar elde edilen görüntülerin orijinal girdi görüntüsünün aynısı olacak şekilde oluşturulabildiği görülmektedir. ON-merkez test görüntüsü için ON-merkezli gangliyon hücreler yüksek ateşleme aktivitesi gösterirken, ateşleme darbeleri daha düşük ISI değerine sahiptir (Şekil 4.7.a). Bunun tersine OFF-merkezli gangliyon hücreler ON-merkez test görüntüsü için daha düşük ateşleme aktivitesi ve daha yüksek ISI değeri üretirler (Şekil 4.7.a). OFF-merkez test görüntüsü için OFF-merkez gangliyon hücrelerden yüksek ateşleme aktivitesi (düşük ISI değeri) elde edilirken bu girdi için ON-merkezli gangliyon hücreleri daha düşük ateşleme aktivitesi göstermektedir (Şekil 4.7.b). ISI ölçütüne göre görüntü oluşturulurken, güvenilir bir sonuç elde edilebilmesi için tüm gangliyon hücrelerin en az bir ateşleme darbesi üretmesi gerekmektedir. Bu test görüntüsü için 20 ms’lik simülasyon süresince her gangliyon hücresi en az 5 ateşleme darbesi üretmiştir. Bu değer 0~200 Hz aralığında olup uygun değerler arasındadır [6].



Şekil 4.6. Kullanılan test desenleri

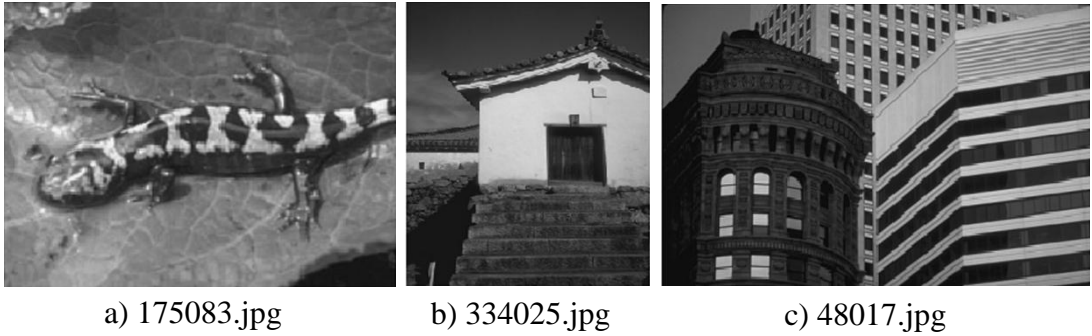


Şekil 4.7. Test desenlerine karşılık elde edilen ateşleme dizilerinin ISI ölçütüne göre görselleştirilmesi a) ON-merkez için elde edilen sonuçlar b) OFF-merkez için elde edilen sonuçlar

#### 4.2.3. Karşılaştırmalı simülasyon sonuçları

Test desenleri ile model doğrulandıktan sonra, bazı test görüntüleri kullanılarak geliştirilen modelin performans analizleri yapılmıştır. Bu analizlerde modelde kullanılan adaptif filtre katmanlarının etkisinin elde edilen görüntü kalitesi açısından değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu nedenle, simülasyon çalışmasında literatürdeki bilinen DOG filtre yapısını kullanan retina modeli ve çalışmada gerçekleştirilen adaptif retina modeli ile işlenen görüntüler karşılaştırılmıştır. ON-merkez ve ON/OFF-merkez gangliyon çıktıları bu karşılaştırmalarda göz önüne alınmıştır. OFF-merkez gangliyon çıktıları girdi görüntüsünü temsil etmediğinden karşılaştırmada kullanılmamıştır. Simülasyonda kullanılan ve Berkeley BDS500 veri setinden [131] alınan test görüntüleri Şekil 4.8'de verilmiştir. Görüntü boyutları sıra ile  $241 \times 161$ ,  $75 \times 100$  ve  $161 \times 241$  pikseldir. Karşılaştırma amacıyla, bu iki model için gangliyon

ateşleme dizileri her örnekleme aralığı için (1 ms) matris formunda kaydedilmiştir. Bu ateşleme dizileri kullanılarak her bir gangliyon hücresi için ateşleme sayısı ve ateşleme aralıkları (ISI) toplam 50 ms süre boyunca hesaplanmıştır. Bu ateşleme sayıları ve ISI değerleri kullanılarak, gangliyon hücrelerinin kodladığı görüntüler oluşturulmuştur. Ateşleme sayısına göre oluşturulan görüntülerde, ateşleme sayıları gri ölçekli bir görüntü oluşturmak amacı ile orijinal görüntünün gri ton aralığına (0~255) ölçeklenmiştir. Oluşturulan bu görüntüde açık ton değerleri yüksek ateşleme sayısını, koyu ton değerleri ise düşük ateşleme sayısını temsil etmektedir. ISI ölçütüne göre oluşturulan görüntüde ise düşük ISI değerleri açık tonlarla, yüksek ISI değerleri ise daha koyu tonlarla temsil edilmiştir. Bu görüntünün aralığı da orijinal girdi görüntüsünün aralığına ölçeklendirilmiştir. Bu işlemler sonunda ateşleme sayısı ve ISI ölçütü esasına göre görüntü oluşturma işlemi tamamlanmaktadır [6,132].

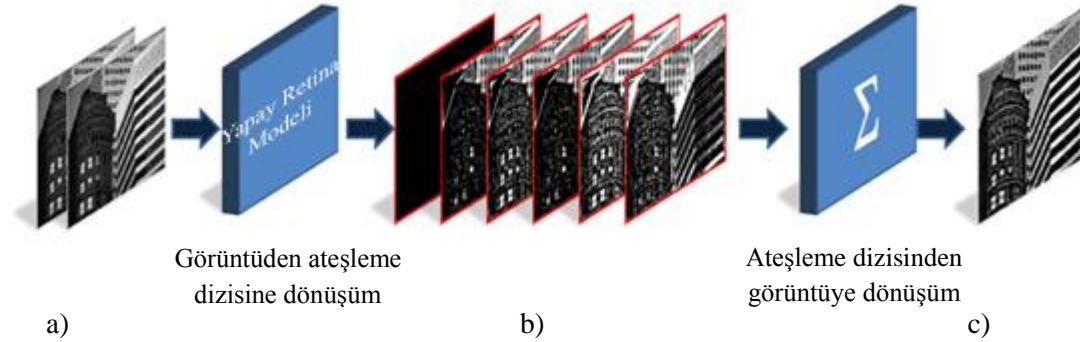


Şekil 4.8. Simülasyon çalışmasında kullanılan orijinal test görüntüleri

Ateşleme sayısı, retinada görüntünün ateşleme dizisi olarak kodlanması esnasında her bir gangliyon hücresinin aktif çalışma oranı hakkında bilgi vermektedir. Toplam ateşleme sayısının belirlenmesi ateşleme aktivitesi süresince tüm ateşleme darbelerinin sayılmasını gerektirmektedir. ISI ölçütü için ise yalnızca ardışık iki ateşleme arasındaki sürenin belirlenmesi yeterlidir. Bu nedenle bu iki yöntem kullanılarak geliştirilen model ile elde edilen ateşleme dizilerinin görüntü kalitesi üzerindeki etkisi ölçülmüştür.

ON ve ON/OFF-merkezli gangliyon hücreleri için çıktılar bu test görüntüleri kullanılarak 50 ms süre ile 1 ms adım aralığıyla elde edilmiştir. Girdi görüntüsünü,

ateşleme dizisine ait çerçeveleri ve oluşturulan görüntüyü içeren görüntü oluşturma adımları Şekil 4.9'da görülmektedir.



Şekil 4.9. Ateşleme aktivitelerinden görüntü oluşturulması a) Video dizisinden bir çerçeve b) Zamana bağlı elde edilen ateşleme matrisi dizisi c) Ateşleme sayısı veya ateşleme arası süre esas alınarak tekrar oluşturulan görüntü

Objektif bir değerlendirme yapmak için, ateşleme sayısı ve ISI ölçütüne göre tekrar oluşturulan görüntüler orijinal görüntü ile Ortalama karesel Hata (OKH), Evrensel Kalite İndeksi (EKI) ve Histogram Benzerlik Oranı (HBO) ölçütleri kullanılarak istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

OKH tabanlı karşılaştırma, piksel tabanlı hata değeri üreten nispeten basit bir yöntemdir ve orijinal görüntü pikselleri ile tekrar oluşturulan görüntüler arasındaki piksel değerlerinin farklarının alınması ve toplanması esasına dayanır.

Orijinal ve sonuç görüntülerinin histogram tabanlı karşılaştırması için Histogram Benzerlik Oranı (HBO) ölçütü kullanılmıştır. Histogram görüntü içeriğini piksel frekanslarına göre karakterize eden bir fonksiyondur. Çalışmada histogram benzerliğini hesaplamak için Bhattacharyya katsayısından faydalanılmıştır [133]. Bhattacharyya katsayısı iki normalize edilmiş histogram dağılımının arasındaki uzaklığı ölçen ve en düşük uzaklık değeri olarak 1 değerini üreten bir katsayıdır.

Modellerin performansını kontrast bozulması, ışık bozulması ve korelasyon kaybı gibi üç parametreye göre birden değerlendirmek amacıyla Evrensel Kalite İndeksi parametresi kullanılmıştır. Bu parametre -1 ile 1 arasında değer almakta ve en yüksek

kalite değeri olarak, karşılaştırılan görüntü ile orijinal görüntü birbirine çok benzer olduğunda, 1 değeri üretmektedir [134].

Çizelge 4.1. Simülasyon çalışmasında kullanılan yapay retina modellerine ait parametreler

Yapay Retina Modeli Parametreleri	3D-ADOG Modeli	3D-ADOG-1 Modeli	3D-ADOG-2 Modeli	Standart DOG Filtre Tabanlı Model
İlk katmandaki DOG filtrenin uzaysal bant genişliği	15x15 piksel	15x15 piksel	15x15 piksel	15x15 piksel
İkinci katmandaki DOG filtrenin uzaysal bant genişliği	9x9 piksel	9x9 piksel	9x9 piksel	-
İlk katmandaki DOG filtrenin merkez bant genişlik değeri	Adaptif (0~1)	Adaptif (0~1)	0.5 sabit	0.5 sabit
İkinci katmandaki DOG filtrenin merkez bant genişlik değeri	Adaptif (0~1)	0.5 sabit	Adaptif (0~1)	-
Simülasyon adım zamanı	1 ms	1 ms	1 ms	1 ms
Toplam simülasyon zamanı	50 ms	50 ms	50 ms	50 ms
nLIF parametreleri	Aynı	Aynı	Aynı	Aynı

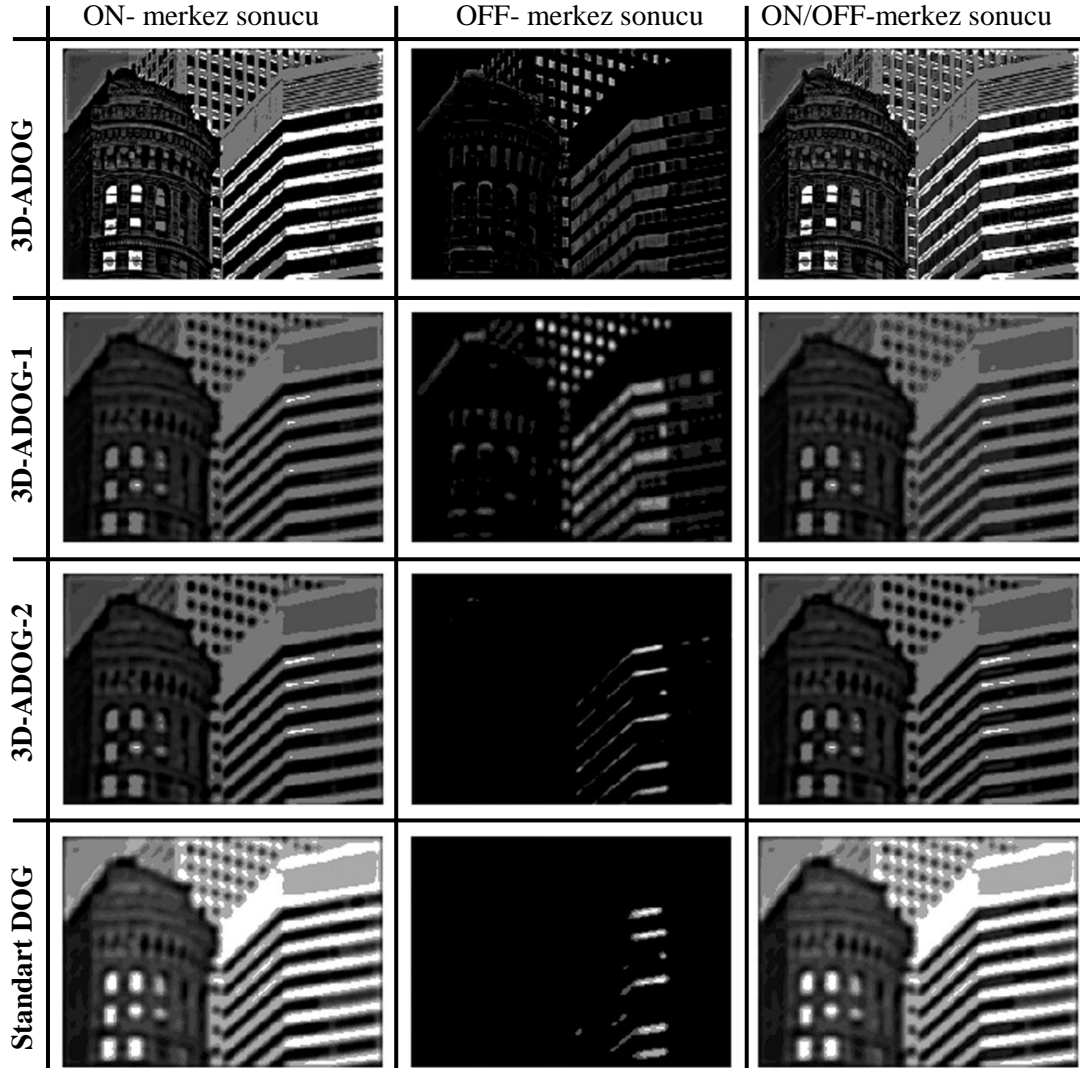
Standart DOG filtre tabanlı retina modeli ile karşılaştırma yapmanın yanında, çalışmada geliştirilen yapay retina modelindeki (3D-ADOG) adaptif filtre katmanlarının elde edilecek görüntülerdeki etkileri ayrı ayrı analiz edilmiştir. Bu amaçla modelin iki farklı versiyonu türetilmiştir. Yalnızca ilk aşamadaki filtre yapısının adaptif, ikinci aşamadaki filtre yapısının sabit olduğu (3D-ADOG-1) ve yalnızca ikinci aşamadaki filtre yapısının adaptif, ilk aşamadaki filtre yapısının sabit olduğu (3D-ADOG-2) modeller bu amaçla türetilen modellerdir. Çizelge 4.1’de

yapay retina modelleri için kullanılan simülasyon parametreleri verilmiştir. Bu çizelgeden görülebileceği gibi modeller arasındaki en temel fark katmanlardaki filtreleme işlemlerinin adaptif olup olmamasına göredir. Diğer parametreler tüm modellerde aynı olarak kullanılmıştır. Yalnızca görüntü içeriğinin standart sapma değerinin sıfır olduğu kısımlar için sunulan modelin filtre bant genişlik değeri standart model ile aynı olacak şekilde 0,5 olarak ayarlanmaktadır.

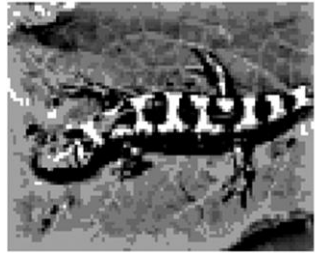

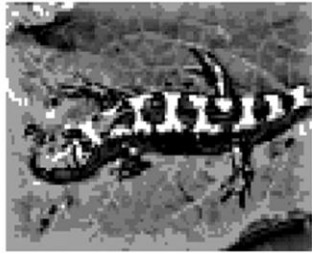









Çizelge 4.1’de görülen parametreler kullanılarak yapay retina modelleri hem ateşleme sayısı hem de ISI tabanlı görüntü oluşturma performansı açısından karşılaştırılmıştır.

#### Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma performansı

Simülasyon çalışmasının ilk adımında yapay retina modellerinden elde edilen ateşleme dizileri ateşleme tabanlı görüntü oluşturma işlemi için kullanılmıştır. Yapay retina modelleri için bu işlem ile oluşturulan görüntüler Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de görülmektedir. Bu görüntülerde modeldeki iki aşamanın da adaptif olması durumunda görüntülerdeki uzaysal detayların daha iyi algılanabildiği, diğer modeller için ise hemen hemen birbiri ile aynı olmak üzere bulanık bir görüntü elde edildiği görülmektedir. Buna ilave olarak 3D-ADOG-1 ve 3D-ADOG-2 modelleri için elde edilen görüntüler hem ON-merkez hem de ON/OFF-merkez kanallar için standart modele göre daha az bulanıklık etkisi içermektedir. Bununla beraber, 3D-ADOG modeli için elde edilen görüntüdeki bazı piksel değerleri orijinal görüntüdeki piksel değerleri ile, özellikle beyaz tonların hakim olduğu bölgelerde, hassas olarak örtüşmemiştir. Bunun nedeni modelin lokal adaptif yapısı olup uzaysal detayları daha iyi belirleyebilmek için bant genişliği lokal olarak değişmekte dolayısıyla bazı bölgelerdeki gri ton aralıkları genişletilmektedir. Bu sayede uzaysal detaylar ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için görsel açıdan daha açık şekilde seçilebilmektedir. Hatta OFF-merkez kanal için 3D-ADOG modeli diğerlerine göre daha anlamlı ayrıntı bilgileri sunan bir görüntü oluşturulmasını sağlamıştır.

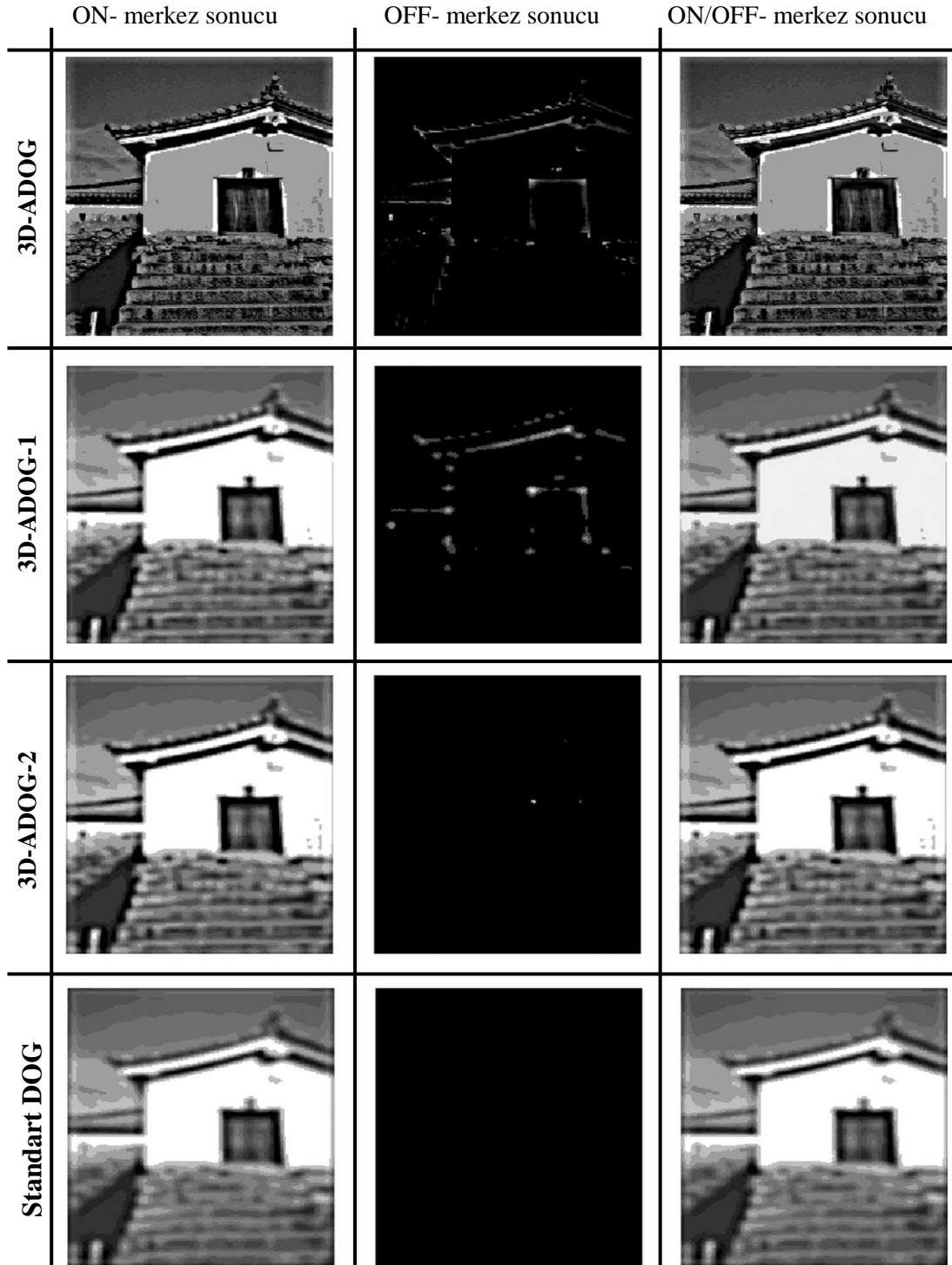


Şekil 4.10. “48017.jpg” görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları

	ON- merkez sonucu	OFF- merkez sonucu	ON/OFF- merkez sonucu
3D-ADOG			
3D-ADOG-1			
3D-ADOG-2			
Standart DOG			

Şekil 4.11. “175083.jpg” görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları





Şekil 4.12. “334025.jpg” görüntüsü için ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçları

Ateşleme sayısı esas alınarak oluşturulan bu görüntüler için OKH, EKI ve HBO parametreleri kullanılarak elde edilen karşılaştırmalı sayısal sonuçlar Çizelge 4.2’de

verilmiştir. Çizelgedeki değerler tüm test görüntüleri için elde edilen ortalama değerleri göstermektedir. Görülebileceği gibi 3D-ADOG modeli ile OKH, HBO ve EKI parametreleri açısından ON-merkezli kanal için (% 36,9 daha düşük OKH değeri, % 22,3 daha yüksek HBO değeri, ve % 10,2 daha yüksek EKI değeri) ve ON/OFF-merkezli kanal için (% 37,3 daha düşük OKH değeri, % 26,4 daha yüksek HBO ve % 9,5 daha yüksek EKI değeri) kayda değer bir iyileştirme elde edilmiştir. Bu modelin diğer iki versiyonu olan 3D-ADOG-1 ve 3D-ADOG-2 modelleri de bu parametreler açısından çok yüksek olmasa da ON-merkezli ve ON/OFF-merkezli kanallar için standart DOG filtre tabanlı retina modeline göre iyi sonuçlar üretmiştir.

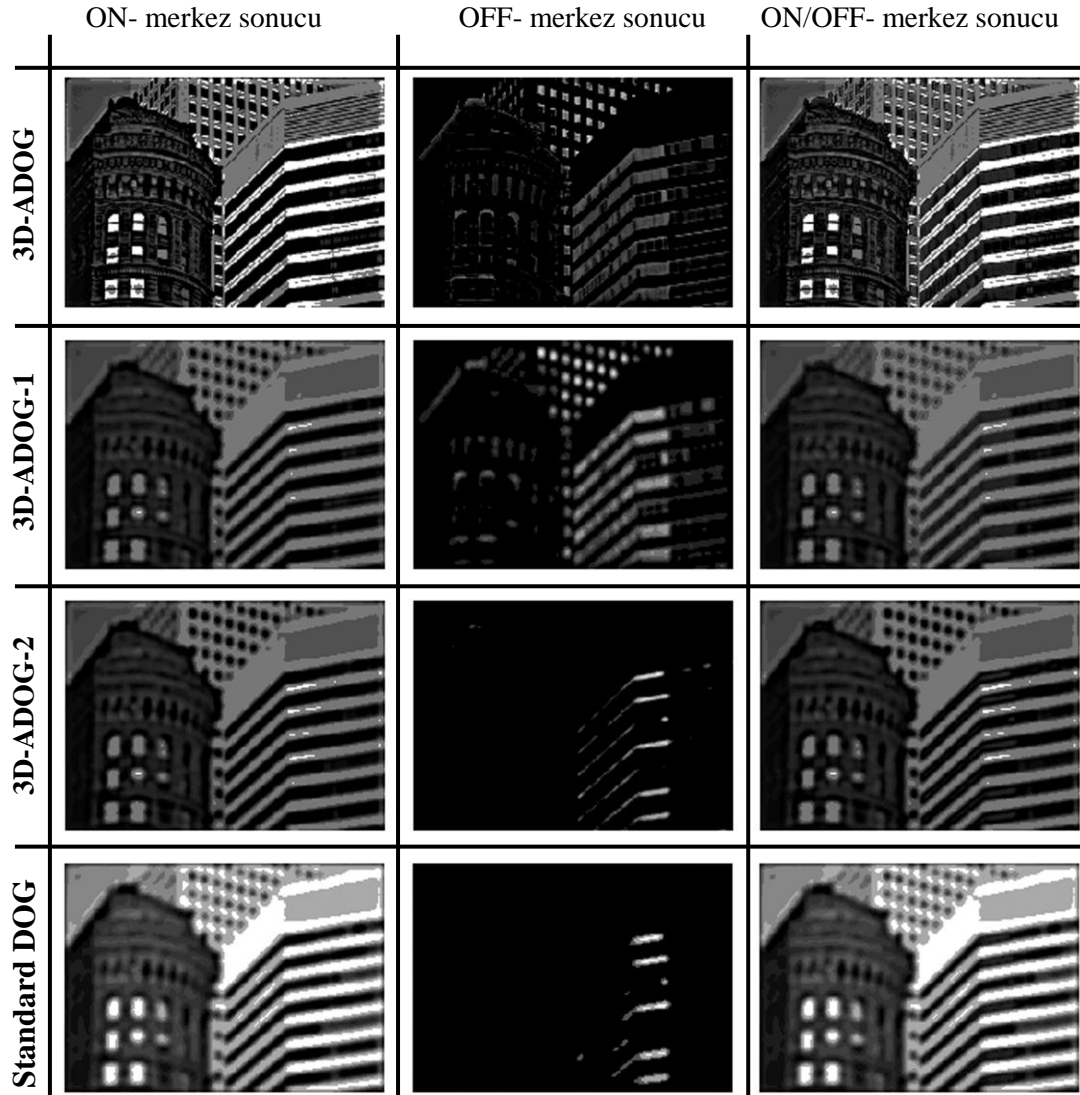
Çizelge 4.2. Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma performanslarının karşılaştırılması

Yapay Retina Modeli	ON-merkez çıktıları için karşılaştırma parametreleri			ON/OFF-merkez çıktıları için karşılaştırma parametreleri		
	OKH	HBO	EKI	OKH	HBO	EKI
<b>3D-ADOG</b>	1440,0	0,722	0,653	1429,3	0,762	0,646
<b>3D-ADOG-1</b>	2191,7	0,549	0,492	2016,7	0,599	0,486
<b>3D-ADOG-2</b>	2269,2	0,547	0,482	2267,3	0,554	0,482
<b>Standart DOG</b>	2280,4	0,499	0,449	2278,9	0,499	0,456


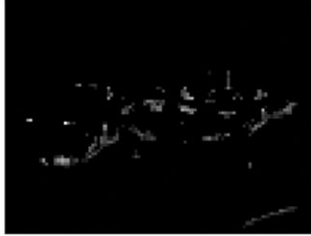


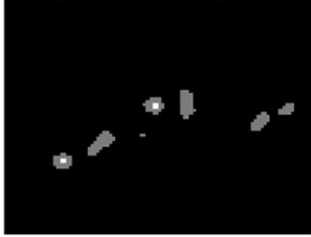





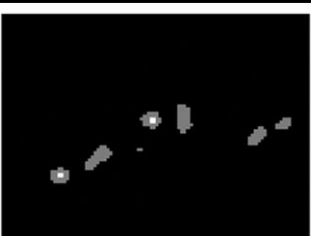
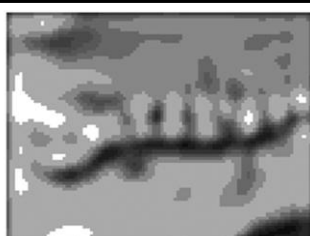
#### ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma performansı

Ateşleme sayısına göre elde edilen görüntü oluşturma çalışması yanında, simülasyon çalışmasında geliştirilen yapay retina modeli ile elde edilen görüntü kalitesinin ISI ölçütü tabanlı olarak ölçülmesi için de çalışmalar yapılmıştır. Ateşleme darbeleri arasındaki süre analog bir değer olabileceğinden ISI ölçütüne göre yapılan kodlama ateşleme sayısı esas alınarak yapılan kodlamaya göre daha hassas değerler üretebilir [6]. İki ateşleme arasındaki sürenin hesaplanmasında sadece iki ateşleme darbesinin elde edilmesi yeterli olmasına rağmen, daha kararlı bir ölçüm yapabilmek için 50 ms süresince elde edilen ateşleme darbeleri arasındaki ortalama ISI değeri hesaplanmıştır. Bu hesaplamanın karakteristiğinden dolayı elde edilen görüntülerin








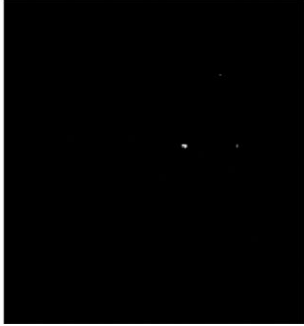


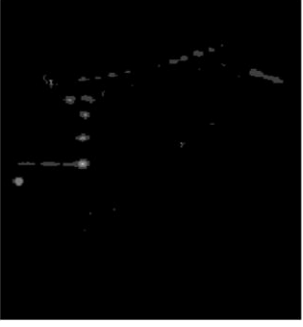

gri ton aralıkları ateşleme sayısı tabanlı oluşturulan görüntülere göre daha geniş bir aralığa yayılır. Yani daha çok ara gri ton oluşması mümkündür. Çalışmadaki her bir yapay retina modeli için ISI ölçütüne göre oluşturulan görüntüler Şekil 4.13, Şekil 4.14 ve Şekil 4.15’te verilmiştir.



Şekil 4.13. “48017.jpg” görüntüsü için ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları

	ON- merkez sonucu	OFF- merkez sonucu	ON/OFF- merkez sonucu
3D-ADOG			
3D-ADOG-1			
3D-ADOG-2			
Standart DOG			

Şekil 4.14. “175083.jpg” görüntüsü için ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları

	ON- merkez sonucu	OFF- merkez sonucu	ON/OFF- merkez sonucu
3D-ADOG			
3D-ADOG-1			
3D-ADOG-2			
Standart DOG			

Şekil 4.15. “334025.jpg” görüntüsü için ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçları

Görsel karşılaştırma yapıldığında, ON-merkez ve ON/OFF-merkez gangliyon çıktıları için bu yöntemde de ateşleme sayısı esas alınarak yapılan karşılaştırmaya

benzer sonuçlar elde edilmiştir. OFF-merkezli gangliyon çıktıları için ise, ateşleme sayısı tabanlı yöntemle göre daha az anlamlı bir çıktı görüntüsü elde edilmiştir. Önceki karşılaştırma sonuçlarına benzer olarak bu analizde de orijinal görüntüdeki çoğu uzaysal detayın 3D-ADOG modelinde daha iyi temsil edildiği görülmüştür. Ayrıca standart DOG filtresi tabanlı modelin OFF-merkez gangliyon çıktıları için anlaşılabilir bir çıktı görüntüsü oluşturamadığı görülmüştür.

Çizelge 4.3. ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma performanslarının karşılaştırılması

Yapay retina modeli	ON-merkez çıktıları için karşılaştırma parametreleri			ON/OFF-merkez çıktıları için karşılaştırma parametreleri		
	OKH	HBO	EKI	OKH	HBO	EKI
<b>3D-ADOG</b>	2343,2	0,662	0,677	2311,2	0,696	0,669
<b>3D-ADOG-1</b>	1956,8	0,570	0,485	1780,5	0,614	0,483
<b>3D-ADOG-2</b>	2062,4	0,565	0,473	2060,5	0,570	0,473
<b>Standart DOG</b>	1399,0	0,563	0,460	1399,1	0,566	0,460

İstatistiksel değerlendirmeler OKH, HBO ve EKI parametreleri için Çizelge 4.3'te verilmiştir. Çizelgedeki değerler tüm test görüntüleri için elde edilen sonuçların ortalama değerlerini göstermektedir. Elde edilen görüntülerin görsel kalitesi ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma sonuçlarındakilere oldukça benzer olmasına rağmen, bu analizde OKH parametresi için standart DOG modeli diğer modellere göre ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanal için en düşük sonuçları ( ON-merkez kanal için % 29,0 ve, ON/OFF-merkez kanal için % 21,4 daha düşük OKH değeri) üretmiştir. Sonuçlardaki bu değişiklikler görüntünün gri ton seviyelerindeki küçük değişimlerin OKH değerinde yüksek değişimlere neden olmasındandır. Ayrıca ISI değeri simülasyon zamanına bağlı olarak değiştiğinden simülasyon süresinin uzun tutulması (50 ms) da hata değerlerinin artmasına neden olmaktadır. Bu durumun açıklaması zamana bağlı değişim analizlerinde daha ayrıntılı olarak gösterilmektedir. Diğer modellerden, 3D-ADOG-1 modeli OKH parametresi için ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanal için daha iyi skorlar elde etmiştir. HBO ve EKI parametreleri

açısından, 3D-ADOG modeli ON-merkez kanal için (% 10,0 daha yüksek HBO ve % 11,0 daha yüksek EKI değeri) ve ON/OFF-merkez kanal için (% 13,0 daha yüksek HBO değeri ve % 10,5 daha yüksek EKI değeri) daha iyi sonuçlar elde etmiştir.

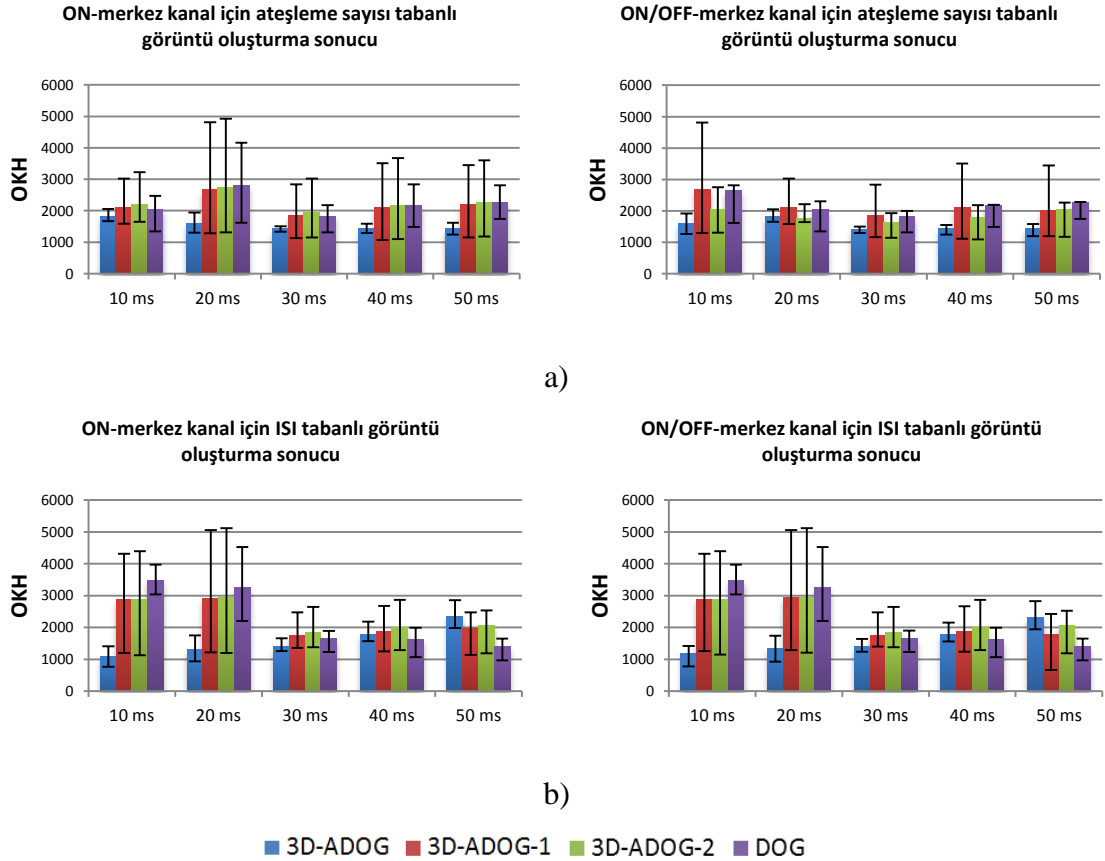
#### Görüntü oluşturma performansının zamana bağlı olarak analizi

Geliştirilen adaptif yapay retina modelinin zamana bağlı olarak oluşturduğu görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için ateşleme sayısı ve ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma işlemleri zaman parametresini de hesaba katarak yapılmıştır. Bu amaçla 10 ms, 20 ms, 30 ms, 40 ms ve 50 ms süresince elde edilen ateşleme dizileri görüntü oluşturmak için kullanılmıştır. Ateşleme sayısı ve ISI ölçütüne göre, her bir yapay retina modeli için oluşturulan bu görüntüler OKH, HBO ve EKI parametreleri kullanılarak karşılaştırılmıştır.

ON-merkez ve ON/OFF-merkez gangliyon çıktılarının ateşleme sayısı ve ISI ölçütü tabanlı olarak elde edilen çıktı görüntüleri için karşılaştırma sonuçlarını gösteren grafikler Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de görülmektedir. Bu grafiklerde OKH, HBO ve EKI değerlerinin zamanla değişimi gösterilmiştir. Grafik değerleri OKH, HBO ve EKI değerleri için tüm test görüntüleri ile elde edilen ortalama değerleri göstermektedir. Hata çubukları bu parametreler için en büyük ve en küçük değerleri göstermektedir.

OKH parametresinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı olarak değişimini içeren grafikler Şekil 4.16'da verilmiştir. Ateşleme sayısı tabanlı sonuçlarda (Şekil 4.16.a) ON-merkez ve ON/OFF-merkez tipi kanallar için beklenildiği gibi 3D-ADOG modeli için OKH değerleri zamanla azalmış ve zaman eksenindeki tüm değerler için en düşük OKH değerleri elde edilmiştir. DOG modeli ve türetilen diğer iki model (3D-ADOG-1 ve 3D-ADOG-2) 30 ms süresinden sonra düşük OKH değerleri üretmiştir. ISI ölçütü esas alınarak elde edilen sonuçlarda (Şekil 4.16.b) ON-merkez ve ON/OFF-merkez tipi kanallar için 3D-ADOG modeli ile 40 ms zaman periyoduna kadar en düşük OKH değerleri elde edilmiş, ancak, diğer üç model için görüntü oluşturma işleminin sonunda (yani 50 ms sonunda) daha

düşük OKH değerleri elde edilmiştir. Bu karşılaştırmada DOG modeli 50 ms sonunda en düşük OKH değerini üreten model olmuştur. Bununla birlikte, modeller için hata aralığına bakıldığında, hata aralığının 3D-ADOG modeli için standart DOG modeline göre daha küçük olduğu görülmüştür.

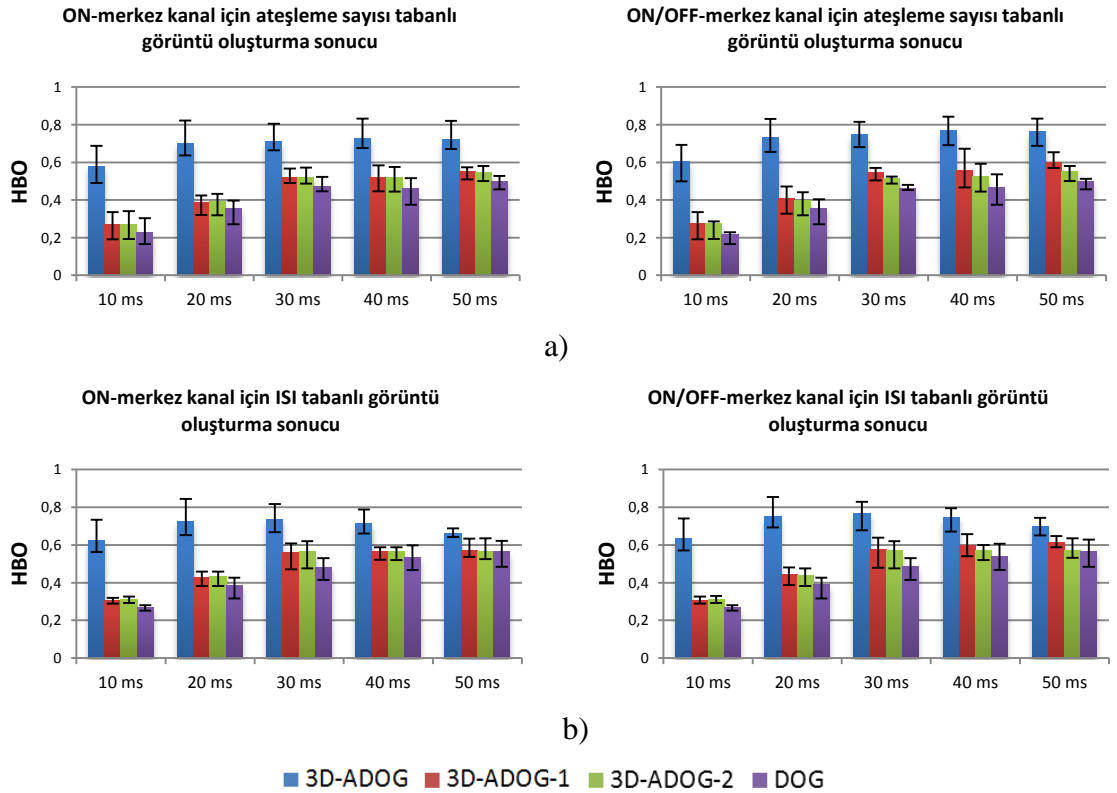


Şekil 4.16.OKH değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler

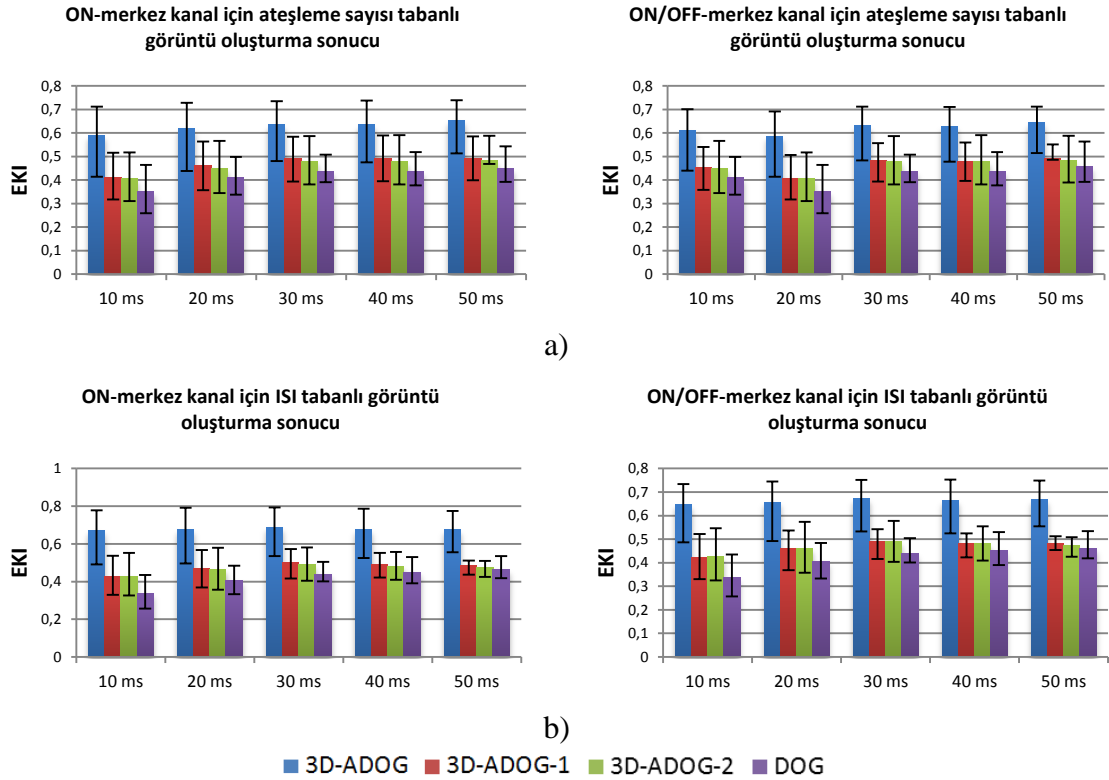
ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için HBO parametresinin zamana bağlı olarak değişimini gösteren grafikler Şekil 4.17’de verilmiştir. Ateşleme sayısı tabanlı sonuçlarda (Şekil 4.17.a) 3D-ADOG modeli için 40 ms zaman periyodunda, her iki kanal için yükselen HSR değerleri elde edilmiştir. Bu sürenin sonunda anlamlı bir değişim görülmemektedir. Bu grafikten görülebileceği gibi 3D-ADOG modeline benzer olarak diğer modeller için de bu parametre için zamanla yükselen değerler



elde edilmiştir. ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma sonuçlarına göre yapılan analizde (Şekil 4.17.b) 30 ms süresince HBO değerleri 3D-ADOG modeli ve ON ve ON/OFF tipi kanallar için artan bir eğilimle elde edilmiştir. Bazı durumlarda HBO parametresinin 3D-ADOG modeli için elde edilen en büyük ve en küçük değerleri diğer modellere göre daha geniş bir değişim aralığı sergilemişse de en yüksek ortalama HBO değerleri 3D-ADOG modeli ile elde edilmiştir. Daha çok ateşleme dizisinin görüntü oluşturma işlemine dahil edilmesi ile HBO değerinin arttığı bu grafiklerden görülsede, 3D-ADOG modelinin oldukça az ateşleme dizisinin kullanılmasıyla (ilk 10 ms süre içinde) bile oldukça yüksek HBO değeri ürettiği görülmektedir. Tüm grafiklerde standart DOG modelinin 3D-ADOG modeline göre daha düşük HBO değerleri ürettiği de açık şekilde bu grafiklerde görülmektedir.



Şekil 4.17. HBO değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler



Şekil 4.18. EKI değerinin ON-merkez ve ON/OFF-merkez kanallar için zamana bağlı grafiksel analizi a) Ateşleme sayısı tabanlı görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler b) ISI ölçütüne göre görüntü oluşturma yöntemi için elde edilen grafikler

ON-merkez ve ON/OFF-merkez tipi kanallar için elde edilen EKI parametresinin zamana göre değişimini gösteren grafikler Şekil 4.18'de verilmiştir. Bu karşılaştırmada, hem ateşleme sayısı tabanlı (Şekil 4.18.a), hem de ISI ölçütüne göre (Şekil 4.18.b) yapılan analizlerde neredeyse aynı EKI değerleri elde edilmiştir. 3D-ADOG modeli için, zaman eksenindeki tüm değerler için en yüksek EKI değerleri elde edilmişken, bu parametre için en düşük değerler standart DOG modeli için elde edilmiştir.

Sonuç olarak, 3D-ADOG modelinin nihai performansı OKH parametresi açısından oldukça yüksek, HBO ve EKI parametreleri açısından da görüntü oluşturma işleminin oldukça başlarında bile (10 ms, 20 ms ve 30 ms'lik zaman aralığında) önemli derecede yüksektir. Bu sonuç, önerilen 3D-ADOG modeli ile daha kısa zaman aralığında daha iyi ve görsel açıdan daha kaliteli görüntü oluşturma işleminin

yapılabileceği ve görsel protez sistemlerinin performansını bu açıdan arttırabileceği anlamına gelmektedir. Bu analizlerden 30 ms'lik simülasyon süresinin hem ateşleme sayısı hem de ISI ölçütüne göre uygun bir simülasyon süresi olduğu anlaşılmakta, bu süre içinde ulaşılan performansın görsel restorasyon açısından oldukça yeterli olduğu görülmektedir.

### **4.3. Normal Gören Katılımcılarla Yapılan Testler ve Sonuçları**

Bu kısımda normal gören katılımcılar ile yapılan test sonuçlarına yer verilmiştir. Test ekipmanı olarak video LCD gözlük, bu gözlüğe monte edilen kamera ve DaVinci video işleme sistemi kullanılmıştır. Modelin video işleme sisteminde çalıştırılması için Simulink blokları ile tasarım yapılarak test aşamasına geçilmiştir. Bu nedenle DaVinci sistemi hakkında kısa bir bilginin ardından, bu sistem için yapılan yazılım tasarımı öncelikli olarak açıklanmış, ardından test prosedürü ve sonuçlar verilmiştir.

#### **4.3.1. DaVinci™ teknolojisi**

Bu kısımda geliştirilen yapay retina modelinin gerçek zamanlı olarak test edilmesinde kullanılan DaVinci Sayısal Video Geliştirme Modülü (DVEVM) temel özellikleri ile anlatılmaktadır.

#### TI DaVinci teknolojisi

Yarı iletken teknolojisindeki gelişmelerle, günümüzde büyük boyutlu görüntü sıkıştırma ve iletiminin mümkün olması, taşınabilir cihazlarda görüntü işleme uygulamalarının çok büyük bir kullanım alanı bulmasını sağlamıştır. Texas Instruments (TI) firmasının geliştirdiği yeni nesil işlemci ailesinden olan DaVinci™ platformu özellikle sayısal video işleme ve kodlama uygulamalarında bu ihtiyaçların giderilmesini amaçlamıştır [135,136].

Bu gelişmiş video işleme platformunun başlıca kullanılabileceği uygulamalar aşağıdaki şekilde listelenebilmektedir:

- Video güvenliği
- Otomotiv sektörü için sürücü bilgilendirme sistemleri
- Akıllı televizyon sistemleri
- Görüntülü telefonlar
- Sayısal kameralar
- Taşınabilir çoklu ortam yürütücüleri
- Otomotiv sektöründe görüntü işleme uygulamaları

Bu alanlarda ürün geliştirmek için TI DaVinci platformunun işlemci, yazılım ve araçları uygulamaya yönelik hızlı çözümler sunmaktadır (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. DaVinci teknolojisinin kullanım alanları [137]

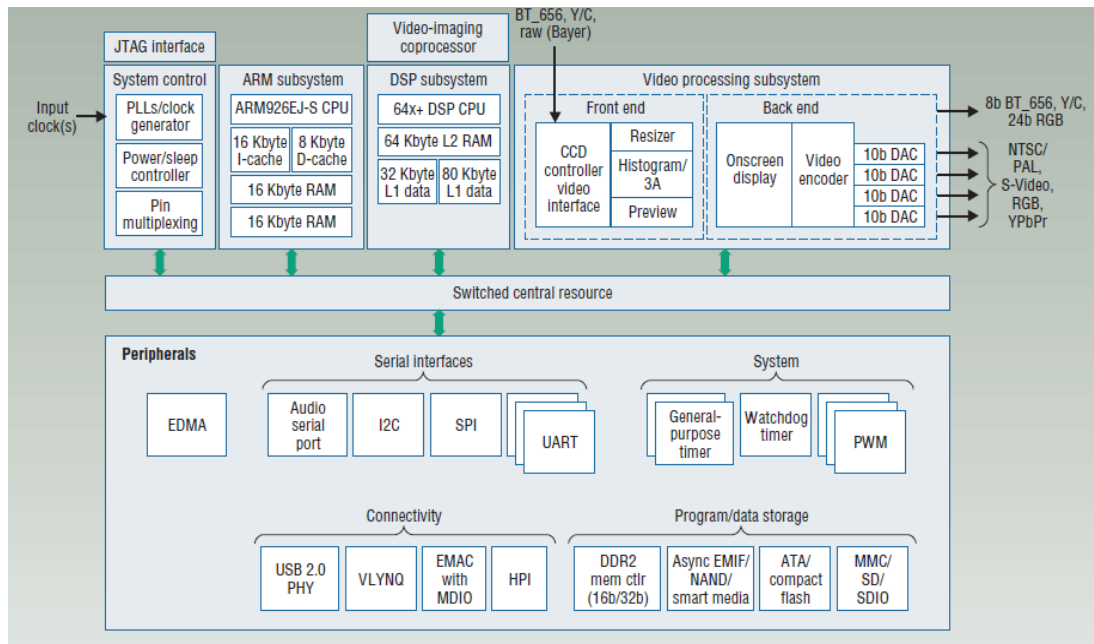
DaVinci teknolojisi, yüksek performanslı sabit noktalı işlem yapabilen bir sayısal işaret işleyici (DSP) yongası ile 32 bitlik RISC mimarisinde bir ARM işlemci yongası olmak üzere çift işlemcili bir yapıya sahiptir. Sistem bu mimari ile uygulama geliştiricilere ARM tabanlı üretime hazır uygulama kodları geliştirme imkanı verirken aynı zamanda da özel API'leri sayesinde DSP çekirdeğine erişim için olanak sağlamaktadır. Böylece gerçek zamanlı uygulamaların performansı artırılmakta ve özellikle video kodlama, kod çözme, görüntü işleme ve ses işleme

gibi yoğun matematiksel işlemleri yüksek performanslı olarak yürütebilmektedir. Yüksek performans alınabilmesi için tasarlanan bu işlemci mimarisinde DSP ve ARM yongalarının ayrı ayrı sorumlu olduğu işlemler vardır. ARM yongası, sistem koşullamadan, güç yönetimi, kullanıcı arayüz fonksiyonlarının denetiminden, sistem giriş-çıkış ve kodek fonksiyonlarından, DSP alt sisteminin kontrol edilmesinden ve sistemin tüm kontrollerinden sorumludur. DSP yongası görüntü, video ve ses işleme fonksiyonları gibi yoğun matematiksel işlemlerin gerçekleştirilmesi için kullanılabilir [136]. DSP ve ARM sistemleri benzer matematiksel algoritmaları yürütebilecek kapasitede olmasına rağmen, yüksek performanslı uygulamalar yapılmak isteniyorsa geliştirilecek uygulamanın hangi kısımlarının ARM işlemcide, hangi kısımlarının da DSP de gerçekleştirileceği iyi şekilde belirlenmeli ve ona göre kod geliştirilmelidir. ARM yongasında, gerçek zamanlı gömülü sistemler için geliştirilen bir Linux sürümü olan Monta Vista çalıştırılmaktadır.

Video ve ses işleme görevleri “Codec Engine” tarafından yürütülmektedir. Bu yapı sayesinde video ve ses verilerinin kod çözme ve kodlama işlemleri ile uygulama geliştiricilerin ilgilenmesi gerekmekte, böylece asıl geliştirilecek program üzerinde çalışılabilmekte ve bu da hızlı program geliştirme açısından kolaylık sağlamaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken ise kodek yapısının parametre ayarlarının uygulamaya özgü olarak doğru şekilde yapılması gerektiğidir [136]. Bu yapının diğer bir avantajı da sistem performansı açısından dır. Giriş-çıkış birimleri ile ilgili olan kodek sistemi sayesinde DSP yongası gereksiz giriş-çıkış ve kullanıcı arayüzü denetimi işlemleri ile uğraşmak zorunda kalmamakta, sadece sinyal işleme ile ilgili kısımları çalıştırmaktadır. Böylece sistem performansı da dikkate değer şekilde artmaktadır. ARM, DSP, video işleme alt sistemleri ile çevre birimleri gösteren blok diyagram Şekil 4.20’de görülmektedir.

DaVinci yongası bir sayısal medya işlemcisi olarak Yüksek Performanslı Sayısal Medya Yonga-Sistemi (High-Performance Digital Media SoC) olarak tek bir yonga içerisinde toplanmıştır (Şekil 4.20). Yonga içerisindeki ARM926EJ-S™ işlemcisi 297 MHz, DSP-C64x+™ işlemcisi ise 594 MHz saat frekansında işlem yapmaktadır.

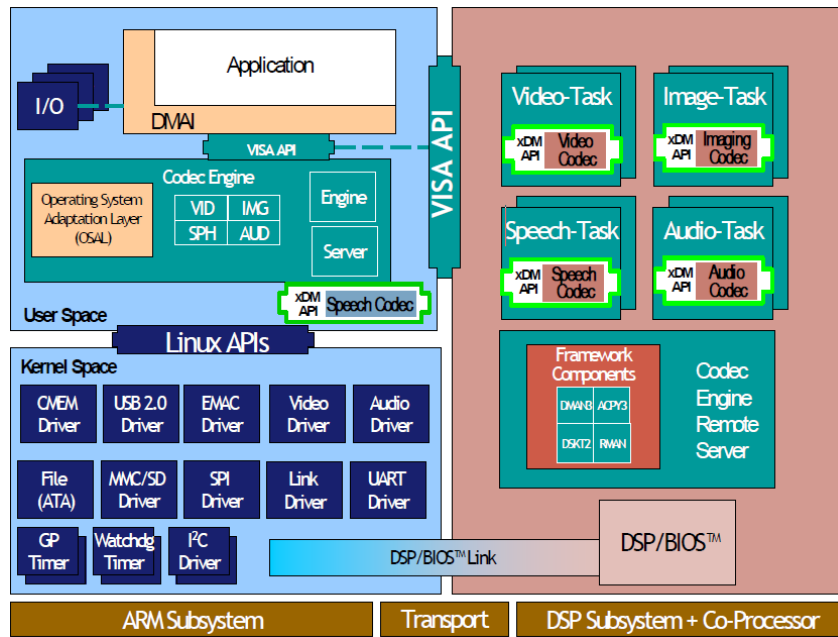
Yonga bu şekilde bir saykıl içinde 8 adet 32-bitlik komut işletebilmekte ve saniyede 4752 milyon komut işleyebilmektedir. Yongadaki DSP ve ARM işlemcileri arasında yazılım olarak uygunluk bulunmaktadır. Paralel olarak işlemlerin yürütülebilmesi için DSP yongasının içinde 8 adet işlem bloğu ve 32, 64 ve 84 KB olmak üzere 3 adet hafıza birimi bulunmaktadır. ARM işlemcisi ise 16 KB komut ön belleği, 8 KB veri ön belleği, ve 2 adet 16 KB hafızaya sahiptir. Yonga içerisinde bulunan video işleme sistemi, bu iş için geliştirilmiş donanım bloklarını içermektedir. Bu bloklar ile görüntü yakalama, önizleme, renk uzayı dönüşümleri, histogram hesaplamaları, yeniden boyutlandırma, renklendirme işlemleri “Front-end” kısmında yapılmaktadır. İşlenen görüntülerin kodlanması, çıkış birimlerine yönlendirilmesi ve ekrana çeşitli menüler basılması gibi işlemler ise “Back-end” kısmındaki bloklarla yapılmaktadır.



Şekil 4.20. TI DaVinci™ teknolojisi donanımsal bileşenlerini gösteren blok diyagram [138]

DaVinci yongasında çevre birimleri, EDMA, seri arabirimler (Serial interfaces), sistem bileşenleri (system), bağlantı bileşenleri (connectivity) ve program/veri depolama arabirimleri (program/data storage) oluşturmaktadır.

EDMA birimi gelişmiş bir doğrudan hafıza erişimi sağlayan 64 bağımsız kanal içermekte ve video verilerinin işlenmesi için yüksek bir performans sunmaktadır. Seri arabirimler, I<sup>2</sup>C, SPI (seri port arabirimi) ve 3 adet UART (evrensel asenkron alıcı verici) arabirimleri ile ses kodeği ile bağlantı seri portundan oluşmaktadır. Sistem bileşenleri, 2 adet 64 bitlik genel amaçlı zamanlayıcı, bir adet 64 bitlik watchdog zamanlayıcı ve PWM kontrol birimini içerir. Bağlantı bileşenleri, 10/100 Mb/s Ethernet arabirimini, USB arabirimi, VLYNQ arabirimi ve genel amaçlı kullanım için donanımsal port arabirimini (HPI) içermektedir. Veri depolama arabirimi, sabit ve harici hafıza ihtiyacını karşılayan hafıza arabirimi (EMIF), veri depolama amacıyla kullanılan kompakt flash kartlar ve sabit disk bağlantı arabirimlerini (ATA) içermektedir [136].

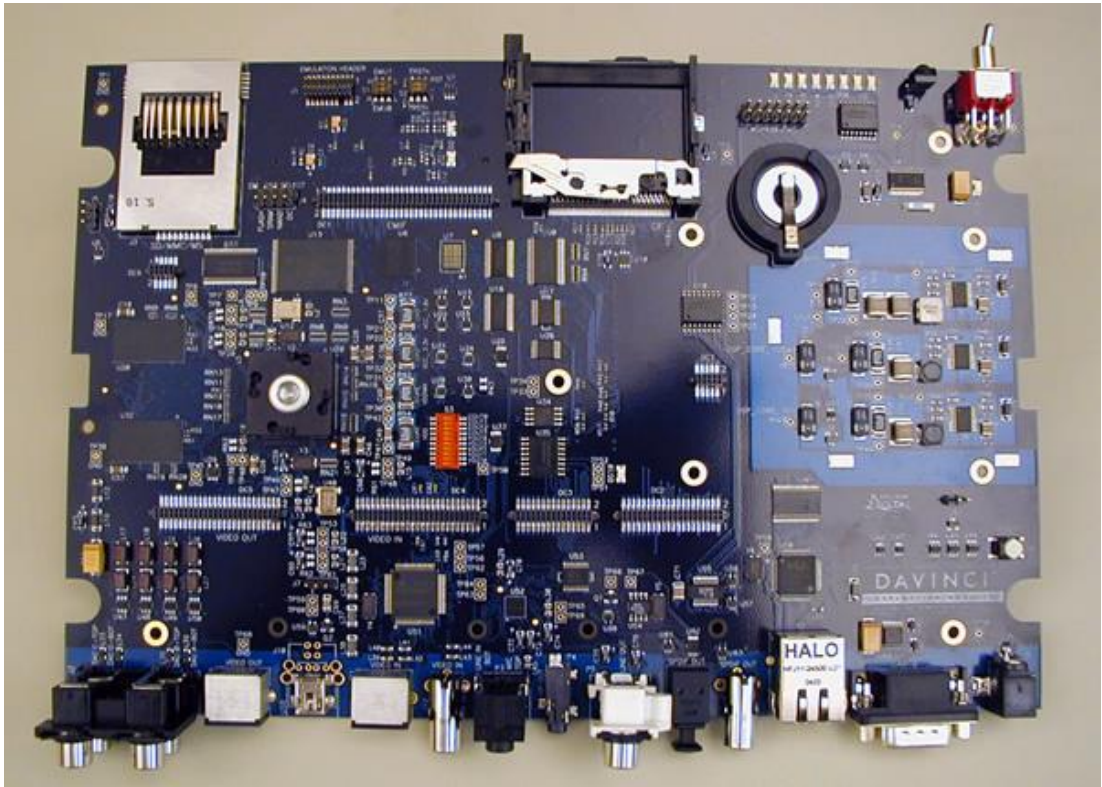


Şekil 4.21. TI DaVinci™ teknolojisi yazılım bileşenlerini gösteren blok diyagram [139]

DaVinci yongasının yazılım bileşenleri ise Şekil 4.21’de blok diyagram olarak verilmiştir. Bu blok diyagramda yazılım bileşenlerinin kendi aralarında oluşturduğu gruplar ve bu gruplar arasında bulunan bağlantılar gösterilmektedir. Bu blok diyagram ayrıca, sistem programcıları için sisteme genel bir bakış sağlama imkanı sunmaktadır.

### DaVinci™ Sayısal Video Geliştirme Modülü (DVEVM)

DaVinci Sayısal Video Geliştirme modülü video işleme uygulamaları ile ilgilenen geliştiricilerin esnek ve kolay bir şekilde uygulama geliştirmelerini sağlamak amacı ile tasarlanmış, DaVinci teknolojisine dayalı bir uygulama geliştirme sistemidir. Bu modül Resim 4.1’de görülmektedir. Bu modül üzerinde 40 GB HDD içerisine yüklenmiş Monta Vista Linux sürümü, video/ses giriş portları, kart okuyucu birimleri ve Ethernet ve USB bağlantısı gibi portlara yer verilmiştir. Modül, yanında kurulum DVD’lerine ek olarak CCD kamera, mikrofon, 5.6” LCD ekran ve uzaktan kumanda gibi aksesuarlarla birlikte gelmektedir.



Resim 4.1. TI DaVinci™ sayısal video geliştirme modülü

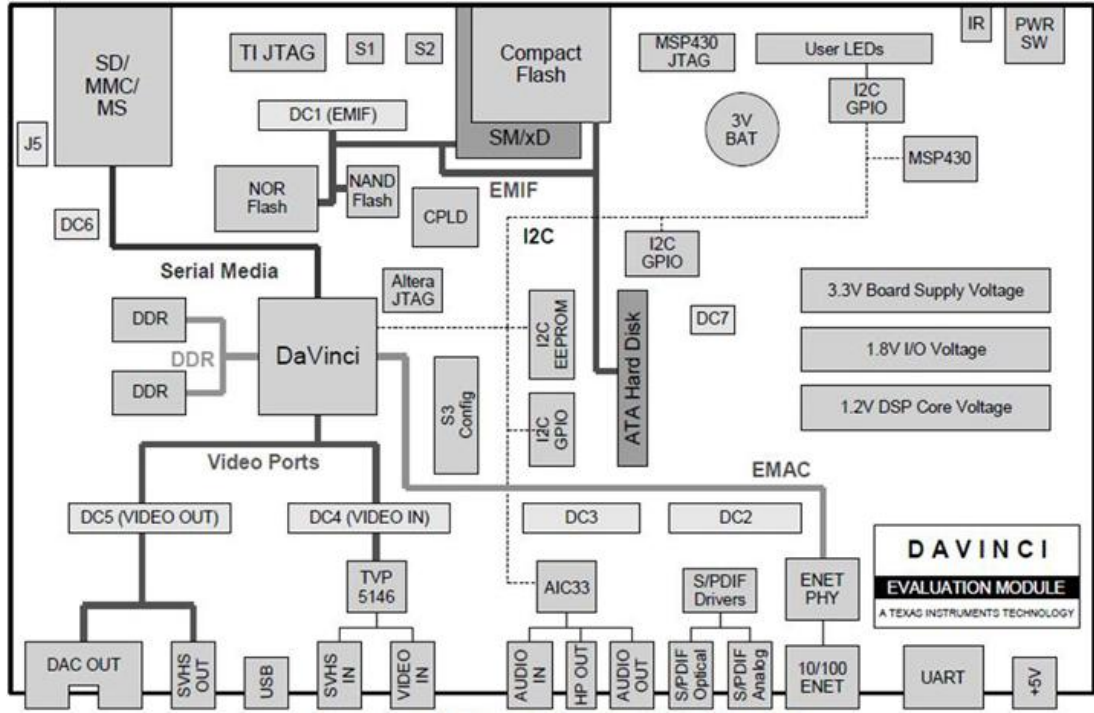
DVEVM modülünün üzerinde bulunan bileşenler maddeler halinde şu şekilde listelenebilir:



- USB 2.0 bağlantı arabirimi
- 10/100 MBS Ethernet arabirimi
- IR Uzaktan kumanda arabirimi,
- Gerçek zamanlı saat
- JTAG emülatör arabirimi
- 8 adet kullanıcı LED'i
- Boot ayar anahtarları
- +5 V besleme girişi
- İlave modül bağlantıları için genişletme konnektörleri
- ATA ve Vlyng arabirimleri
- Analog ve optik SPDIF arabirimi
- DM64XX işlemci (300 MHz ARM işlemcisi, 600 MHz DSP işlemcisi ile)
- 1 adet video giriş portu, kompozit ve S video girişleri ile uygun
- 4 adet video çıkış portu, komponent, RGB ve kompozit formatlara uygun
- 256 MB DDR2 DRAM hafıza
- UART arabirimi üzerinden hafıza kartı yuvaları (SD, xD, SM, MS, MMC)
- 16 MB Flash hafıza, 64 MB NAND Flash, 4 MB SRAM
- AIC33 stereo ses kodeği

DVEVM modülü blok diyagram olarak Şekil 4.22'de verilmiştir. Bu şekilde bileşenlerin birbiri ile olan bağlantıları da görülmektedir.

Sağladığı yüksek performans ve görüntü işleme için özelleşmiş donanımı ile DaVinci video işleme modülü tez çalışmasında gerçek zamanlı simülasyon yapmak için uygun olarak bulunmuştur. Ayrıca bu sistemin MATLAB ve CCS gibi zamandan tasarruf sağlayan yazılım geliştirme ortamlarında programlanabilir olması bu sistemin seçiminde önemli bir kriter olmuştur. Sonraki kısımda yapay retina modelinin DaVinci modülünde koşturulması için yapılan çalışmalar anlatılmaktadır.

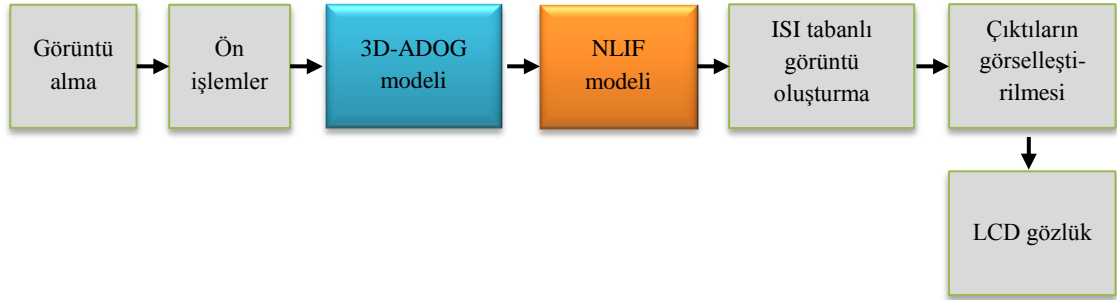


Şekil 4.22. DAVEVM blok şeması [137]

#### 4.3.2. 3D-ADOG modelinin DaVinci™ sisteminde gerçekleştirilmesi

Geliştirilen yapay retina modelinin gerçek zamanlı olarak çalıştırılması için simulink blokları ile Real time Workshop ve target support package kütüphanelerinde yer alan DaVinci Evaluation Kit için geliştirilen bloklar kullanılarak tasarım yapılmıştır. Simulink tasarımının C kodlarına dönüştürülmesini sağlayan bu blokların yanında “Video and Image Processing” blokları da kullanılarak görüntü işleme adımlarının gerçekleştirilmesi sağlanmıştır. Simulink ortamında geliştirilen yazılım modeli Şekil 4.23’te verilmiştir.

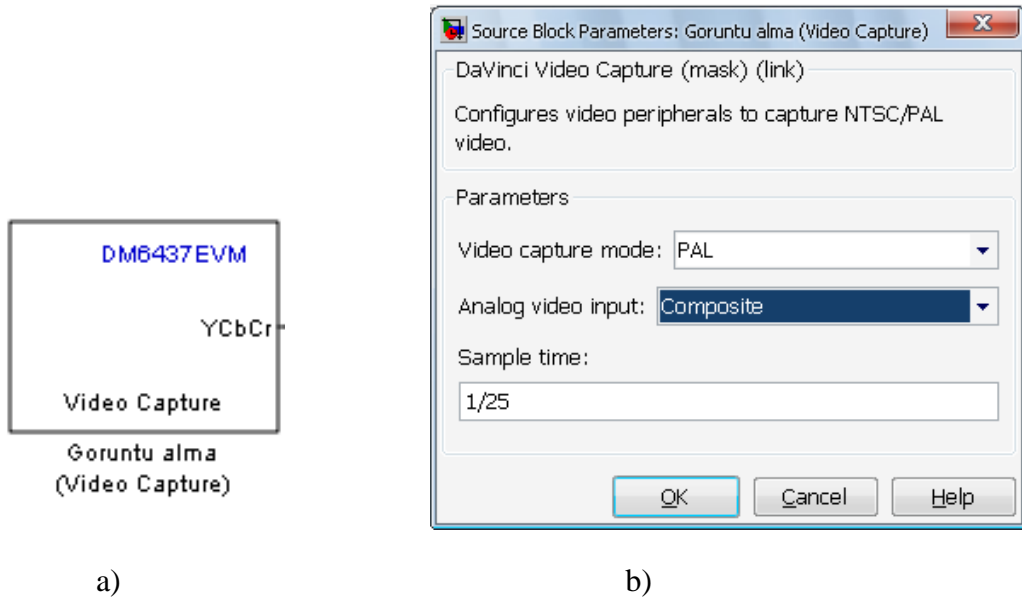
İşlem akışında sırasıyla kamera görüntüsünün alınması, renk uzayı dönüştürme adımı, 3D-ADOG modeli bloğu, nLIF ateşleme üretme modeli, ISI tabanlı görüntü oluşturma bloğu ve çıktılarının görselleştirilmesinin ardından LCD gözlüğe verilmesi yer almaktadır. Bu bloklar sırayla açıklanmıştır.



Şekil 4.23. Geliştirilen 3D-ADOG yapay retina modelinin gerçek zamanlı simülasyonu için oluşturulan simulink blokları

### Görüntü alma bloğu

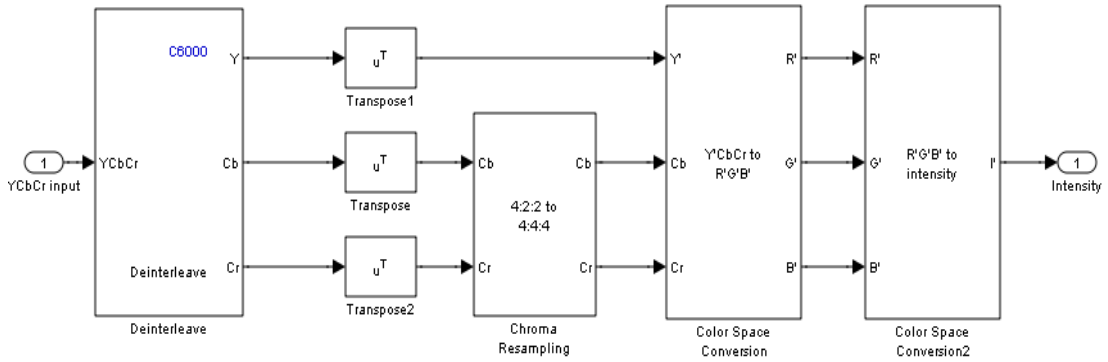
Bu blok DaVinci sisteminin PAL veya NTSC olarak kompozit veya S video girişlerinden görüntü alınmasını sağlamaktadır. Sistem analog kameradan  $576 \times 720$  boyutunda 1/30 kare/sn hızında görüntü alabilmektedir. Şekil 4.24'te görüntü alma bloğu ve özellik penceresi verilmiştir. Şekilde görüntü alma bloğunun çıkış tipinin YCbCr (4:2:2) türünde "interleaved" bir yapıda olduğu görülmektedir. Bu nedenle bu çıkış formatının işlenmek amacıyla önce RGB daha sonra gri ton değerlerine dönüştürülmesi gerekmektedir.



Şekil 4.24. DaVinci sistemi için kullanılan Simulink blokları a) Görüntü alma bloğu  
b) Özellik penceresi

## Ön işlemler bloğu

Bu işlem bloğunda YCbCr (4:2:2) formatındaki görüntü verisinin gri tonlu görüntüye dönüştürülmesi yapılmaktadır. Bu amaçla öncelikle Deinterleave bloğu kullanılarak görüntü matrisinin Y ve Cb ile Cr bileşenlerinin boyutlarının eşitlenmesi sağlanır. Daha sonra bu matrislerin de transpozu alınır, Cb ve Cr bileşenleri chroma resampling bloğundan geçirilerek “YCbCr to RGB” bloğu ile RGB renk uzayına dönüştürülür. RGB renk uzayındaki görüntü de RGB to intensity bloğu kullanılarak 0 ile 255 arasındaki değerlerden oluşan gri ölçekli görüntüye dönüştürülür. Böylece girdi görüntüsü bu işlem blokları ile işlenecek duruma getirilmiş olur. Ön işlemler bloğunda yer alan iç bloklar Şekil 4.25’de verilmiştir.

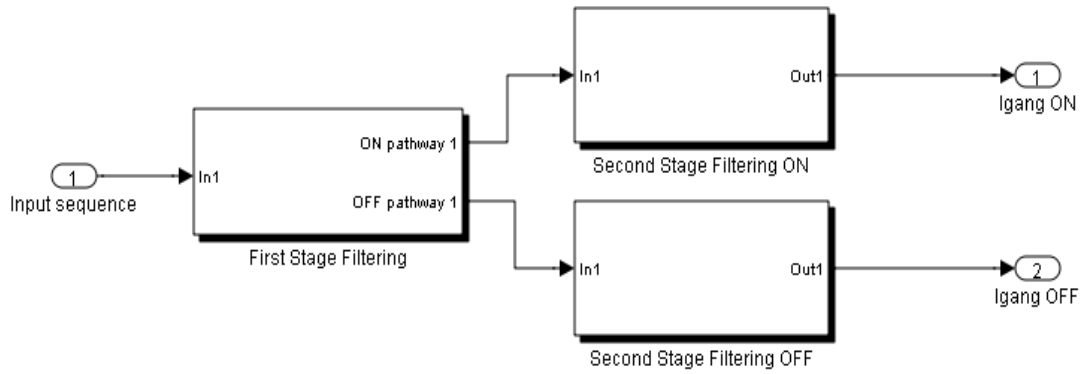


Şekil 4.25. Ön işlemler bloğunun iç yapısı

## 3D-ADOG modeli bloğu

Görüntü dizisi gri tonlu görüntüye dönüştürüldükten sonraki adım, yapay retina modelinin ilk işlem katmanı olan 3D-ADOG bloğu ile filtreleme işlemidir. 3D-ADOG işlem katmanında iki aşamalı filtreleme yapısı mevcut olup her iki katman da bant genişlikleri adaptif olarak değişen 2D-Gauss filtrelerden oluşmaktadır. Bölüm 3’ün başlarında detaylı olarak açıklanan bu modelin ilk filtreleme bloğu reseptör, horizontal ve bipolar hücrelerin etkileşimini modellemektedir. İkinci filtreleme bloğu ise bipolar, amakrin ve gangliyon hücrelerin etkileşimini modellemektedir. Biyolojik retinada, reseptif alan yapısından dolayı oluşabilecek negatif potansiyeller de

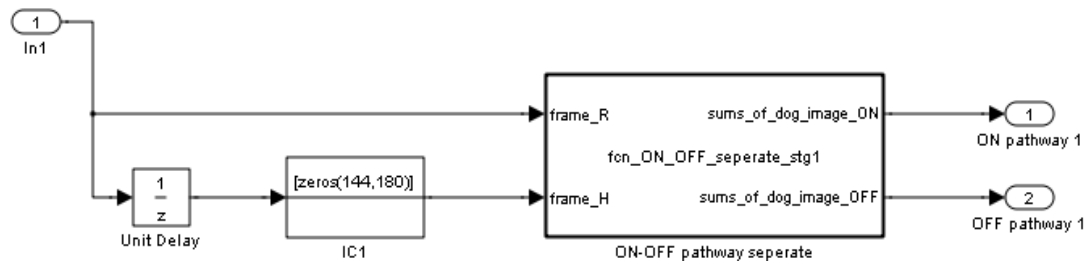
ateşleme aktivitesi ile kodlandığından dolayı (yani daima pozitif ateşleme sinyalleri üretildiğinden), ilk filtreleme bloğunda elde edilen sinyaller negatif ve pozitif olmasına göre ON-merkez ve OFF-merkez olarak ayrılmaktadır. Pozitif sinyaller ON-merkezli veriyoluna (ON pathway) yönlendirildikten sonra ikinci aşamada bu ON-merkez sinyalleri yine adaptif Gauss filtresinden geçirilerek ON-merkez tipindeki gangliyon hücreleri için akım uyarım değerleri ( $I_{gang\ ON}$ ) olarak elde edilir. Negatif sinyaller ise doğrultma işleminin ardından OFF veriyoluna (*OFF pathway*) yönlendirildikten sonra ikinci aşamada bu OFF sinyalleri yine adaptif Gauss filtresinden geçirilerek OFF-merkez tipindeki gangliyon hücreleri için akım uyarım değerleri ( $I_{gang\ OFF}$ ) olarak elde edilir. 3D-ADOG işlem bloğunun iç yapısı Şekil 4.26’da verilmiştir.



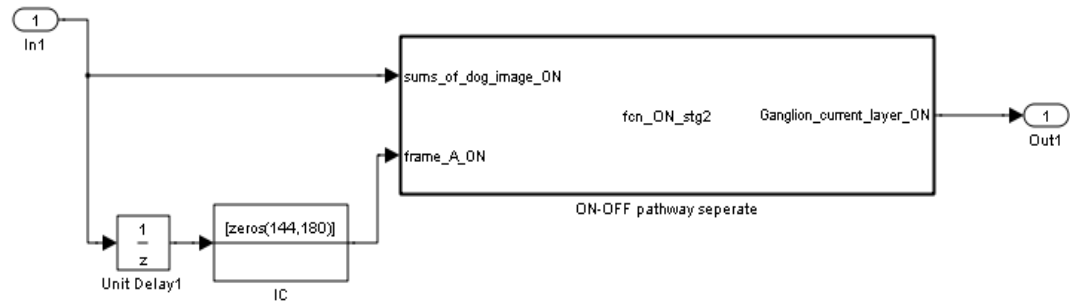
Şekil 4.26. 3D-ADOG işlem bloğunun iç yapısı

Birinci ve ikinci aşamadaki filtreleme bloklarının iç yapısı ise Şekil 4.27 ve Şekil 4.28’de gösterilmiştir. Birinci aşama filtreleme bloğunda merkez ve çevre sinyallerinin arasındaki zaman gecikmesinin sağlanması için birim gecikme elemanı kullanılmıştır. Böylece reseptörlere gelen (merkez sinyal) sinyaller ile horizontal hücrelere gelen (çevre sinyal) sinyal arasında birim zaman ölçeğinde bir gecikme sağlanmıştır. Çevre sinyali ilk başta veri içermeyeceği için bu katmana sıfırlardan oluşan bir matris atanmaktadır. Veriler alındıktan sonra asıl filtreleme işlemi için “*ON-OFF pathway separate*” isimli gömülü MATLAB kodu bloğu oluşturulmuştur. Buradaki filtreleme işlemi kod yazılarak gerçekleştirilmiştir.

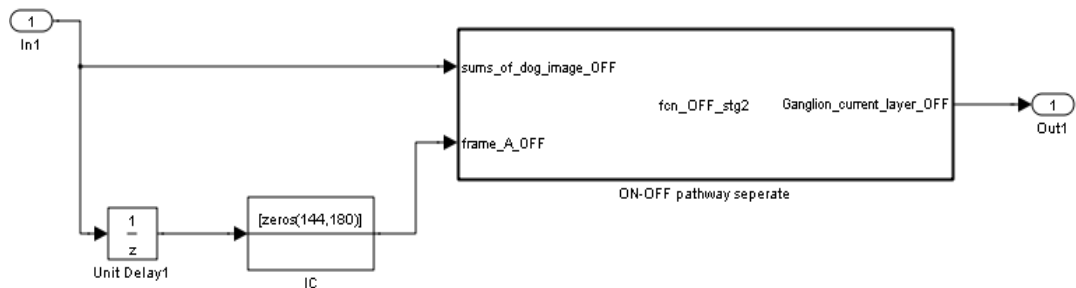
Bu blok çıkışında ON-merkez (*Ganglion current layer ON*) ve OFF-merkez (*Ganglion current layer OFF*) türü gangliyon hücrelerine gidecek sinyaller ayrı ayrı elde edilmiştir. İkinci aşamadaki filtreleme bloğu da yine birinci aşamadaki filtreleme bloğundaki gibi gömülü MATLAB kodu yazılarak gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamadaki yapıdan farklı olarak, bu aşamada ON-merkez ve OFF-merkez türü sinyaller için ayrı ayrı bloklar tasarlanmıştır. Bipolar ve amakrin hücreler arasındaki sinyal akışındaki gecikme ise birim gecikme elemanı kullanılarak sağlanmıştır.



Şekil 4.27. Birinci aşamadaki filtreleme işlemi için tasarlanan alt blok



a)

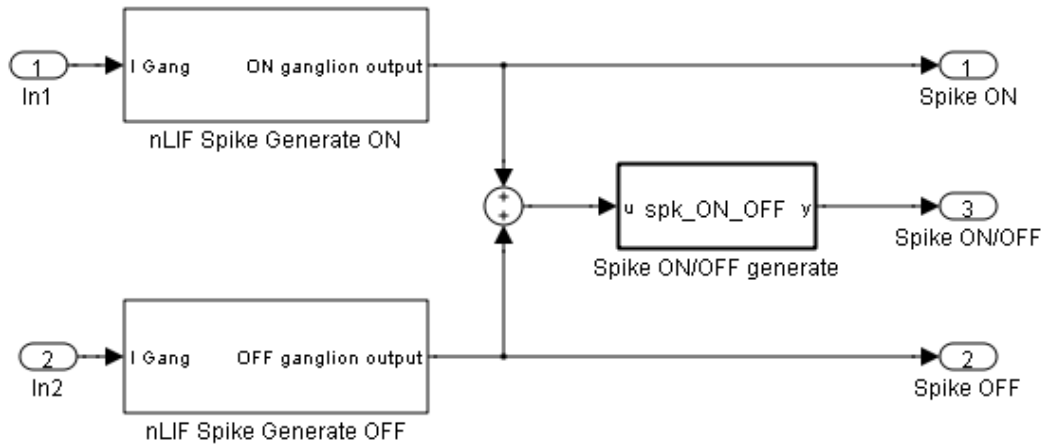


b)

Şekil 4.28. İkinci aşamadaki filtreleme işlemi için tasarlanan alt bloklar a) ON tipi gangliyon hücreleri için tasarlanan blok b) OFF tipi gangliyon hücreleri için tasarlanan blok

### nLIF tabanlı ateşleme bloğu

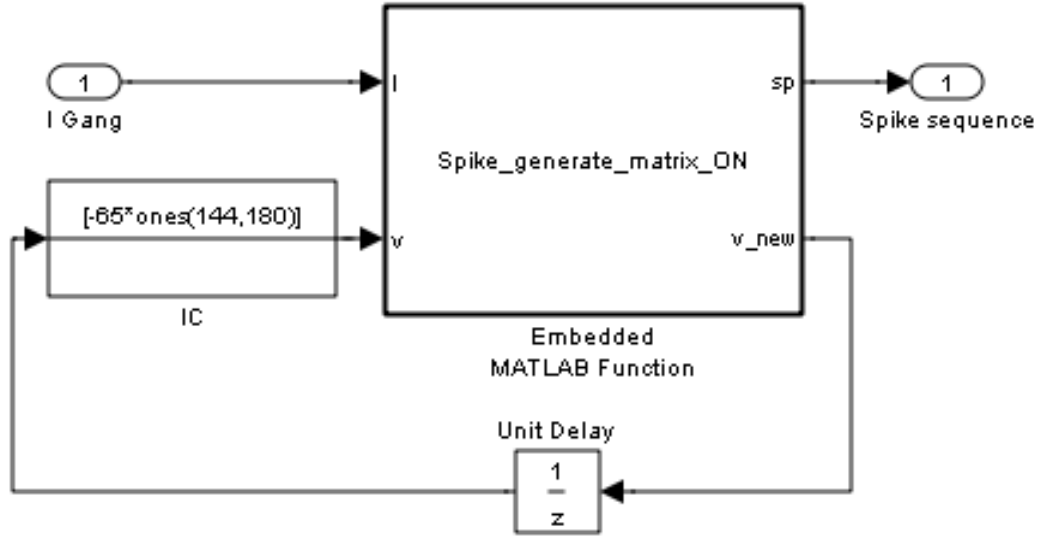
Görsel veri 3D-ADOG retina modeli ile işlenerek, ON ve OFF türü gangliyon hücrelerini uyarmak için kullanılacak akım değerleri elde edilir. Gangliyon hücrelerinin ateşleme aktivitesi oluşturulması için, elde edilen akım değerleri gürültülü sızdırmalı topla-ateşle (nLIF) hücre modelinde kullanılmıştır. Bu model, simulink blokları ile Şekil 4.29'daki gibi tasarlanmıştır.



Şekil 4.29. nLIF tabanlı ateşleme bloğunun iç yapısı

Bu blok içerisinde ON-merkez, OFF-merkez ve ON/OFF-merkez türü gangliyon ateşleme sinyallerini oluşturan alt bloklar bulunmakta ve girilen akım değerlerine karşılık gelen ateşleme sinyalleri (spikes) oluşturulmaktadır. Bu alt bloklardan ON-merkez tipi gangliyon ateşleme sinyali oluşturan blok “*nLIF spike Generate ON*” bloğu, OFF-merkez tipi gangliyon ateşleme sinyali oluşturan blok “*nLIF spike Generate OFF*” bloğu ve ON/OFF-merkez tipi gangliyon ateşleme sinyali oluşturan blok “*Spike ON/OFF generate*” bloğu olarak isimlendirilmiştir. Bu üç bloğun çıkış parametreleri (*Spike ON*, *Spike OFF*, *Spike ON/OFF*) ateşleme aktivitesini içeren (1 ve 0 lardan oluşan) matrisleri oluşturur. nLIF tabanlı ateşleme bloğunda bulunan alt bloklardan “*nLIF spike Generate ON*” ve “*nLIF spike Generate OFF*” bloklarının iç yapısı Şekil 4.30’da gösterilmiştir. nLIF modeli de gömülü MATLAB fonksiyonu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu modelde hücreler ilk başta istirahat potansiyeli olarak -65 mV potansiyele sahip olup, integrasyon süreci ile hücre ateşleme sinyalini

oluşturmaktadır. Bu blok hem ON-merkez hem de OFF-merkez türü gangliyon ateşleme sinyali oluşturmakta kullanılmaktadır. Şekil 4.29'daki “*Spike ON/OFF generate*” bloğu ise öncelikle üretilen ateşleme sinyalini (ON veya OFF) seçecek şekilde kodlanmış bir gömülü fonksiyon olarak tasarlanmıştır.



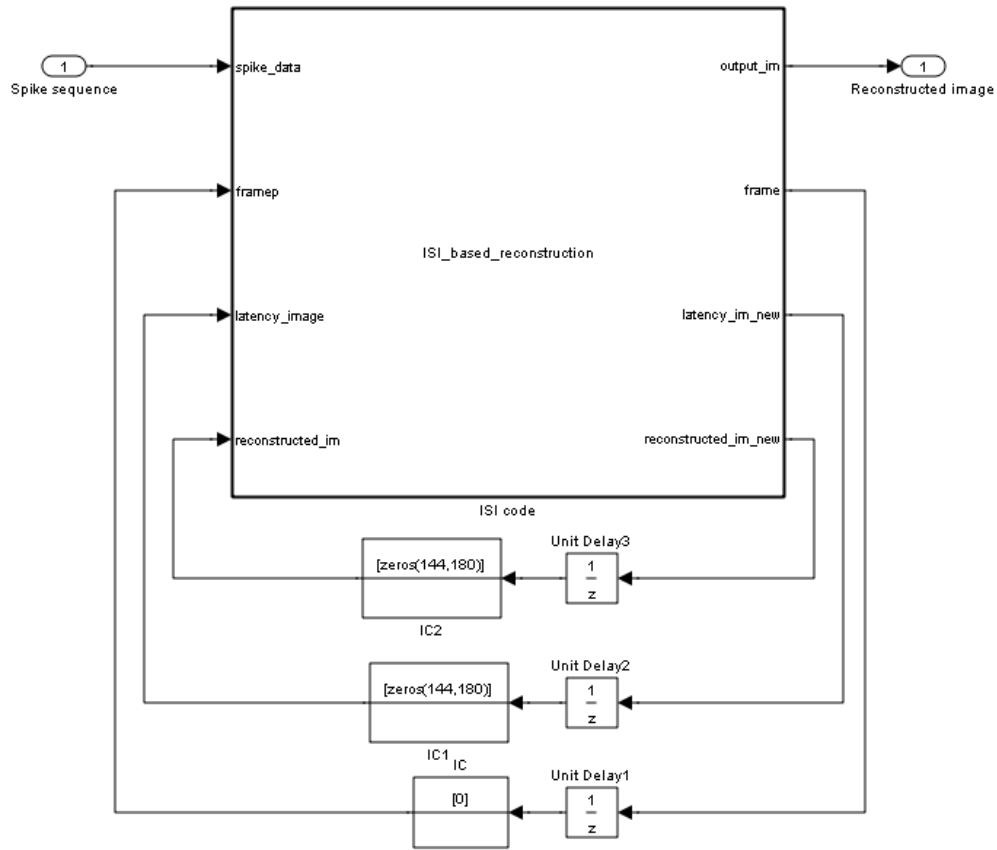
Şekil 4.30. nLIF tabanlı ateşleme bloğunda bulunan alt blokların iç yapısı

#### ISI tabanlı görüntü oluşturma bloğu

Simülasyon sisteminde yapay retina modeli ile ilgili olarak yapılan son işlem, ateşleme aktivitesinin tekrar görüntü olarak oluşturulmasıdır. Görsel sistemde retinada ateşleme sinyalleri olarak kodlanan veriler optik sinir aracılığı ile beyindeki görsel kortekse gönderilmekte ve bu merkezde görüntü olarak algılanmaktadır. Oldukça karmaşık olan bu işlemde ateşleme aktivitelerinin beyinde görüntüye dönüştürülmesinde “ateşleme sayısı” veya “ateşleme aralıkları”nın önemli olduğu varsayılmaktadır. Ancak, gerçek zamanlı uygulamalar için belirli bir zaman diliminde ateşleme sayılarının sayılması gerektiğinden bu yöntem uygulamayı zorlaştırmaktadır. Bu nedenle iki ateşleme sinyali arasındaki geçen sürenin belirlenmesi esasına dayalı olan “ateşleme aralıkları (Inter Spike Intervals)”nın görüntü oluşturma amacıyla kullanılması uygun görülmüştür.



Bu işlemi gerçekleştirmek için gereken tasarım basit simulink blokları ve “*ISI code*” bloğu içerisine MATLAB fonksiyonu yazılarak gerçekleştirilmiştir. Bu blok içerisine yazılan kod ile her bir gangliyon hücresinden gelen ateşleme sinyali arasındaki gecikme hesaplanmakta ve görüntü oluşturulmaktadır. Ateşleme sinyalleri arasındaki kısa gecikme süresi daha açık tonlara, yüksek gecikme süresi ise daha koyu tonlara tekabül etmektedir. ISI tabanlı görüntü oluşturma bloğunun iç yapısı Şekil 4.31’de verilmiştir.

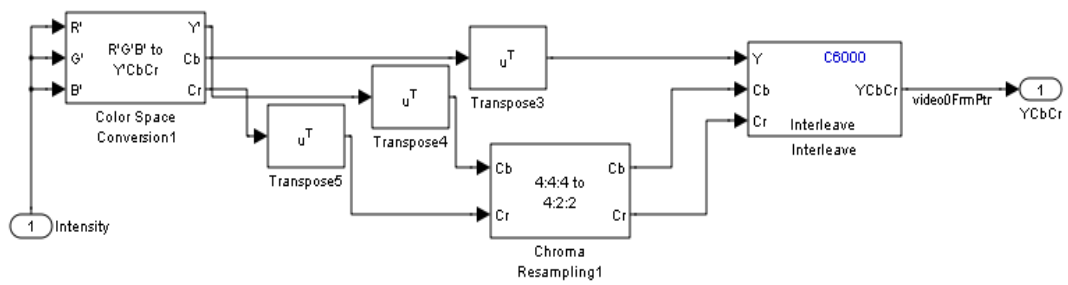


Şekil 4.31. ISI ölçütü tabanlı görüntü oluşturma bloğunun iç yapısı

#### Çıktıların görselleştirilmesi bloğu

Ateşleme sinyallerinden görüntü olarak oluşturulan ve gri ton değerlerini içeren görsel verinin, ekranda veya LCD gözlükte görüntülenebilmesi için DaVinci modülünün kullandığı görüntü sinyali formatı olan YCbCr formatına dönüştürülmesi

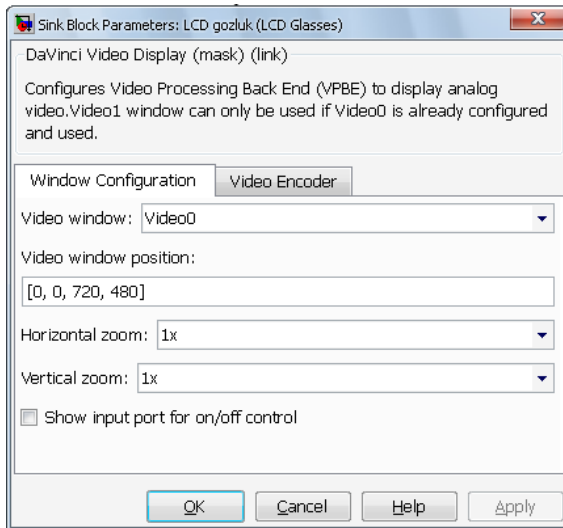
gerekmektedir. Bu amaçla gri tonlu görüntünün önce RGB formatına (üç kanala da aynı gri ton değeri verilerek) daha sonra “*chroma resampling*” işlemi ile bu 4:4:4 formatındaki verinin 4:2:2 formatına çevrilmesi ve “*interleave*” bloğu ile de birleştirilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem, başlangıçta gerçekleştirilen görsel verinin alınması işleminin (ön işlem) tersi olup, bununla ilgili bloğun iç yapısı Şekil 4.32’de verilmiştir.



Şekil 4.32. Çıktıların görselleştirilmesi bloğunun iç yapısı

### DaVinci Video Display (LCD gözlük)

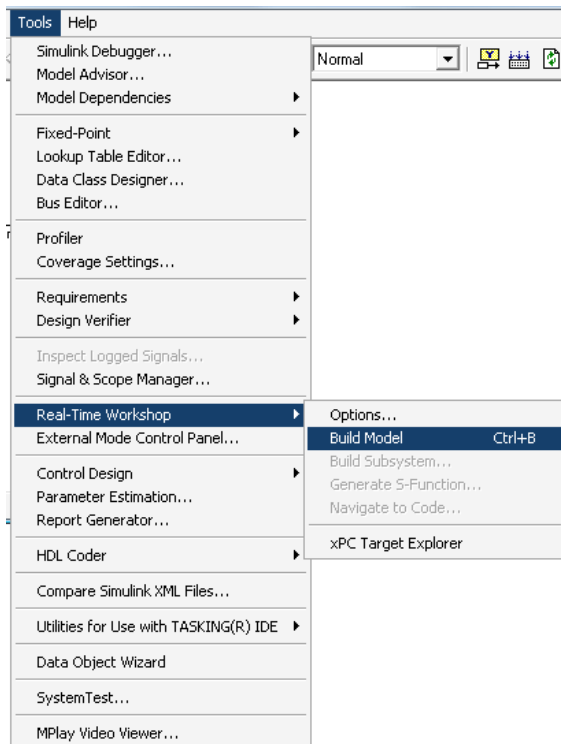
Bu blokta yer alan LCD gözlük birimi, 2 adet, 800×600 piksel çözünürlüklü ekran içeren bir modül olup, simülasyon sonuçlarının görselleştirilerek test katılımcısına sunulması amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 4.33. DaVinci video ekranı özellik penceresi

Bu çalışmada LCD gözlük, DaVinci modülündeki 3 adet kompozit video çıkışından birine bağlanmıştır. Simüle edilen ON-merkez gangliyon çıkışları görsel veri olarak LCD gözlüğe gönderilmiştir. Bu blok, standart özelliklere sahip olup, PAL/NTSC sinyal seçimi, video yerleşim konumu gibi ayarların yapılmasını sağlamaktadır. Bu bloğa ait özellik penceresi Şekil 4.33'te verilmiştir. Bu blokta MATLAB'da varsayılan değerlerin kullanılması, görüntünün LCD gözlük birimine sorunsuz olarak aktarılması için yeterli olmaktadır.

Simulink blokları ile tasarlanan sistem, simulink penceresindeki menü çubuğunda yer alan "Tools/Real-Time Workshop/Build Model" menüsü (veya kısaca Ctrl+B tuş kombinasyonu ile) ile derlenmektedir (Şekil 4.34). Derleme aşamasında Code Composer Studio (CCS) v3.3 yazılımı ile DaVinci modülü arasında bağlantı kurularak, simulink modeli, gerçek zamanlı çalışacak olan C kodlarına dönüştürülmüş ve bu kodların assembly dili karşılığını içeren "davinci\_ADOG\_sim.out" program dosyası oluşturulmuştur.



Şekil 4.34. Simulink modelinin DaVinci modülü için derlenmesinde kullanılan menüler

Derleme sonrası Code Composer Studio programı ekranında, Şekil 4.35’de görülen bilgi mesajı elde edilmiştir. Bu dosya CCS programında File menüsü altında yer alan “Load Program” seçeneği ile DaVinci modülüne yüklenmiş ve modül Debug menüsündeki “Run veya F5 tuşu” ile çalıştırılmıştır.

```
ivers/pal_sys/inc" -i"D:/dvsk_1_01_00_15/psp_1_00_02_00/pspdrivers/pal_sys/DM6437/src" -i"D:/P:
[davinci_ADOG_sim_v3cfg.s62]
"D:\CCStudio_v3.3\C6000\cgtools\bin\cl6x" -fr"E:/Belgelerim/DM6437Work/Davinci_ADOG (9-2-2012),
ivers/pal_sys/inc" -i"D:/dvsk_1_01_00_15/psp_1_00_02_00/pspdrivers/pal_sys/DM6437/src" -i"D:/P:
[davinci_ADOG_sim_v3cfg.c.c]
"D:\CCStudio_v3.3\C6000\cgtools\bin\cl6x" -fr"E:/Belgelerim/DM6437Work/Davinci_ADOG (9-2-2012),
ivers/pal_sys/inc" -i"D:/dvsk_1_01_00_15/psp_1_00_02_00/pspdrivers/pal_sys/DM6437/src" -i"D:/P:
[Linking...] "D:\CCStudio_v3.3\C6000\cgtools\bin\cl6x" -@"CustomMW.lkf"
<Linking>

Build Complete,
  0 Errors, 0 Warnings, 0 Remarks.
```

Şekil 4.35. Derleme sonucunda CCS 3.3 programında çıkan bilgi mesajları ekranı

Bu işlemlerin tamamlanması ile çalışmaya hazır hale gelen yapay retina modelinin simülasyonunun yapılmasını sağlayacak olan görsel protez simülasyon sistemi Resim 4.2’de görülmektedir.



Resim 4.2. Geliştirilen DaVinci tabanlı görsel protez simülasyon sistemi

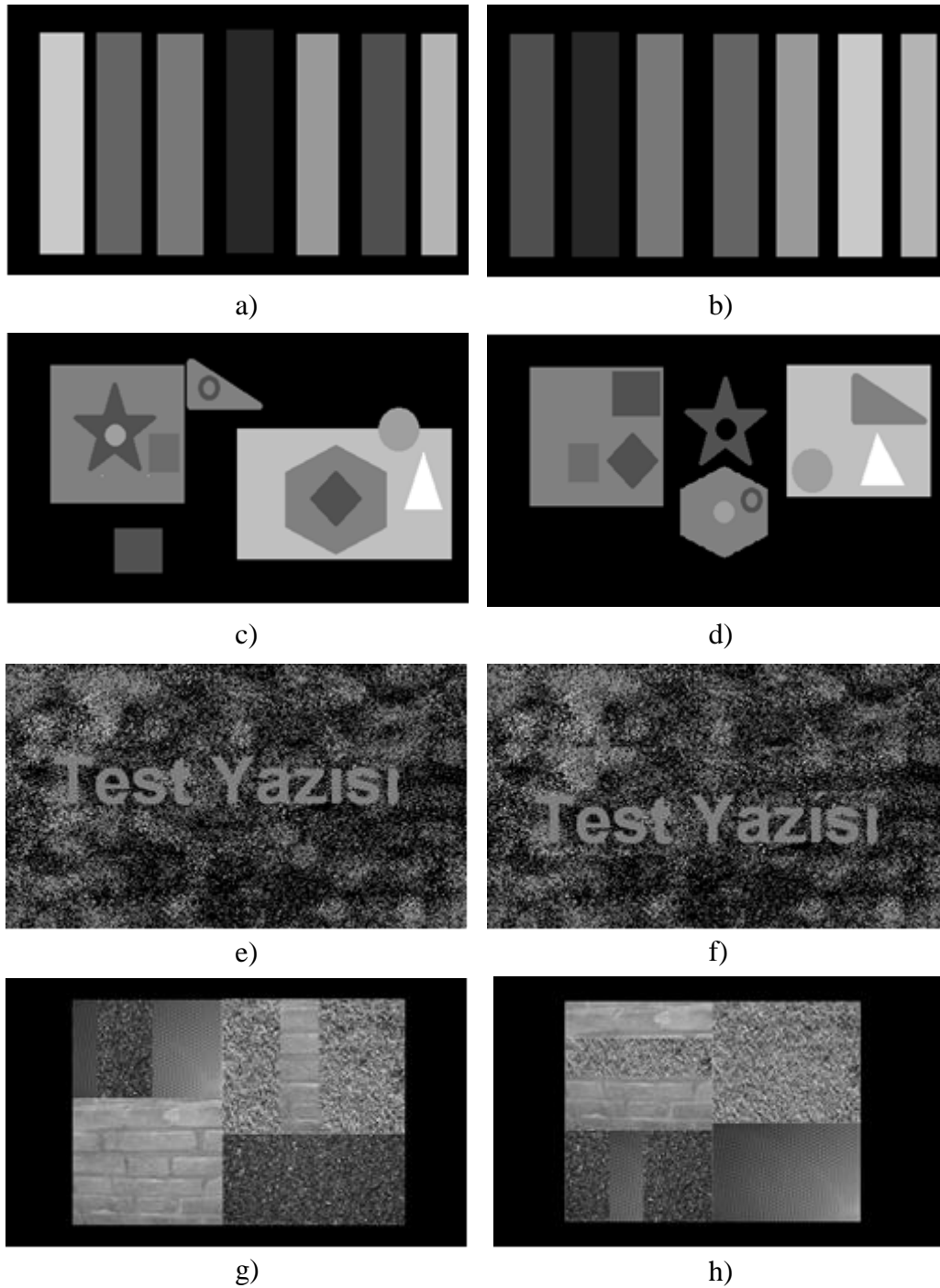
### 4.3.3. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları

DaVinci sistemi ile gerçekleştirilen 3D-ADOG modeli ile standart DOG filtre tabanlı model normal gören katılımcılar ile görsel testler yapılarak karşılaştırılmıştır [127]. Bu testlerde kontrast seviyesi ayırt ediciliği, ayırt/bölge ayırımı değerlendirilmeye yönelik örüntü tanıma testi, algılanabilir görüntünün oluşma süresinin belirlenmesi için metin okuma testi ve nesne sayma testi yapılmıştır.

#### Test görüntüleri

Görsel protez çalışmalarında simülasyon çalışmalarında kullanılmak üzere genel bir veri setinin bulunmaması çalışmanın amacına yönelik olarak veri setleri kullanılması veya oluşturulmasını gerektirmektedir [38,40,44-51,114]. Bu nedenle standart DOG ile 3D-ADOG modeli tabanlı retina modellerinin karşılaştırılması amacıyla test çalışmasında kullanılmak üzere çeşitli gri ölçekli test görüntüleri oluşturulmuştur. Görüntülerin boyutu 1760×1040 piksel olup çeşitli gri ton seviyelerini içermektedir. Oluşturulan test görüntüsü Şekil 4.36’da görülmektedir.

Kontrast seviyesi seçiciliği için test görüntüsü olarak Şekil 4.36.a-b görüntüleri kullanılmıştır. Bu görüntülerde 40, 80, 100, 120, 150, 160 ve 180 olmak üzere 7 farklı gri ton seviyesine sahip olan çubuklar bulunmaktadır. Algoritmaların nesne sayma, zemin-nesne ayırt etme performansını test etmek için oluşturulan görüntü çifti Şekil 4.36 c-d’de verilmiştir. Bu görüntü çiftinde iç içe geçmiş değişik gri tonlara sahip şekiller (toplam 12 adet) bulunmaktadır. Algılanabilir görüntü oluşum süresi açısından algoritmaları test edebilmek için Şekil 4.36 e-f’deki görüntü çifti kullanılmıştır. Bu görüntülerde değişik gri tonlar içeren zemin rengi üzerinde daha açık bir tonda “test yazısı” metni yazılıdır. Algoritmaların örüntü tanıma performansı açısından değerlendirilmesini yapmak üzere Şekil 4.38 g-h’da görülen görüntü çifti kullanılmıştır. Bu görüntü çiftinde değişik doku ve desene sahip 8 adet bölge bulunmaktadır.



Şekil 4.36. Test görselleri (a, b) Kontrast ayırımı testi için oluşturulan görüntüler (c, d) Nesne sayma performansını ölçmek için kullanılan test görüntüleri (e, f) Algılanabilir görüntü oluşma süresinin belirlenmesi için kullanılan test görüntüleri (g, h) Örüntü/desen tanıma testi için kullanılan görüntüler

Aynı katılımcıya aynı görüntünün farklı algoritmalar ile sunulmasının sonucu etkileyebileceği düşüncesi ile görüntülerin aynı içerikte ve özellikte ancak şekil

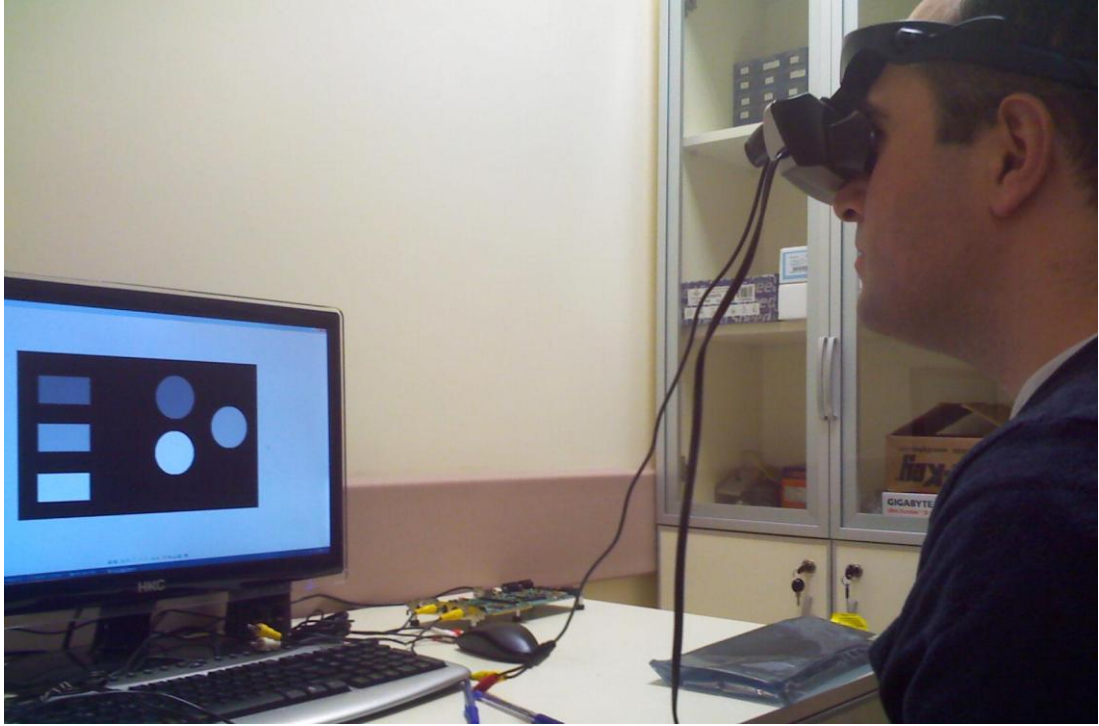
olarak değişik formatta oluşturulmasının daha uygun olacağı düşünölmüştür. Böylece, aynı test görüntüsü katılımcının hafızasında kalmayacağı için sonucu bağımsız olarak değerlendirebilmesi mümkün olmaktadır.

### Test prosedürü

Test işlemi için normal görüye sahip, yaşları 20 ile 40 arasında değişen ( $27,9 \pm 5,64$ ) 20 katılımcı seçilmiştir. Test görüntüleri  $1920 \times 1080$  çözünürlüklü (Full HD) LCD ekran kullanılarak, tüm katılımcılar için eşit 50 cm mesafeden, aynı ışık şartları altında sunulmuştur. Literatürde CRT (Cathode Ray Tube) monitörler kullanılarak bu tür simölasyon çalışmaları yapılmışsa da LCD ekran kullanımı titreşimsiz ve yüksek kontrast aralığında görüntü sunabildiği için daha doğru sonuçlar alınmasını sağlamaktadır [41,47,115]. Katılımcılar test görüntülerini daha önce hiç görmemişler ve LCD gözlük modülü aracılığı ile görüntüleri değerlendirmişlerdir. Test sırasında algoritmalar değişken sırayla (bazen DOG tabanlı bazen de 3D-ADOG tabanlı retina modeli) çalıştırılmıştır. Test görüntüsü çiftleri algoritmalara tarafından eşit sayıda kullanılmıştır.

Kontrast ayırt etme testinde katılımcıya ekranda kaç adet farklı gri tonda çubuk gördüğü sorulmuş ve cevabı not edilmiştir. Algılanabilir görüntü oluşum süresi testinde katılımcıya “Test yazısı” metnini ilk kez okuyabildiği anı bildirmesi söylenmiş ve bu süreler her iki algoritma için not edilmiştir. Nesne-zemin ayrımı/ nesne sayma testinde katılımcıya ekranda kaç adet nesne/şekil görebildiği sorulmuştur. Görülebilen nesne sayısı her iki algoritma için not edilmiştir. Örüntü tanıma testinde ise katılımcıdan görüntüdeki birbirinden farklı olarak algılayabildiği bölgelerin sayısını bildirmesi istenmiş ve iki yöntem için bu değerler kaydedilmiştir. Bunlara ilave olarak, katılımcılardan görüntü kalitesi ile ilgili “iyi, daha iyi, kötü” şeklinde yorum yapması istenmiştir. Bu yorumlar da her iki algoritma için not edilmiştir.

Test prosedüründen bir sahne Resim 4.3’de gösterilmiştir. Katılımcı ekranda sunulan görüntüyü DaVinci modülü ile işlendikten sonra LCD gözlükte görmektedir.



Resim 4.3. Görsel protez simülasyon sisteminde algoritmanın testi

Çizelge 4.4. Normal gören katılımcılarla elde edilen ortalama test sonuçları

	Kontrast algılama	Alg. Görüntü oluşma süresi	Nesne Sayma	Örüntü tanıma
<b>DOG</b>	3,6 (% 51,4)	43,2 (% 100)	8,7 (% 72,5)	5,7 (% 71,2)
<b>3D-ADOG</b>	4,4 (% 62,8)	31,8 (% 26,3)	10,2 (% 85)	6,4 (% 80)

Katılımcılar ile yapılan testlerden elde edilen sonuçlar tüm testlerin ortalama ve standart sapma değerleri ile Çizelge 4.4'te verilmiştir. Toplam 20 katılımcı ile yapılan bu testlerde, kontrast algılama ve algılanabilir görüntü oluşma süresi, Nesne sayma ve örüntü tanıma ölçütleri açısından 3D-ADOG modelinin DOG modeline göre daha iyi performans gösterdiği görülmüştür. 3D-ADOG modeli ile elde edilen görüntülerde, görüntünün kontrast seviyelerinin daha iyi ayırt edilebilir olduğu



katılımcılar tarafından da belirtilmiştir. Bu sonuçlar 4.2.3 kısımda sunulan simülasyon sonuçları ile tutarlılık göstermektedir. Kontrast seviyelerinin daha iyi ayırt edilmesi modeldeki adaptif olarak ayarlanan filtre yapısının bir işlevi olarak ortaya çıkmaktadır. Standart DOG filtre tabanlı retina modelinde ise parlaklık seviyesinin daha yüksek ancak kontrast değerlerinin birbirine yakın çıktığı görülmüştür.

## 5. GELİŞTİRİLEN ELEKTROT UYARTIM YÖNTEMİ

Tez çalışmasının ikinci kısmını oluşturan sinirsel uyartım modelinin geliştirilmesine yönelik olarak retina implant sistemleri için “Uzaysal-zamansal Elektrot Eşleştirme ve Lokal Serpiştirmeli Uyartım (STEMLIS)” yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde, kısa zaman aralıkları içerisinde, görüntünün uzaysal ayrımını sağlayan görsel olarak daha anlamlı gangliyon hücre çıktıları uyartım sinyali olarak seçilmekte ve elektrot matrisi için her bir elektrot grubuna elektriksel etkileşimi azaltmak için faz kayması uygulanmaktadır. Bu yöntem ile uyartım verisinin zamansal ve uzaysal çözünürlüğünün yüksek çözünürlüklü gangliyon katmanından daha düşük çözünürlüklü elektrot katmanına eşleştirme yapılırken iyileştirilebileceği düşünülmektedir. Komşu elektrotlara faz kaymasının eklenmesi ise serpiştirmeli uyartım darbelerinin oluşmasını sağlayarak istenmeyen elektrot etkileşimlerini azaltmaktadır. Önerilen yöntemin görsel algı açısından yapacağı iyileştirmenin değerlendirilebilmesi için simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Bu simülasyonlarda, yapay retina modeli ile ateşleme dizilerine dönüştürülen girdi görüntüleri, klasik elektrot uyartım yöntemi ve önerilen uyartım yöntemi ile fosfen tabanlı görüntü oluşturma yaklaşımlarıyla karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir. Bu analizlerde klasik uyartım yöntemi ve STEMLIS yöntemi ile elde edilen çıktı görüntüleri OKH, HBO ve Hatalı Ayırıt Pikseli Sayısı (HAPS) açısından karşılaştırılmıştır.

### 5.1. Giriş

Elektrot yerleştirme stratejilerine göre görsel protezler epiretinal, subretinal, optik sinir ve kortikal implantlar olmak üzere sınıflandırılabilirler [3]. Bu sistemler temel olarak minyatür kamera, görüntü işleme birimi ve implant elektroniği olmak üzere 3 ana parçadan oluşmaktadır. Retinal protezler günümüzde halen klinik olarak geliştirme aşamasında olmasına rağmen bu sistemlerin performansını etkileyecek bazı faktörler vardır. Görüntü işleme birimi bu sistemin önemli bir birimi olup görüntülerin ateşleme desenleri olarak kodlanmasından sorumlu olup yapay retina gibi görev yapar. Diğer taraftan, retina ile elektrot arabirimi ve retinanın elektriksel uyartım yöntemleri görsel restorasyonu hedef alınan hastanın zihninde anlamlı bir

görüntü oluşturulması açısından oldukça önemlidir. Yapay retina modelinin biyolojik retina ile aynı hassasiyet ve doğrulukta çalıştığı varsayılsa bile (ki insan retinası hakkındaki bilgiler henüz yüksek kesinlikte bir modelleme yapmaya yetecek kadar değildir) elektrot arabirimi ve uyartım yöntemi yeteri kadar verimli olmadığında sistemin toplam performansı istenilen seviyeye ulaşamamaktadır.

Bu nedenle, görsel protez sistemlerinin performansını artırmaya yönelik olarak bazı özel elektrot tasarımları ve uyartım yongası geliştirme çalışmaları yürütülmektedir. İlgili çalışmalar mikro-elektrot matrisini sürmek üzere düşük güçlü CMOS yonga tasarımı, FPGA tabanlı uyartım sistemlerini, yoğun ve esnek mikro-elektrot matrisi geliştirme çalışmalarını, düşük akımlı uyartım teknolojilerini, kablosuz enerji ve veri transferi ve mikro manyetik uyartım teknolojilerini içermektedir [38,39,41, 45,50,110,140-147].

Elektronik implant sistemlerinde, elektrotlar arası elektriksel etkileşim problemi ilk olarak koklear implant sistemlerinde görülmüştür. Günümüzde en modern koklear implant sistemleri, elektriksel etkileşimlerle başa çıkabilmek için elektrot uyartımı sırasında kesikli uyartım sağlayan stratejiler kullanmaktadır. Sadece 22 adet elektrot içeren koklear implant sistemlerinin tersine, yerleştirilmesi hedeflenen hücre yüzeyi ve elektrot boyutuna bağlı olarak diğer implant sistemlerine göre daha yüksek çözünürlükte mikro-elektrot matrisi kullanan retina implant sistemleri elektriksel etkileşimleri azaltmak için özel uyartım algoritmalarına daha çok ihtiyaç duymaktadır. Koklear implant sistemleri yaklaşık 1-2 cm implant içerisinde oldukça az elektrot içerirken retina implant sistemi yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> kesit alanında yaklaşık 1000 adet elektrot içermektedir. Retina Implant A.G firmasının 1600 elektrotlu prototipi, 60 elektrotluk Argus II ve 232 elektrotluk ASIC prototipi gibi implantlar için elektrot uyartım yöntemleri daha önemli olmaktadır.

Epiretinal implant kullanıcıları ile yapılan klinik çalışmalar, uygun elektriksel uyartım için özelleşmiş elektrot uyartım algoritmalarının ve bu algoritmaları destekleyebilecek elektronik sistemlerin gerekliliğini ortaya çıkarmıştır [11]. Buna ilave olarak düşük bant genişliği ve uzaysal çözünürlüğe sahip mikro-elektrot

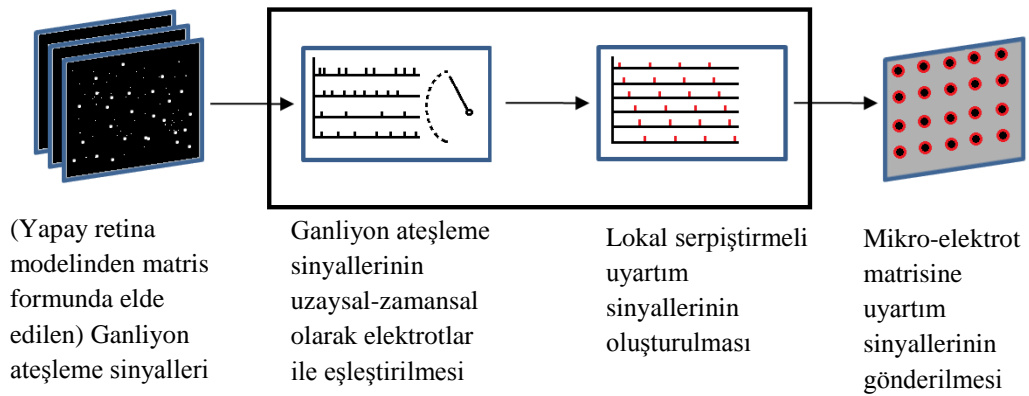
matrisine etkin bir şekilde veri transferinin yapılması için birbirine komşu gangliyon hücrelerin aktiviteleri oldukça iyi analiz edilmelidir. Elektriksel etkileşim olmadan uyartım sağlamanın yanında doğru ve görsel uzayı bütünleyici şekilde uyartım verisinin seçimi de implant hastalarının yararlı görsel algı elde etmelerini sağlamak açısından oldukça önemlidir. Bu amaçla, programlanabilir yüksek çözünürlüklü elektrot sistemleri retinal elektrot matrisinin etkin bir şekilde uyartımına yönelik algoritmaların gerçekleştirilebilmesi için oldukça uygundur [145,147,148].

Bu çalışmada, retina implant sistemlerinde yüksek performans elde etmek için uzaysal-zamansal elektrot eşleştirme ve lokal serpiştirmeli uyartım (STEMLIS) yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntem, yapay retina modelindeki gangliyon hücresi çıktılarında etkin bir şekilde elektrot uyartım verisinin seçilmesi için uzaysal ve zamansal olarak işlem yapmakta ve elektrotların uyartılması için serpiştirmeli uyartım sağlayan bir strateji kullanmaktadır. Elektrot gruplarının birbiri ile aynı anda ateşlenmemesi ise istenmeyen ve performansı düşüren elektriksel etkileşim problemi olmadan gangliyon hücrelerinin uyartılmasını sağlamaktadır. Yöntemin klasik elektrot uyartım yöntemine göre üstünlüğünü göstermek için simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Simülasyon çalışmalarında, yapay retina modelinden elde edilen gangliyon ateşleme aktiviteleri kullanılarak STEMLIS ve klasik yöntem ile elektrotları uyarmak üzere işlenmiştir ve sonuçlar analiz edilmiştir. Analiz aşamasında elektriksel uyartım sonucu oluşan görüntü algısı fosfen şeklindeki ışık algısına dayalı olarak simüle edilmiş ve OKH, HBO ve HAPS kriterleri açısından karşılaştırılmıştır. Ayrıca, bu fosfen tabanlı simülasyon yöntemi kullanılarak normal gören katılımcılar ile yöntemin performansı değerlendirilmiştir.

## **5.2. Uzaysal-Zamansal Elektrot Eşleştirme ve Lokal Serpiştirmeli Uyartım (STEMLIS) Yöntemi**

Önceki kısımda söz edilen gereksinimler göz önünde bulundurularak geliştirilen bu yöntem iki önemli aşamadan oluşmaktadır. İlk aşama görsel verilerin bütünlüğünü sağlamak için geliştirilen uyartım verilerinin elektrotlara uzaysal zamansal analiz ile gönderilmesi aşamasıdır. İkinci aşama ise elektrotların etkileşim olmadan

uyartımının sağlanması için lokal serpiştirmeli uyartım darbelerinin oluşturulmasıdır. Bu iki aşama alt başlıklar halinde açıklanmıştır. Geliştirilen STEMLIS yöntemine ait blok diyagram Şekil 5.1’de verilmiştir.



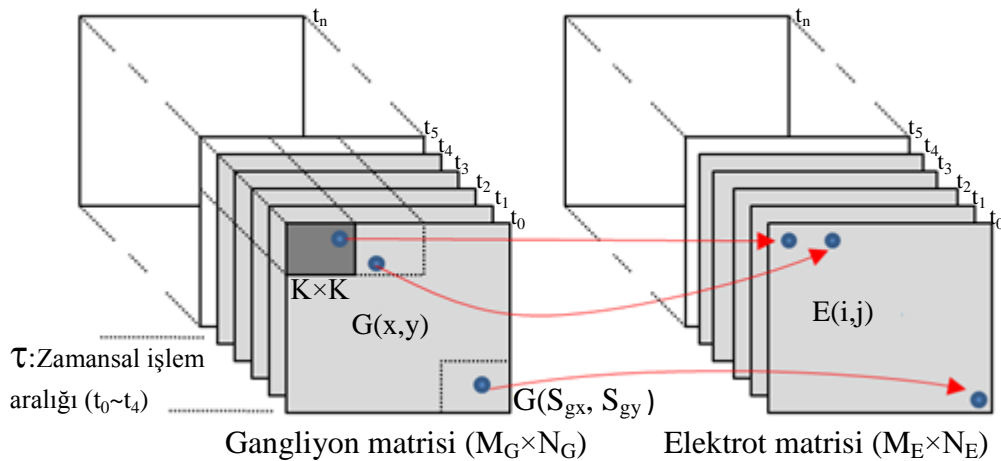
Şekil 5.1. STEMLIS yöntemine ait blok diyagram

### 5.2.1. Elektrot uyartım verilerinin uzaysal-zamansal olarak seçilmesi

Omurgalı retinasında yaklaşık bir milyon gangliyon hücresinin görüntü verisinin görsel kortekse kodlanmış ateşleme aktiviteleri şeklinde iletilmesinden sorumlu olduğu bilinmektedir. Günümüzdeki retina implant sistemleri halen bu yüksek çözünürlüğe ulaşmakta yetersiz kalmaktadır. Yine de kullanılan elektrot sayısı tabela okuma, yön bulma ve gezinme gibi günlük aktivitelerin sağlanması açısından yeterlidir [149]. Yüksek çözünürlükteki görüntü verisinin düşük çözünürlüklü elektrot matrisi ile eşleştirilmesi, görme sisteminin karmaşıklığı düşünüldüğünde, görüldüğü kadar kolay olmayan bir görev olarak ortaya çıkmaktadır. Genel bir yaklaşım olarak klasik yaklaşımlarda, uyartım verisi doğrudan çözünürlük azaltma veya aşağı-örnekleme yaklaşımı ile görüntü verisinden seçilmektedir. Bu yöntem ile yapay retina modelinden elde edilen çıktıların elektrot matrisi boyutu ile eşleşmesi sağlanmakta iken görüntüdeki birçok detayın da kaybolmasına neden olmaktadır. Bazı yöntemler ise belirli elektrot konumlarını uyarmak üzere retina modelindeki çıktıları seçmeye dayanmaktadır. Diğer yöntemler ise görüntünün yeniden boyutlandırılması ile elektrot matrisinin uyartılmasını esas almaktadır. Ancak bu tür yaklaşımlar görüntü verisinin gangliyon hücreleri tarafından kodlanmış uzaysal ve

zamansal bilgilerinin kısmen yok olmasına neden olmaktadır. İlave olarak bu tür yaklaşımlar görüntü işleme fonksiyonunun elektrot matrisi boyutu ile sınırlandırılmasına neden olmaktadır. Bu nedenle yüksek uzaysal çözünürlükte görüntü analizi yapılamamaktadır.

Bu çalışmada, elektriksel uyartım verilerinin seçimi için yapay retina modelindeki gangliyon aktivitelerindeki uzaysal-zamansal değişikliklerin analiz edilmesi gerektiği düşünülmüştür. Böylece görüntü analiz uzayı genişletilmekte ve elektrot matrisi boyutu kısıtlaması aşılabilmektedir. Bu yüzden STEMLIS yönteminin ilk aşamasında elektrotlara gönderilecek olan uyartım verilerinin seçimi için uzaysal-zamansal analiz yapan bir işlem adımı bulunmaktadır. Bu adımda, yüksek çözünürlüklü retina gangliyon katmanının nispeten düşük çözünürlüklü elektrot matrisi ile, kısa zaman aralıklarında uzaysal olarak daha anlamlı gangliyon çıktılarının komşuluk içerisinde bulunduğu elektrotu uyarmak üzere seçilerek eşleştirilmesi sağlanmaktadır. Bu varsayımda elektrot sayısı yapay retina modelindeki gangliyon hücre sayısından daha düşük sayıda olmalıdır. Uzaysal-zamansal olarak gangliyon çıktılarının seçilmesi işlemi, 5 adet zaman çerçevesi için Şekil 5.2’de görselleştirilmiştir.



Şekil 5.2. Gangliyon çıktılarının uzaysal-zamansal analiz ile elektrotlara gönderilmesi için seçimi

Şekil 5.2’de  $G(x,y)$ ,  $M_G \times N_G$  boyutunda gangliyon ateşleme sinyallerini içeren bir matris olup, eleman değerleri 0 ve 1 olarak değişmektedir.  $E(i,j)$ ,  $M_E \times N_E$  boyutunda

elektrot matrisini,  $K$  ise uzaysal pencere boyutunu ifade etmektedir. Bu parametreler aşağıdaki eşitliği sağlamaktadır:

$$K = \frac{M_G}{M_E} = \frac{N_G}{N_E} \quad (5.1)$$

Algoritmadaki ilk adımda, gangliyon matrisinin  $t$  anındaki toplam değerleri  $t + \tau$  süresi içinde hesaplanır (Eş. 5.2) Burada  $\tau$  zamansal analiz için kullanılan çerçeve sayısını,  $x$  ve  $y$  gangliyon çıktılarının uzaysal konumlarını temsil etmektedir. Bütün  $x$  ve  $y$  değerleri için ( $x=1, \dots, M_G, y=1, \dots, N_G$ ) zamansal toplam işlemi yapılmaktadır.

$$G_{sum}^t(x, y) = \sum_{k=t+\tau}^t G^k(x, y) \quad x = 1, \dots, M_G, ve y = 1, \dots, N_G \quad (5.2)$$

Yapay retina modelindeki gangliyon çıktılarının zamansal toplam değerleri ( $G_{sum}$ ) kullanılarak,  $K \times K$  elektrot komşuluğundaki gangliyon çıktıları analiz edilmekte ve uzaysal olarak en anlamlı gangliyon çıktısı Eş. 5.3'e göre belirlenmektedir. Burada  $x'$  ve  $y'$ ,  $K \times K$  penceresindeki uzaysal koordinatlardır.  $S_{gx}$  ve  $S_{gy}$  ise  $K \times K$  boyutundaki analiz penceresindeki seçilen anlamlı gangliyon çıktısına ait  $x$  ve  $y$  koordinatlarını ifade etmektedir. Bu işlem elektrot matrisindeki tüm elektrotlar için gerçekleştirilir ( $g_x = 1, \dots, M_E \times N_E, g_y = 1, \dots, M_E \times N_E$ ).

$$S_{gx} = \frac{\sum_{x'=1}^K \sum_{y'=1}^K x' \cdot G_{sum}^t(x', y')}{\sum_{x'=1}^K \sum_{y'=1}^K G_{sum}^t(x', y')} \quad g_x = 1, \dots, M_E \times N_E$$

$$S_{gy} = \frac{\sum_{x'=1}^K \sum_{y'=1}^K y' \cdot G_{sum}^t(x', y')}{\sum_{x'=1}^K \sum_{y'=1}^K G_{sum}^t(x', y')} \quad g_y = 1, \dots, M_E \times N_E \quad (5.3)$$

Bu adımdan sonra, her bir elektrot için zamansal çerçeve dizisi boyunca seçilen gangliyon çıktıları elektrot matrisine atanır (Eş. 5.4)

$$E(i, j) = G(S_{gx}, S_{gy}) \quad i = 1, \dots, M_E; j = 1, \dots, N_E \quad (5.4)$$

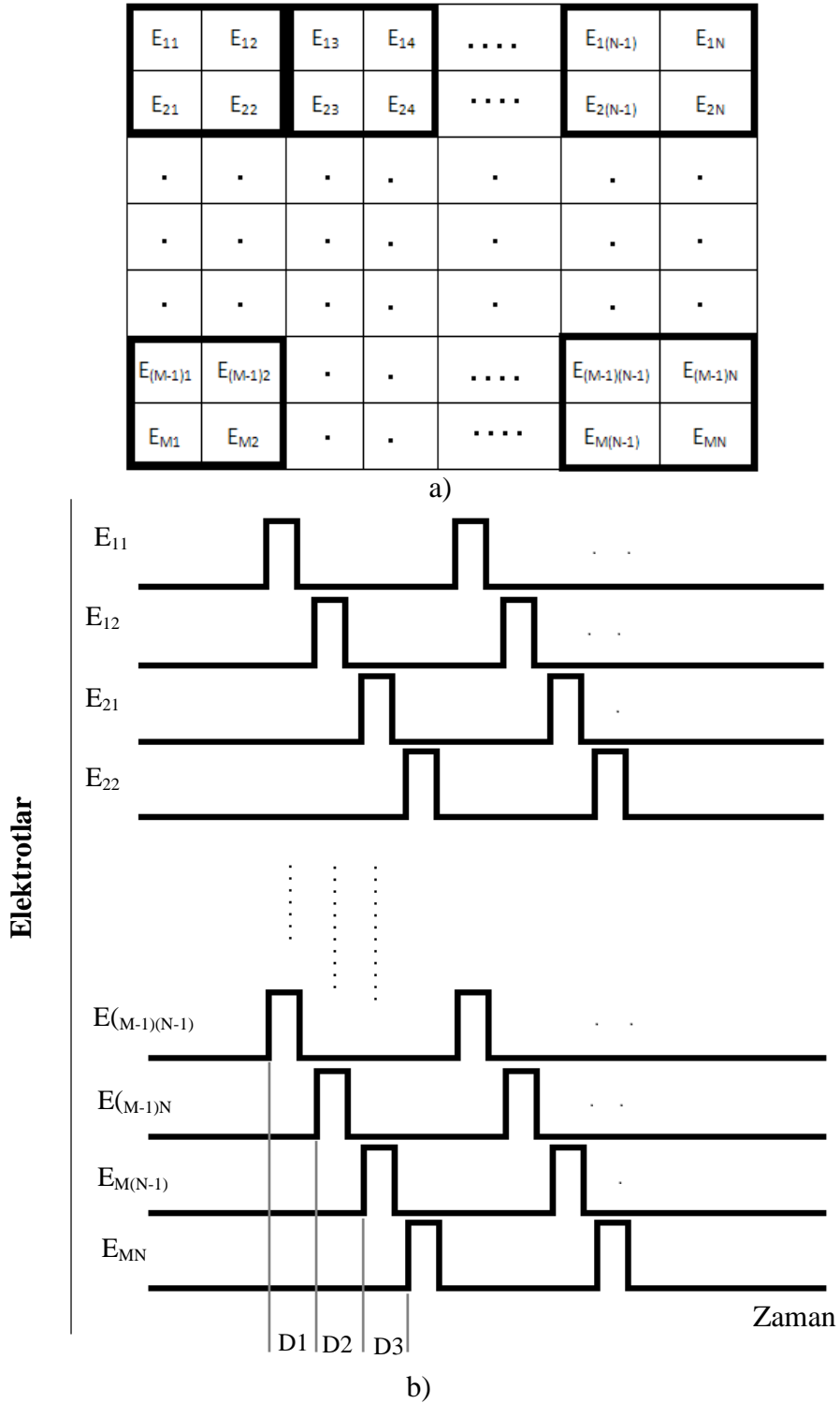
Yapay retina modelinde gangliyon katmanının çıkış boyutu, girdi olarak kullanılan görüntü boyutuna ve reseptif alan filtrelerin boyutuna ve örtüşme değerlerine bağlı olarak belirlenmektedir. Bu ise çeşitli boyutlarda gangliyon katmanını elde etmeyi sağlamaktadır. Uzaysal eşleştirme parametreleri de elektrot boyutuna ve gangliyon hücre katmanının boyutuna göre otomatik olarak belirlenmektedir. Örnek olarak elimizde  $100 \times 100$  boyutunda bir gangliyon katmanı varsa ve bu katman  $20 \times 20$  boyutunda bir elektrot matrisi ile eşleştirilecekse her bir elektrotun yerel komşuluğundaki gangliyon hücre sayısı  $5 \times 5$  olacak ve toplamda 25 adet gangliyon çıktısı zamansal olarak analiz edilecektir.

Bu yöntem adaptif bir veri seçimi sağladığı için özellikle sınırlı sayıdaki elektrot sistemleri için ideal olmaktadır. Diğer alt örnekleme yöntemlerine göre uzaysal olarak daha iyi çözünürlük sağlaması da bu yöntemin diğer bir avantajıdır.

### 5.2.2. Lokal serpiştirmeli uyartım darbelerinin oluşturulması

Elektriksel uyartım sonucu algılanan fosfen profilleri uyartım şiddetine ve uyartım süresine bağlı olarak değişmektedir [118,150,151]. Uyartım şiddeti arttıkça oluşturulan fosfen boyutları da artmaktadır. Benzer olarak uyartım frekansı arttırıldığında daha parlak fosfen algısı elde edilmektedir. Araştırma grupları tarafından retina implant sistemleri için geliştirilen bazı donanımlar, uyartım akım seviyesi, uyartım frekansı ve uyartım darbe tipi (çift fazlı veya tek fazlı) gibi parametrelerin değiştirilebilmesine olanak sağlamaktadır. Retinada, renklerin algılanmasının ateşleme aktivitelerinin şiddetine göre değil latans (veya frekans) değerlerine göre belirlendiği bilinmektedir. Bu nedenle bu çalışmada bütün uyartım darbelerinin aynı genlikte olduğu varsayılmıştır.





Şekil 5.3.  $2 \times 2$  Elektrot grubu için lokal serpiştirmeli uyartım oluşturma yöntemi  
 a) Küçük elektrot grubu b) Elektrotlar için faz gecikmeleri ve uyartım zamanlaması

Elektronik implant sistemlerinde, elektrotların elektriksel olarak etkileşimi sistemin performansının düşmesine yol açmaktadır. Bu problemi çözmek için koklear implant sistemlerinde serpiştirmeli uyartım stratejileri yaygın olarak kullanılmaktadır [152]. Benzer şekilde retina implant sistemlerinde de serpiştirmeli uyartım yöntemi istenmeyen elektrot etkileşimlerini azaltmak için uygun olabilir. Bununla birlikte bu yaklaşım 2 boyutlu ve daha çok elektrot içeren bu sistem için yeniden tasarlanmalıdır.

Bilinen serpiştirmeli uyartım yönteminde, serpiştirmeli uyartım darbelerinin oluşturulması için ardışık elektrotlar belirli bir faz gecikmesi ile uyartılırlar. Az elektrot içeren koklear implant sistemi için faz gecikmeleri sorun olmazken, eğer elektrot matrisindeki tüm elektrotlara faz gecikmesi uygulanırsa elektrot sayısı kadar faz gecikmesi ortaya çıkacak ve gerçek zamanlı uygulamalar için uygun olmayacaktır. Bu nedenle bu çalışmada  $M \times M$  alt elektrot grubunu temsil etmek üzere,  $M \times M - 1$  adet faz gecikmesi kullanan ve gerçek zamanlı uygulamalar için de uygun olan bir yöntem geliştirilmiştir.

Geliştirilen lokal-serpiştirmeli uyartım yöntemi şematik olarak Şekil 5.3'te verilmiştir. Bu yöntemde örneğin  $2 \times 2$  boyutundaki elektrot komşuluğu için, elektrot matrisinin boyutundan bağımsız olarak sadece 3 adet faz gecikmesi (D1-D3) kullanılmaktadır. Bu değer yöntemdeki minimum faz gecikmesi değeridir. Ayrıca, bu yöntem elektrot grubuna göre ( $3 \times 3$  elektrot grubu için 8 adet faz kayması kullanılmaktadır) istenilen sayıda faz gecikmesi sağlayabilecek yapıdadır.

Şekil 5.3'te  $2 \times 2$  komşuluğunda bir elektrot grubu (E11-E22) verilmiştir. Uyartım sekansında gruptaki ilk elektrot (E11) öncelikli olarak uyartılır ve sıra ile diğer elektrotlar (E12, E21, E22) uyartılır. Bu uyartım stratejisi elektrot matrisindeki tüm elektrotlar (E13, E14, E23, E24...) için uygulanır. Uyartım sırasının belirlenmesi ise aşağıdaki algoritma ile  $M' \times M'$  elektrot grubu için genelleştirilebilir.

```

ord = 0
for i = 1 → M'
for j = 1 → M'
ord = ord + 1
 $O_{(i \bmod M')(j \bmod M')} = ord$ 
end
end

```

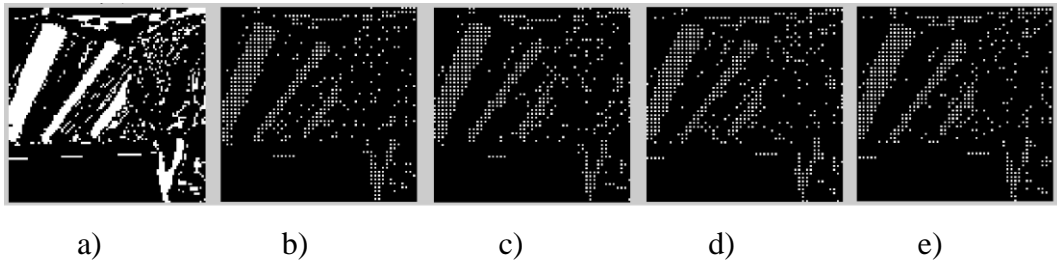
Elektrot grubu için uyartım sırasının belirlenmesinin ardından  $M \times M$  boyutundaki elektrot matrisi için her bir elektrotun uyartım sırası aşağıdaki algoritma ile belirlenmektedir:

```

for r = 1 → M
for c = 1 → M
 $E_{rc} = O_{(i \bmod M')(j \bmod M')}$ 
end
end

```

Burada  $(r,c)$ ,  $M \times M$  boyutundaki elektrot matrisindeki elektrotların satır ve sütun vektörlerini temsil etmekte,  $ord$  ise uyartım sırasını ( $ord=1,2,..M' \times M'$ ) göstermektedir.  $O_{ij}$  ise  $M' \times M'$  elektrot grubu için uyartım sırası matrisi ve  $E_{rc}$  ise  $M \times M$  matrisindeki  $(r,c)$  konumundaki elektrotun uyartım sırasıdır.



Şekil 5.4. Lokal serpiştirmeli uyartım darbelerinin  $2 \times 2$  elektrot grubu için oluşturulması a) Orijinal uyartım katmanı b) İlk sırada ateşlenen elektrotlar c) İkinci sırada ateşlenen elektrotlar d) Üçüncü sırada ateşlenen elektrotlar e) Dördüncü sırada ateşlenen elektrotlar

Faz kaydırmalı olarak,  $2 \times 2$  elektrot grubu baz alınarak oluşturulan 3 faz gecikmeli elektrot uyartımı Şekil 5.4'te uyartım matrisi ile görselleştirilmiştir. Orijinal uyartım verisi (Şekil 5.4.a) fazlardan 3 faz kaydırılmış uyartım katmanına bölünmektedir. Şekil 5.4.b, Şekil 5.4.c, Şekil 5.4.d ve Şekil 5.4.e sıra ile hangi elektrotların ateşlendiğini göstermektedir.

Sonraki kısım geliştirilen yöntem ile standart yöntemin karşılaştırmalı simülasyonlarına yer vermektedir.

### 5.3. Simülasyon Prosedürü

Geliştirilen yöntemin görüntü algısı üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla bilgisayar tabanlı simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Simülasyon çalışmalarında öncelikle girdi görüntüleri geliştirilen yapay retina modeli ile işlenerek gangliyon ateşleme dizilerine dönüştürülmüştür.

Bu yöntemin temel amacı yüksek çözünürlüklü gangliyon katmanından düşük çözünürlüklü elektrot uyartımı sağlanırken görsel olarak daha anlamlı bir görüntü oluşumunu sağlamak olduğu için girdi görüntüsü boyutları  $128 \times 128$  ile  $300 \times 300$  arasında, elektrot matrisi boyutları da  $40 \times 40$  ile  $100 \times 100$  arasında seçilmiştir. STEMLIS yönteminin ilk kısmı olan uzaysal-zamansal elektrot eşleştirme işlem adımında elektrot komşulukları en az  $3 \times 3$  olacak şekilde ayarlanmış, zamansal analiz için ise son 5 ateşleme çerçevesinin analizi yapılmıştır. Lokal serpiştirmeli uyartım aşamasında ise  $2 \times 2$  boyutunda elektrot grupları seçilmiştir. Yapay retina modeli ile elde edilen gangliyon ateşleme aktiviteleri 1 ms zaman aralığı ile 50 ms boyunca kaydedilmiştir. Bu kayıtlı ateşleme aktiviteleri standart uyartım yöntemi ve önerilen STEMLIS yöntemi ile işlenmiş, görsel algı simüle edilerek karşılaştırılmıştır.

Yöntemin performansını analiz etmek için, uyartım darbeleri fosfen şeklindeki ışık algısı olarak simüle edilmelidir. Retinanın mikro-elektrotlar ile elektriksel olarak uyartımı sonucu fosfen şeklinde ışık algısı oluşmakta ve bu algının parlaklık seviyesi elektrot merkezinden uzaklaştıkça azalmaktadır [153,154].

$$G(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{1}{2} \left( \left( \frac{x}{\sigma_x} \right)^2 + \left( \frac{y}{\sigma_y} \right)^2 \right)} \quad (5.5)$$

Bir fosfen profili, genel olarak Eş. 5.5'deki gibi 2 boyutlu bir Gauss dağılımı ile modellenebilir [58]. Burada  $\sigma_x$  ve  $\sigma_y$ , x ve y düzlemlerindeki dağılımın bant genişlikleri olup,  $\sigma$  ise tüm dağılımın standart sapma değeridir. Bu çalışmada fosfen profillerini oluşturmak için  $\sigma_x$  ve  $\sigma_y$  değerleri (5,5) olarak,  $\sigma$  ise 1,2 olarak seçilmiştir. Bu değerler çalışmadaki elektrot boyutları ve komşulukları için oluşacak fosfen profilini modellemek için yeterlidir. Bu varsayımlar ile elektriksel uyartım sonucu oluşacak olan fosfen algısı simüle edilmiştir.

Fosfen profilleri Eş. 5.5 kullanılarak her bir uyartılan elektrot için 1 ms aralıklarla oluşturulmuştur. Daha sonra oluşturulan bu fosfen profilleri gangliyon hücrelerdeki şarj birikimini simüle etmek için son 5 uyartım çerçevesi boyunca ilk fosfen profiline yüksek diğerlerine daha düşük ağırlık değerleri atanarak toplanmıştır. Bu işlem Eş. 5.6'da verilmiştir.

$$P_{ij}^t = \sum_{k=t-\tau}^t w_k \cdot E_{ij}^k \cdot G(x, y) \quad (5.6)$$

Burada  $P_{ij}$ , t anında oluşturulan fosfen profili,  $\tau$  gangliyon hücrelerdeki elektriksel şarj birikimini hesaplamak için kullanılan zaman sabiti ( $\tau=5$ ),  $E_{ij}$  ise elektrot uyartım matrisidir ve uyartım olup olmadığı içerdiği 1 ve 0 değerleri ile belirlenmektedir.  $G(x,y)$  Eş. 5.5'deki fosfen profili,  $w_k$  ise en son uyartım sonucu oluşan fosfen profiline yüksek, diğerlerine düşük ağırlık değeri verilmesini sağlayan ağırlık dizisidir. Bu çalışmada fosfen profillerinin ağırlıklı toplanması için üstel azalan bir fonksiyon ( $w_k=e^{-k/\tau}$ ) kullanılmıştır.

İmplant kullanıcıları ile görsel algı kalitesinin değerlendirilebilmesi için nesne tanıma, hareket eden nesne yönünü algılama, tabela okuma gibi aşamaları içeren klinik testler yapılmaktadır. Teknolojik kısıtlamalardan dolayı bu testler elektrot uyarım yöntemlerinin ve görüntü işleme modellerinin gerçek anlamdaki performansını değerlendirmekte yetersiz kalmaktadır. Bilgisayar simülasyonu tabanlı değerlendirme yöntemleri de bu yöntemlerin gerçek hastalardaki performansını doğal olarak ölçememektedir. Bununla beraber bilgisayar simülasyonlarının sonuçları implant kullanıcıları ile yapılan testle göz önüne alınarak daha doğru analiz edilebilir. Bu yüzden görüntülerdeki nesne/bölge ayrıtılarının algılanabilmesi açısından karşılaştırılması yararlı bir yöntem olarak alınabilir. Bu çalışmada orijinal görüntü boyutu elektrot boyutundan daha büyük olduğundan histogram benzerliğine göre yapılacak karşılaştırma OKH tabanlı karşılaştırmaya göre daha uygun olacaktır. Histogram benzerliği iki görüntüye ait parlaklık değerlerinin normalize edilmiş dağılımlarının benzerlik oranını hesaplamaya yarayan bir kriterdir. Eş. 5.7’de HBO kriterinin hesaplanmasına ilişkin formül verilmiştir. Burada  $p(i)$  ve  $q(i)$  orijinal ve fosfen olarak simüle edilen görüntüye ait normalize edilmiş histogram dizileridir.

$$HBO = \sqrt{\sum_{i=1}^L p(i) \cdot q(i)} \quad (5.7)$$

Klasik uyarım yöntemi ile STEMLIS yönteminin karşılaştırılması için, klasik yöntem için elektrot uyarım dizileri ve fosfen görüntüleri elde edilmiştir. Bu amaçla orijinal görüntü (yani gangliyon katmanı) elektrot boyutuna uygun olacak şekilde enterpolasyon tabanlı çözünürlük azaltma yöntemi ile örneklenir ve her bir elektrot eş zamanlı olarak ateşlenir. Bu ateşleme aktiviteleri kullanılarak klasik yöntem için fosfen görüntüsü elde edilir.

#### 5.4. Test Görüntüleri için Sayısal Karşılaştırma Sonuçları

Test için kullanılan görüntü seti Şekil 5.5’te verilmiştir. Bunlardan 4 tanesi Berkeley görüntü veri setine [131] ait olup, diğer ikisi literatürde yaygın olarak kullanılan görüntülerdir. Berkeley veri setinden alınan görüntüler orijinalinde renkli olup

çalışmada kullanılmak üzere gri ton dönüşümü yapılmıştır. Yapay retina modeli sadece parlaklık değerlerini kullanarak işlem yaptığından bu tür bir dönüşüm gerekli olmuştur. Bu test görüntüleri çeşitli doku, homojen alanlar, çeşitli kontrast değerleri, değişken parlaklık değerleri, güçlü ve zayıf ayırıt hatları ile metinler içermektedir. Bu nedenle günlük hayatta karşılaşılabilecek çoğu durumu simüle edebilecek durumdadırlar. Bu görüntüler kullanılarak STEMLIS ve klasik yöntem için simülasyon sonuçları elde edilmiş ve sonuçlar OKH, HBO ve HAPS kriteri açısından değerlendirilmiştir. Tüm karşılaştırmalarda, 50 ms süresince elde edilen gangliyon aktiviteleri fosfen tabanlı görüntü oluşturma yöntemlerinde kullanılmıştır.



Şekil 5.5. Çalışmada test amaçlı kullanılan görüntü seti

STEMLIS yöntemine ait fosfen görüntüsü oluşturma örneği Şekil 5.6'da verilmiştir. 1. ve 3. satır görüntüleri uyarım dizilerini göstermektedir. 2. ve 4. satırdaki görüntüler ise anlık olarak oluşturulan fosfen görüntüleridir. Görselleştirmek amacıyla, toplam uyarım dizisinden sadece 5, 8, 11,14,18 ve 22. uyarım çerçeveleri için oluşturulan fosfen görüntüleri sıra ile verilmiştir. Bu şekilden görülebileceği gibi ateşleme dizisi arttıkça daha detaylı bir görüntü elde edilebilmektedir.



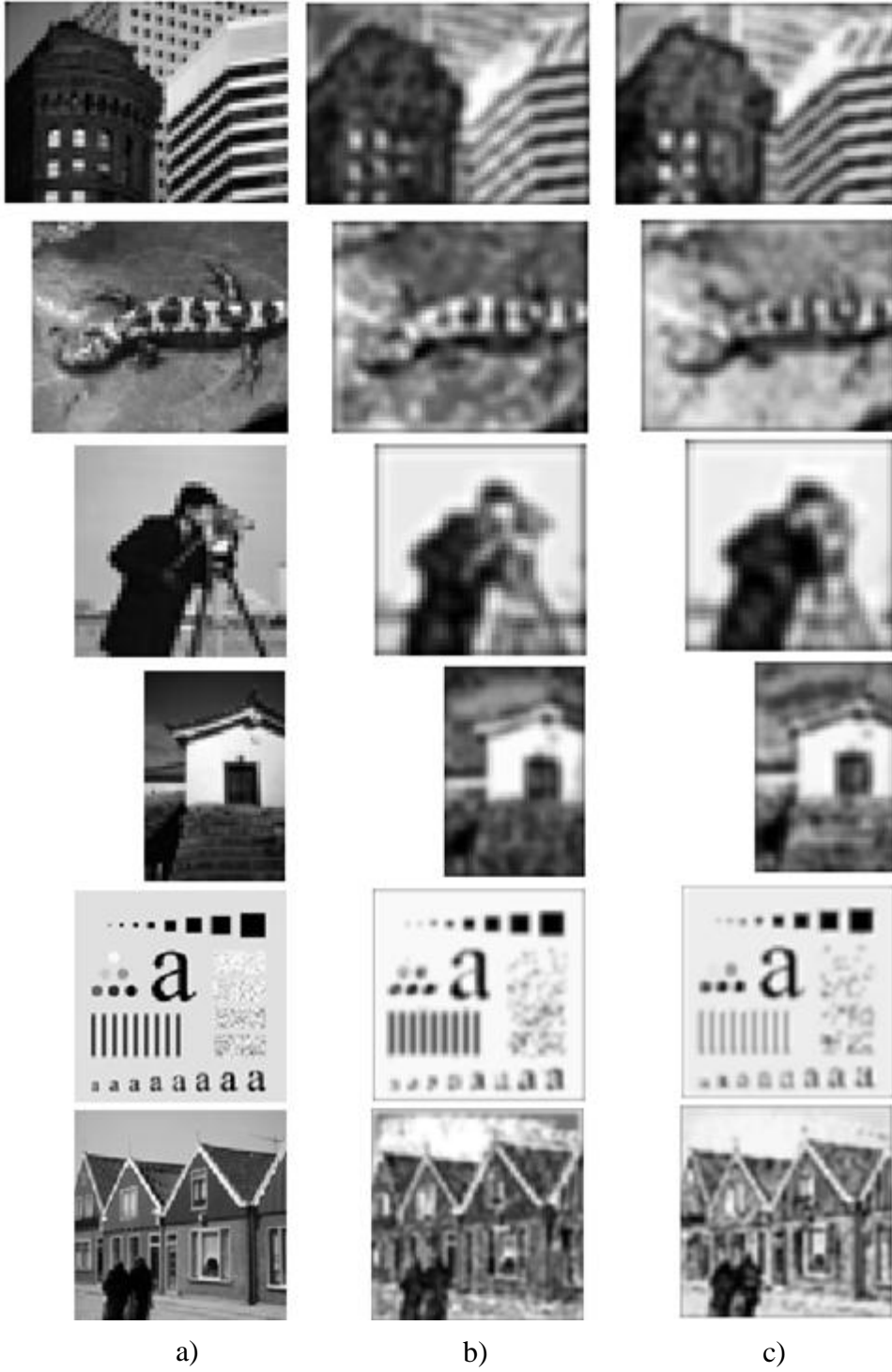
Şekil 5.6. STEMLIS yöntemi ile oluşturulan fosfen görüntüleri

OKH tabanlı karşılaştırmada, orijinal ve fosfen olarak elde edilen görüntüler arasındaki OKH değerleri hesaplanmıştır. Aynı şekilde HBO değerleri de orijinal ve fosfen görüntüsü arasındaki histogram benzerliğini ölçmek amacı ile hesaplanmıştır. Ayırıt saptama kriterine göre yapılan karşılaştırmada ise Canny ayırıt saptama filtresi kullanılarak, orijinal ve fosfen görüntüsüne ait ayırıtlar saptanmış ve hatalı olarak saptanan ayırıt pikselleri sayılmıştır. Bu karşılaştırma için orijinal görüntü de fosfen görüntüsü ile aynı boyutlara getirilmiştir.

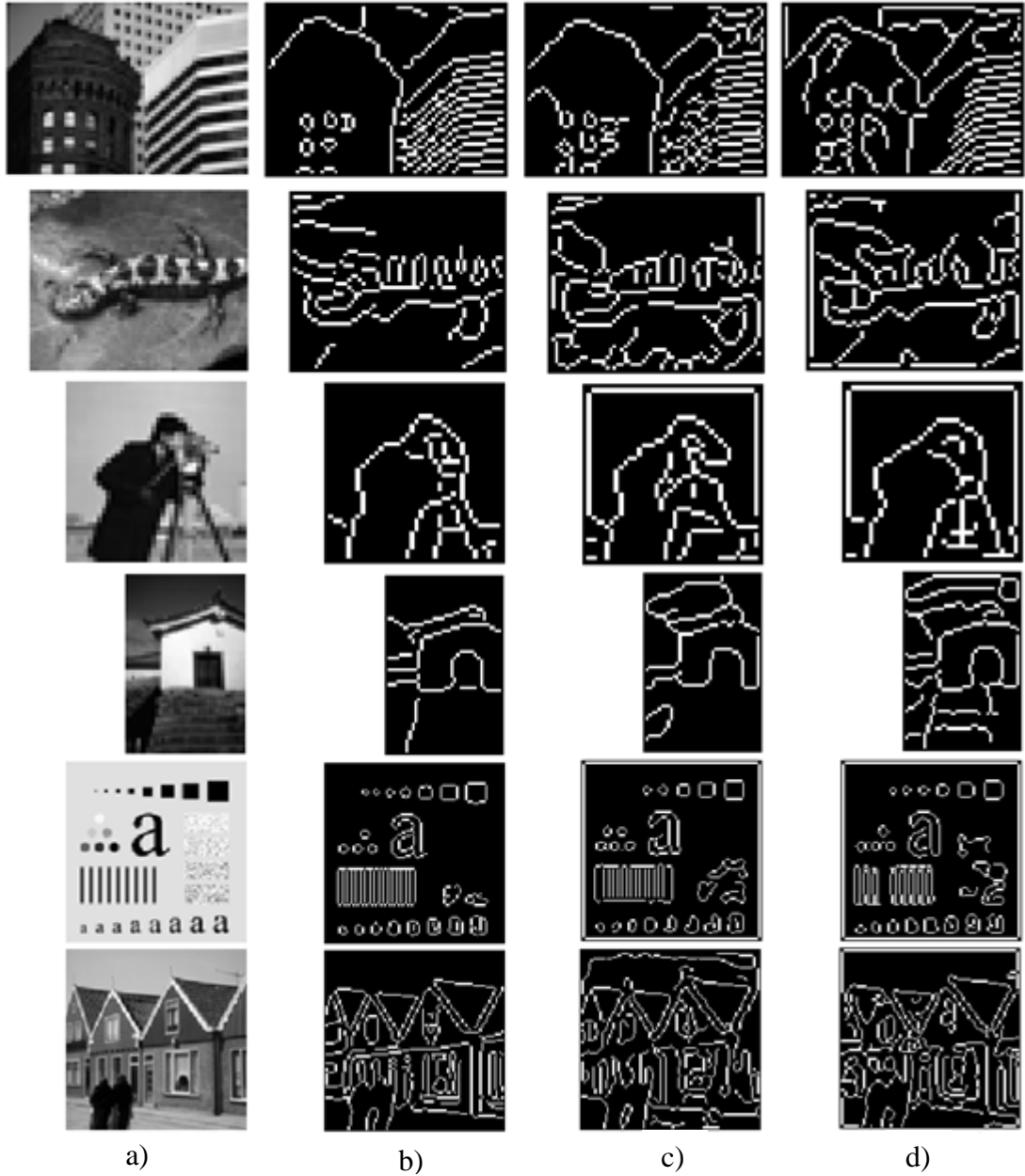


Fosfen tabanlı olarak oluşturulan görüntüler Şekil 5.7’de verilmiştir. Görsel karşılaştırma yapıldığında “48017.jpg”, “175083.jpg” ve “Test.jpg” görüntüleri için STEMLIS yöntemi ile elde edilen görüntülerdeki gri ton değerleri orijinal görüntüdekine daha yakın olarak görülmektedir. Özellikle “Test.jpg” görüntüsü için küçük dairelerin ve dikey çubukların daha kolay tanınabilir olduğu görülmektedir. Kameraman görüntüsünde ise kameranın şekli diğer yonteme göre daha anlaşılabilir olarak elde edilmiştir. Bununla birlikte “334025.jpg” görüntüsü için görsel açıdan bir farklılık algılanamamıştır. Diğer yandan, “140006.jpg” görüntüsü için gri ton değerlerinin kontrast oranları klasik yonteme göre daha iyi korunmuştur. Bu sonuçlara göre sürekli elektrot uyarımının daha parlak fosfen görüntüsü oluşturulmasına neden olduğu söylenebilir. Sürekli uyarımın aksine, serpiştirmeli uyarım yöntemi ise uzaysal olarak daha düzgün ve kontrast açısından dengeli bir görüntü oluşumu sağlamaktadır. Bu sonuçlar için Çizelge 5.1’de OKH ve HBO değerleri görülmektedir. Sadece kameraman görüntüsü hariç diğerleri için STEMLIS yöntemi ile oldukça düşük OKH değerleri elde edilmiştir. Diğer yandan “48017.jpg” ve “Test.jpg” görüntüleri hariç diğerleri için oldukça yüksek HBO değerleri STEMLIS yöntemi ile elde edilmiştir.

Ayrıt saptama kriterine göre yapılan karşılaştırma sonuçları ise Şekil 5.8’de verilmiştir. Şekil 5.7’deki görsel karşılaştırma sonuçlarına benzer olarak, saptanan görüntü ayrıtları, STEMLIS yöntemi için orijinal görüntü için saptanan ayrıtlara benzerlik göstermektedir. Bu kriter için sayısal karşılaştırma sonuçları Çizelge 5.1’de görülmektedir. Bu karşılaştırmada sadece “175083.jpg” görüntüsü için hatalı olarak saptanan ayrıt pikseli sayısı değeri yüksek olup diğer görüntüler için ise oldukça düşük hata elde edilmiştir. Çizelge 5.1’de ayrıca elektrot matris boyutları ile test görüntüsü boyutları da verilmiştir.



Şekil 5.7. Orijinal görüntüler ile STEMLIS ve klasik yöntem için fosfen olarak simüle edilen görüntüler a) Orijinal görüntüler b) STEMLIS yöntemi için elde edilen fosfen görüntüleri c) Klasik yöntem için elde edilen fosfen görüntüleri



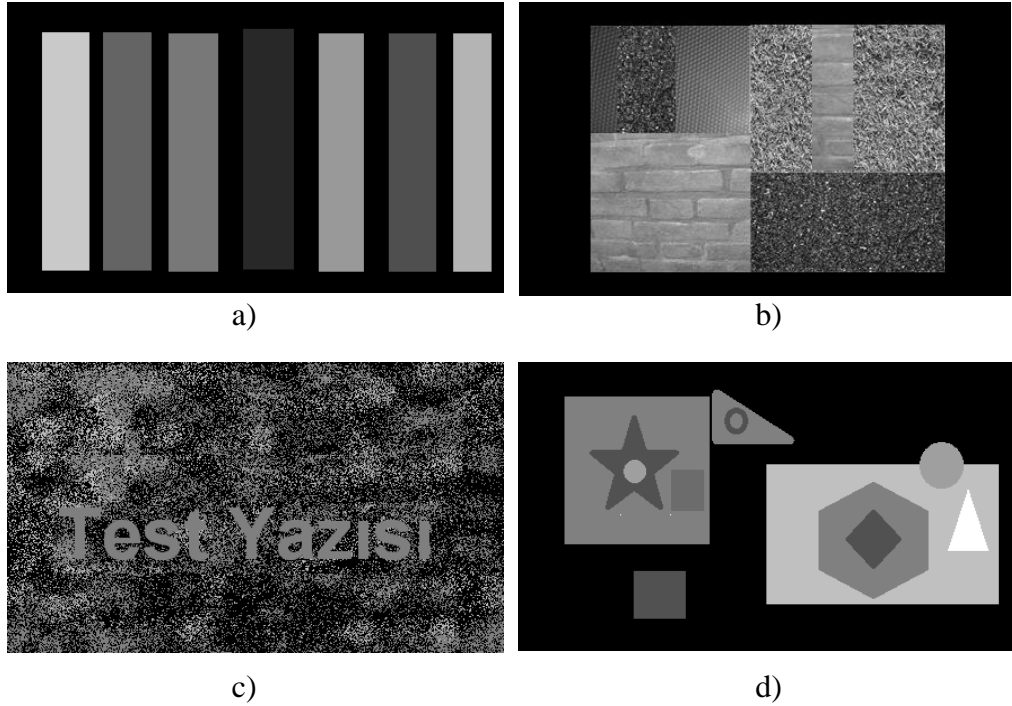
Şekil 5.8. Orijinal görüntüler ve STEMLIS ile klasik yöntem için ayırıt saptama sonuçları a) Orijinal görüntü seti b) Orijinal görüntüler için ayırıt saptama sonuçları c) STEMLIS yöntemi için ayırıt saptama sonuçları d) Klasik yöntem için ayırıt saptama sonuçları

Çizelge 5.1. STEMLIS ve klasik yöntemin performansının OKH, HBO ve HAPS kriterlerine göre karşılaştırılması

Görüntü	Görüntü Boyutu	Elektrot Matrisi Boyutu	STEMLIS Yöntemi			Klasik Yöntem		
			OKH	HBO	HAPS	OKH	HBO	HAPS
<b>48017</b>	161×241	50×70	1664,3	0,914	425	1823,9	0,899	636
<b>175083</b>	150×200	50×60	780,6	0,943	451	1865,1	0,869	444
<b>Cameraman</b>	128×128	40×40	2143,9	0,602	171	2177,1	0,630	251
<b>334025</b>	241×161	60×40	900,46	0,871	217	1630,4	0,801	364
<b>Test image</b>	300×300	100×100	1019,1	0,490	1006	1248,1	0,510	1210
<b>140006</b>	300×300	100×100	1077,8	0,920	1489	1959,9	0,860	1673
<b>Ortalama değerler</b>			1264,36	0.790	626.5	1784,08	0,761	763

### 5.5. Normal Gören Katılımcılarla Elde Edilen Test Sonuçları

Geliştirilen uyartım yönteminin görsel algı deneyimleri açısından değerlendirmesinin yapılabilmesi için normal gören katılımcılarla, kontrast ayırımı, örüntü tanıma, harf okuma, ve nesne sayma gibi testlerin yapılmasına yönelik sentetik test görüntülerinin kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır. Kullanılan test görüntüleri 4.3.3. kısımda kullanılan görüntülerle aynı olup Şekil 5.9'da verilmiştir. Kontrast ayırımı testi için her biri farklı gri ton değerlerine sahip 7 dikey çubuğun bulunduğu bir görüntü kullanılmıştır (Şekil 5.9a). Örüntü tanıma performansını test etmek için 8 adet farklı dokuya sahip bölge içeren bir görüntü kullanılmıştır (Şekil 5.9b). Harf okuma performansını test etmek için gürültülü bir arka fon üzerine yazılmış “test yazısı” metnini içeren bir görüntü kullanılmıştır (Şekil 5.9.c). Nesne sayma testi ise, içerisinde 12 adet nesne (ya da şekil) içeren bir görüntü kullanılarak yapılmıştır (Şekil 5.9d). Kullanılan tüm test görüntülerinin boyutu 130×220 piksel olarak ayarlanmıştır.



Şekil 5.9. Simülasyon çalışmasında kullanılan test görüntüleri a) Kontrast seviyesi ayırımını test etmek için kullanılan test görüntüsü b) Örüntü tanıma testi için kullanılan test görüntüsü c) Okuma performansını test etmek için kullanılan test görüntüsü d) Nesne sayma testi için kullanılan test görüntüsü

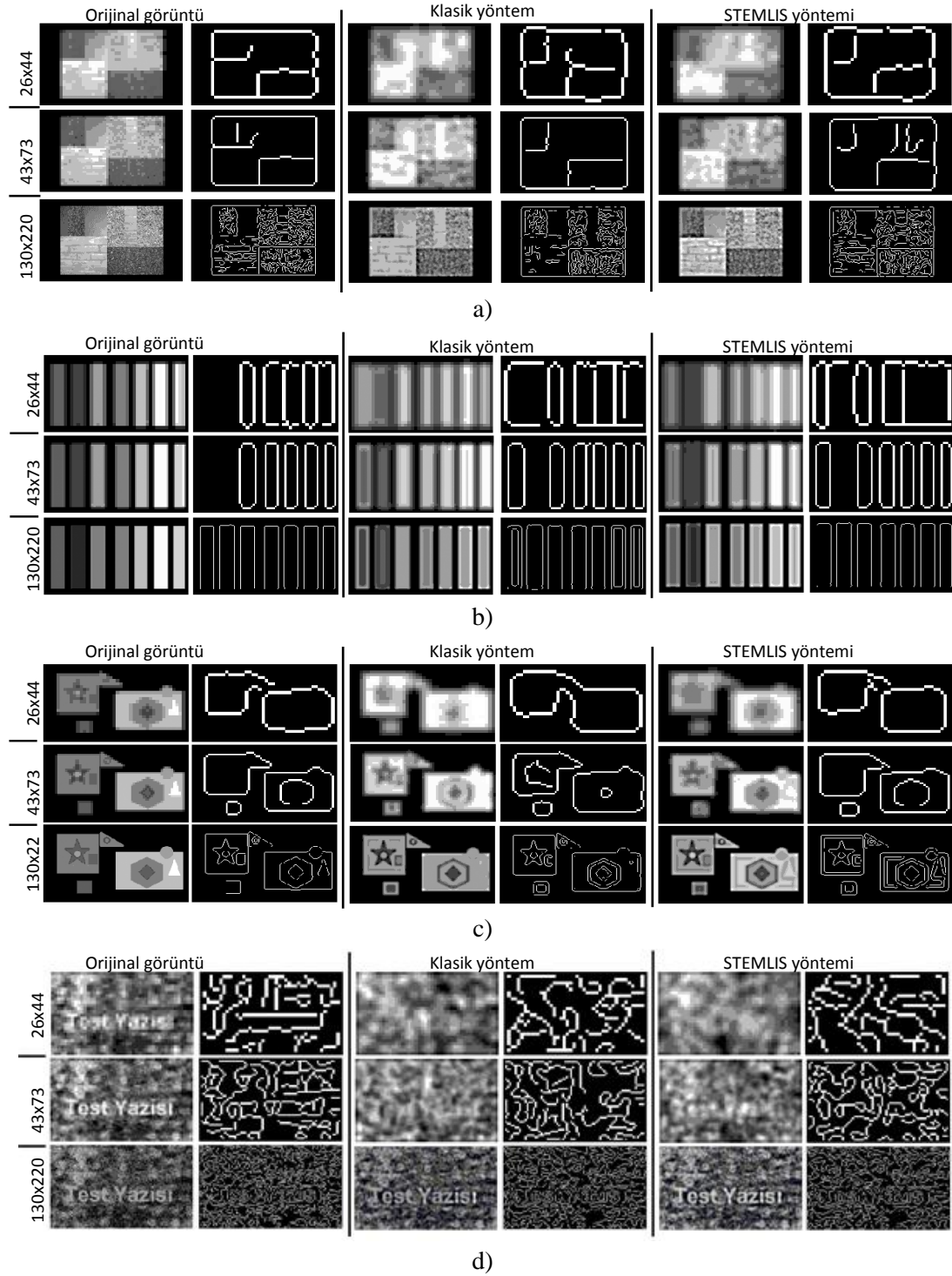
Test görüntüleri bölüm 5.3'te açıklandığı gibi yapay retina modeli ile işlenerek, STEMLIS ve klasik yöntem için  $26 \times 44$ ,  $43 \times 73$  ve  $130 \times 220$  olmak üzere 3 ayrı elektrot çözünürlüğünde simülasyon çalışması yapılmıştır. Testlere yaşları 23 ile 35 ( $26.6 \pm 3.45$ ) arasında değişen 15 normal gören kişi katılmıştır. Test görüntüleri için simüle edilen görüntüler bazen STEMLIS yöntemi önce, bazen de klasik yöntem önce olmak üzere karışık sırada ve aynı ışık şartlarında LED monitör kullanılarak katılımcılara gösterilmiştir. Katılımcılar ile monitör arasındaki mesafe 10 derecelik görme alanına karşılık gelen 50 cm olarak belirlenmiştir. İşlenen görüntülerin hepsi  $260 \times 440$  piksel boyutunda sunulmuştur. Katılımcılar bu görüntüleri daha önce görmemiş kişilerden seçilmiştir. Görüntülerin gösterilme sırası düşük çözünürlükten ( $26 \times 44$ ) yüksek çözünürlüğe ( $130 \times 220$ ) doğru olacak şekilde belirlenmiştir.

Kontrast ayırımı testinde tüm çözünürlükler için katılımcı tarafından ayırt edilebilen gri ton sayısı kaydedilmiştir. Örüntü tanıma testinde katılımcıya kaç adet farklı bölge

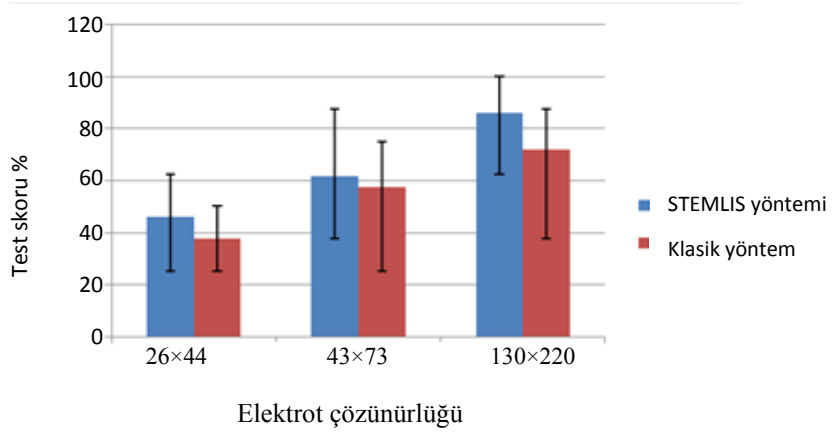
algılayabildiği sorulmuş ve cevabı kaydedilmiştir. Okuma testinde katılımcının test yazısını okuyabildiği çözünürlük ve okuma konforu değerlendirilmiştir. Nesne sayma testinde katılımcıların görüntüde sayabildikleri nesne sayısı not edilmiştir.

Orijinal görüntüler ile STEMLIS ve klasik yöntem için elde edilen görüntüler sırasıyla Şekil 5.10'da verilmiştir. Üç ayrı çözünürlük için, ortalama değerler üzerinden elde edilen test sonuçları Şekil 5.11'de grafiksel olarak verilmiştir. Analiz penceresinin boyutu her bir çözünürlük için otomatik olarak belirlenmiştir. Örneğin 26×44 elektrot çözünürlüğü için analiz penceresinin boyutu 5×5 olarak ayarlanmaktadır. Analiz penceresinin boyutu 43×73 elektrot çözünürlüğü için 3×3 olarak ayarlanır. Elektrot boyutu ile görüntü boyutunun eşit olduğu 120×130 elektrot çözünürlüğünde ise analiz penceresine gerek duyulmamaktadır. Yani bu çözünürlük için adaptif veri seçme aşaması devre dışı bırakılmaktadır. STEMLIS ve klasik yöntem bu çözünürlük için sadece serpiştirmeli uyartım stratejisi açısından farklılık göstermiştir. Görsel ve sayısal test sonuçları arasında bir ilişki kurabilmek için STEMLIS ve klasik yöntem için elde edilen sonuç görüntüleri bölüm 5.4'te olduğu gibi OKH, HBO ve HAPS kriterlerine göre analiz edilmiştir. Bu test görüntüleri için elde edilen sayısal analiz sonuçları Çizelge 5.2'de verilmiştir.

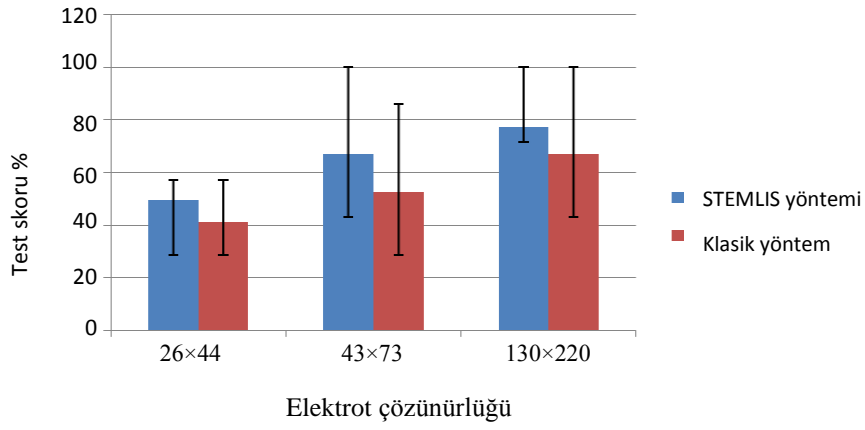
Katılımcılarla yapılan test sonuçlarına göre elde edilen ortalama performans değerleri olarak Şekil 5.11'deki grafiklerde verilmiştir. Bu grafiklerdeki hata çubukları her bir çözünürlük değeri için elde edilen en düşük ve en yüksek değerleri göstermektedir. Okuma testinde (Şekil 5.10d), düşük çözünürlük değerlerinde iki yöntem de başarılı olamadığı için grafiklerde bu teste ilişkin sonuç bulunmamaktadır. Bununla birlikte, yüksek çözünürlükte tüm katılımcılar test yazısını okuyabilmişlerdir. Ancak, okuma konforu açısından STEMLIS yöntemini klasik yönteme göre daha tercih edilebilir bulmuşlardır. Bu sonuç Çizelge 5.2'de görülen sayısal karşılaştırma sonuçları ile uygunluk göstermektedir (Test 3, 130×220 çözünürlük için). Ayrıca yüksek HBO ve düşük HAPS değerlerinin elde edilmesi yazının daha kolay algılanabilir şekilde okunmasına katkıda bulunmaktadır.



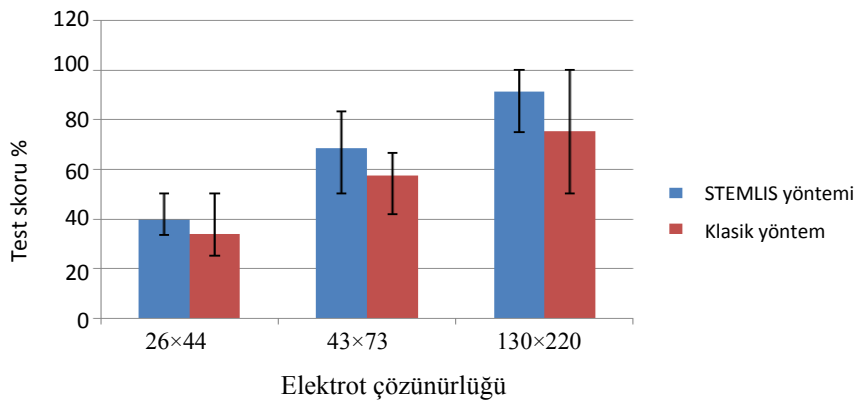
Şekil 5.10. STEMLIS ve klasik yöntem için farklı çözünürlüklerde elde edilen sonuçlar a) Örüntü Tanıma testi b) Kontrast ayırımı testi c) Nesne sayma testi d) Okuma performansı testi



a)



b)



c)

Şekil 5.11. Normal gören katılımcılarla yapılan testler için test sonuçlarının yüzde ortalama değerleri a) Örüntü tanıma testi sonuçları b) Kontrast ayırımı testi sonuçları c) Nesne sayma testi sonuçları

Örüntü tanıma testinde, sözü edilen çözünürlükler için klasik yöntemle göre % 8,33, % 4,16 ve % 14,1 daha yüksek test sonuçları elde edilmiştir (Şekil 5.11b). Örüntü



tanıma açısından ayırıt ve piksel değeri tabanlı benzerlikler HBO kriterine göre daha önemli olmaktadır. Çizelge 5.2’de “Test 1” sonucunda, HBO parametresi için elde edilen sonuç STEMLIS yöntemi için nispeten yüksek bir değerdedir. Sadece 43×73 çözünürlük için düşük OKH değeri ve sadece 130×120 çözünürlüğü için nispeten düşük HAPS değeri elde edilmesine rağmen diğer bütün çözünürlüklerde HBO değeri klasik yöntemden oldukça yüksek değerde elde edilmiştir. Bazı durumlarda, OKH, HBO ve HAPS parametreleri açısından önemli derecede farklı değerler bulunmamasına rağmen STEMLIS yöntemi için görsel algı açısından daha iyi performans elde edilmiştir. Bu test için elde edilen sonuçlar Şekil 5.10a’da verilmiştir. Bu şekilden görülebileceği gibi klasik yöntemdeki sürekli uyartım etkisi yüzünden farklı dokuya sahip bölgeler arasında istenmeyen birleşmeler olmuştur.

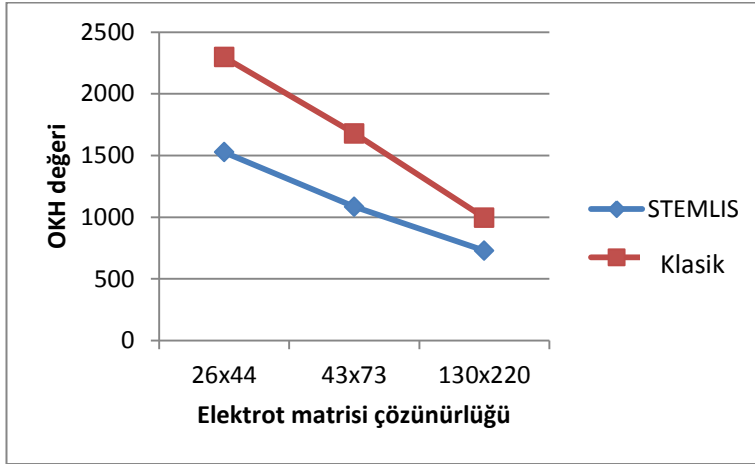
Kontrast ayırımı testinde sözü edilen çözünürlükler için klasik yöntemde göre % 8,6, % 14,2 ve % 10,5 oranında daha yüksek skorlar elde edilmiştir (Şekil 5.11b). Görsel testlerin yanı sıra, Çizelge 5.2’de “Test 2” için yer alan sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda her bir çözünürlük için STEMLIS yönteminin OKH ve HBO parametreleri açısından yüksek skorlar elde ettiği görülmektedir. Sadece 130×220 elektrot çözünürlüğü için STEMLIS yöntemi ile oldukça düşük HAPS değeri elde edilmiştir. Şekil 5.10.b’den ayırıt bulma filtresi sonucunun düşük çözünürlüklerde bile STEMLIS yöntemi için orijinal görüntünün ayırıtlarına oldukça benzer olduğu görülebilir. Bu testte yüksek skor elde edilmesi histogram dağılımının ve piksel tabanlı benzerliğin kontrast algılama açısından, ayırıt tabanlı benzerliğe göre daha önemli olduğunu ortaya koymaktadır.

Nesne sayma testinde, klasik yöntemde göre, sırasıyla üç çözünürlük için % 5,5, % 11,1 ve % 16,1 oranında daha yüksek skorlar elde edilmiştir (Şekil 5.11.c). Artan elektrot çözünürlüğü ile birlikte STEMLIS yöntemi daha fazla HAPS değeri üretmiş fakat, her üç çözünürlük için HBO değerleri klasik yöntemde göre oldukça yüksek olarak elde edilmiştir. Çizelge 5.2’de yer alan “Test 4” sonucunda sadece en düşük çözünürlük dışında diğer çözünürlükler için oldukça düşük OKH değerleri elde edilmiştir. Bu sonuç, yüksek OKH ve HBO değerlerinin nesne sayma kabiliyeti

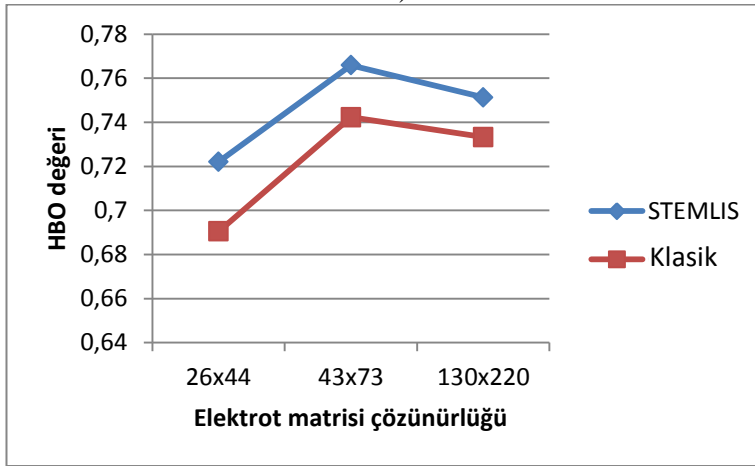
açısından önemli olduğunu göstermektedir. Ayrıca, yüksek çözünürlükte standart yöntem için hata aralığının oldukça arttığına da dikkat etmek gerekmektedir.

Çizelge 5.2. Şekil 5.10'daki görsel test görüntüleri için sayısal analiz sonuçları

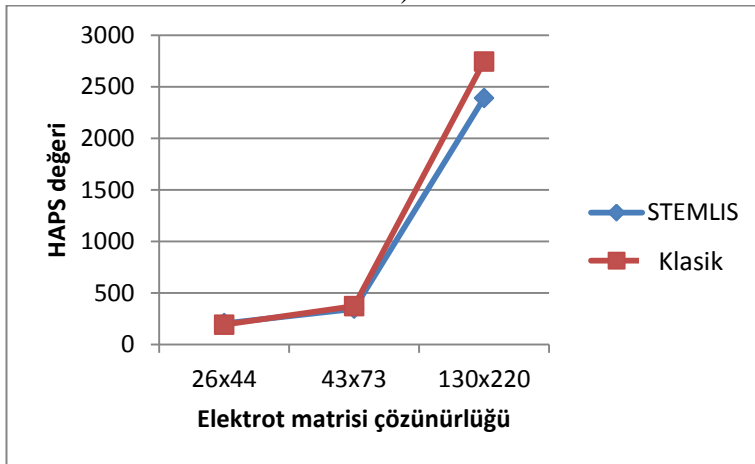
	Yöntem	STEMLIS			Klasik Yöntem		
		OKH	HBO	HAPS	OKH	HBO	HAPS
26×44 (5×5 pencere)	Test1 (Örüntü tanıma)	817,9	0,831	144,0	793,1	0,815	111,0
	Test2 (Kontrast ayırt etme)	2171,8	0,448	220,0	2923,9	0,437	209,0
	Test3 (Okuma)	1858,5	0,888	317,0	2370,4	0,856	323,0
	Test4 (Nesne sayma)	1259,8	0,731	141,0	3102,8	0,634	120,0
	Ortalama	1527,0	0,722	205,5	2297,6	0,691	190,8
43×73 (3×3 pencere)	Test1 (Örüntü tanıma)	587,8	0,915	287,0	1124,3	0,877	239,0
	Test2 (Kontrast ayırt etme)	1104,1	0,497	223,0	1794,8	0,456	166,0
	Test3 (Okuma)	1700,0	0,923	711,0	1918,7	0,922	796,0
	Test4 (Nesne sayma)	945,6	0,729	156,0	1875,7	0,714	282,0
	Ortalama	1084,4	0,766	344,3	1678,4	0,742	370,8
130×220 (pencere yok)	Test1 (Örüntü tanıma)	546,7	0,974	2837,0	527,3	0,943	3070,0
	Test2 (Kontrast ayırt etme)	614,1	0,510	624,0	835,5	0,477	2011,0
	Test3 (Okuma)	1311,6	0,820	4582,0	1116,3	0,817	4860,0
	Test4 (Nesne sayma)	443,6	0,701	1513,0	1503,8	0,696	1032,0
	Ortalama	729,0	0,751	2389,0	995,72	0,733	2743,3
Genel sonuç		1113,5	0,746	976,6	1657,21	0,722	1101,6



a)



b)



c)

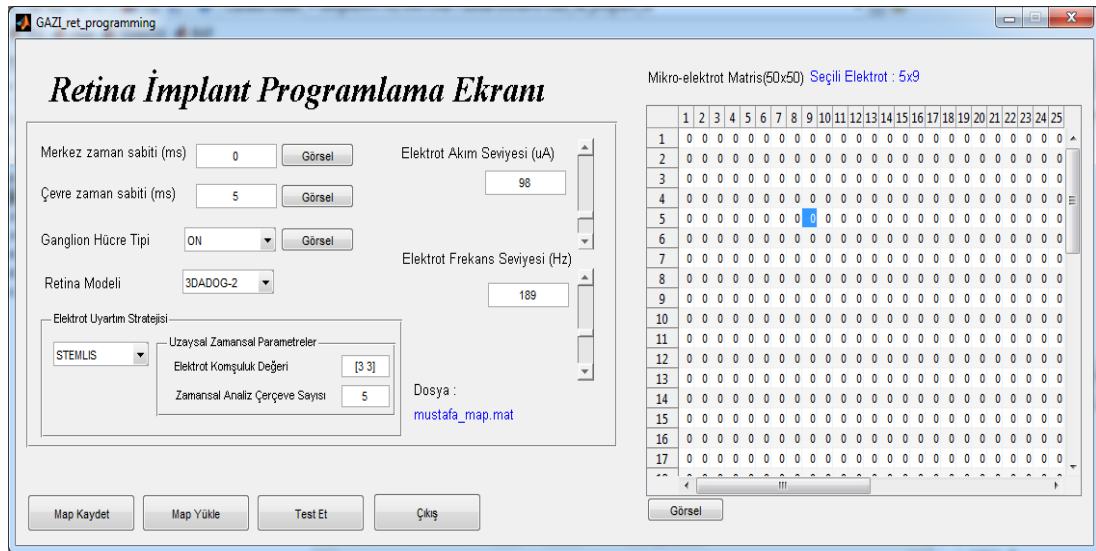
Şekil 5.12. Testte kullanılan görüntüler için, STEMLIS ve klasik yöntem ile elde edilen genel performans grafikleri a) OKH parametresine göre elde edilen genel performans grafiği b) HBO parametresine göre elde edilen genel performans grafiği c) HAPS parametresine göre elde edilen genel performans grafiği

Artan çözünürlükle birlikte, her test görüntüsü için OKH değeri azalırken HBO ve HAPS değerleri artmakta, bununla birlikte STEMLIS ve klasik yöntemler için elde edilen görsel performans yaklaşık olarak doğrusal olarak artış göstermektedir. Bu sonuçlara göre OKH, HBO ve HAPS değerleri ile görsel algı performansı arasında kesin bir ilişki kurmak zor olmakla birlikte, tüm testlerde düşük OKH değeri ile yüksek HBO değeri elde edildiğinde yüksek performans elde edilebilmiştir.

Görsel algı testlerinde kullanılan görüntüler için elde edilen kümülatif sayısal sonuçları içeren grafikler Şekil 5.12’de verilmiştir. Bu grafikler incelendiğinde, STEMLIS yönteminin, tüm testler için düşük OKH değerleri üretmekte olduğu ve çözünürlük arttıkça OKH değerinin de azaldığı görülmektedir. Benzer şekilde HBO ve HAPS kriterleri için de STEMLIS yönteminin kümülatif olarak klasik yönteme göre daha iyi performans gösterdiği anlaşılmaktadır.

## 6. GELİŞTİRİLEN İMPLANT PROGRAMLAMA ARAYÜZÜ

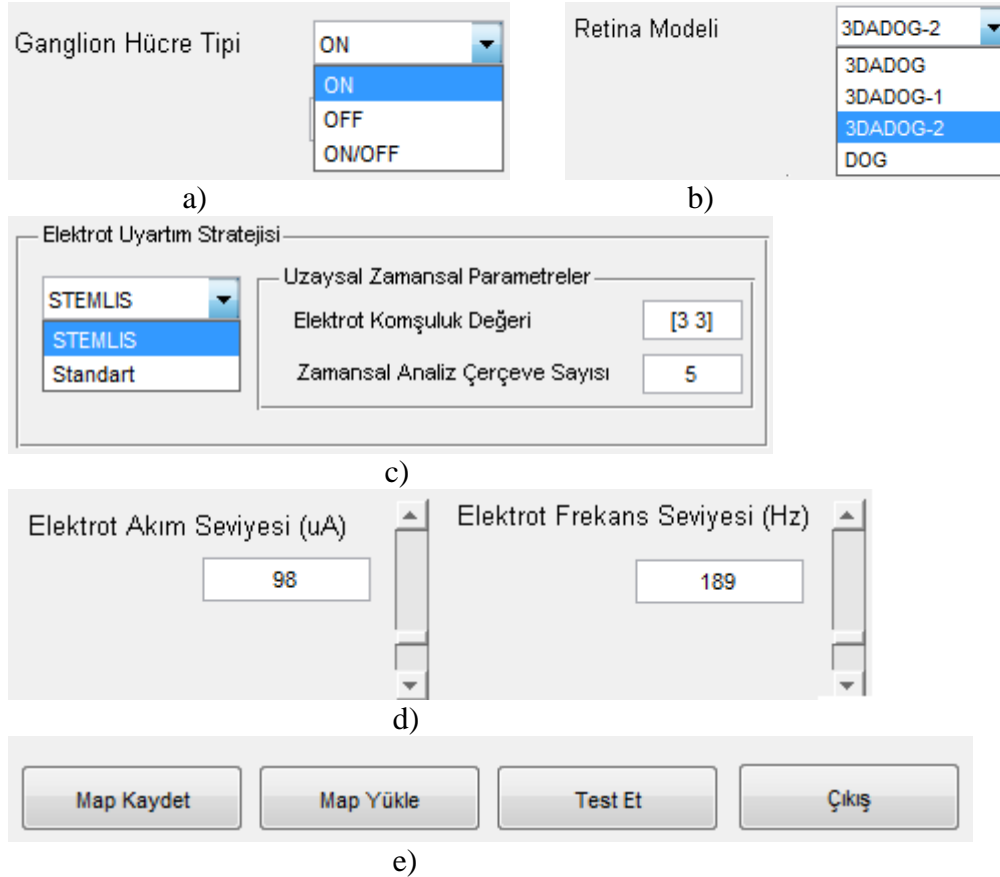
Tez çalışmasında geliştirilen implant programlama arayüzü, retina modelinin çeşitli parametrelerinin ayarlanabilmesine ve hastaya özgü olarak seçilecek önemli parametrelerin saklanmasına imkan tanımak üzere geliştirilmiştir. Bu parametreler; elektriksel uyartım esnasında hangi uyartım yönteminin kullanılacağını, uyartım akım ve frekans sınır değerlerini, hücre zaman sabitlerini ve elektrotların bağlı olduğu hücre tiplerinin seçimini içermektedir. Geliştirilen arayüz ekranı Şekil 6.1’de verilmiştir.



Şekil 6.1. Geliştirilen retina implant programlama arayüzü

Bu çalışmada implant elektrotu olarak kullanılan elektrot matrisinin boyutu 50×50 olarak alınmıştır. Her bir elektrotun elektriksel olarak uyaracağı gangliyon hücresinin tipi (ON/OFF/ON-OFF) “Gangliyon hücre tipi” seçeneği ile ayarlanabilmektedir (Şekil 6.2.a). Elektrot matrisi ekranında ON tipi gangliyon hücresi “0” ile, OFF tipi gangliyon hücresi “1” ile, ON/OFF tipi gangliyon hücresi ise “2” ile temsil edilmektedir. Ayrıca, daha kolay görselleştirmenin sağlanması amacı ile “Görsel” butonu seçilerek, ilgili hücre tiplerinin sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renklerle temsil edilmesi sağlanmaktadır. İlgili gangliyon hücresinin doğru seçilmesi kodlanan bilginin implanta doğru iletilmesi için önemlidir.

Retina modeli seçimi, DOG, 3D-ADOG, 3D-ADOG-1, 3D-ADOG-2 olmak üzere 4 farklı seçenek ile yapılabilmektedir (Şekil 6.2.b). Daha önceki kısımlarda anlatıldığı gibi, DOG standart olarak kullanılan yapay retina modeli, diğer 3 model ise tez çalışması kapsamında geliştirilen yapay retina modelleridir.

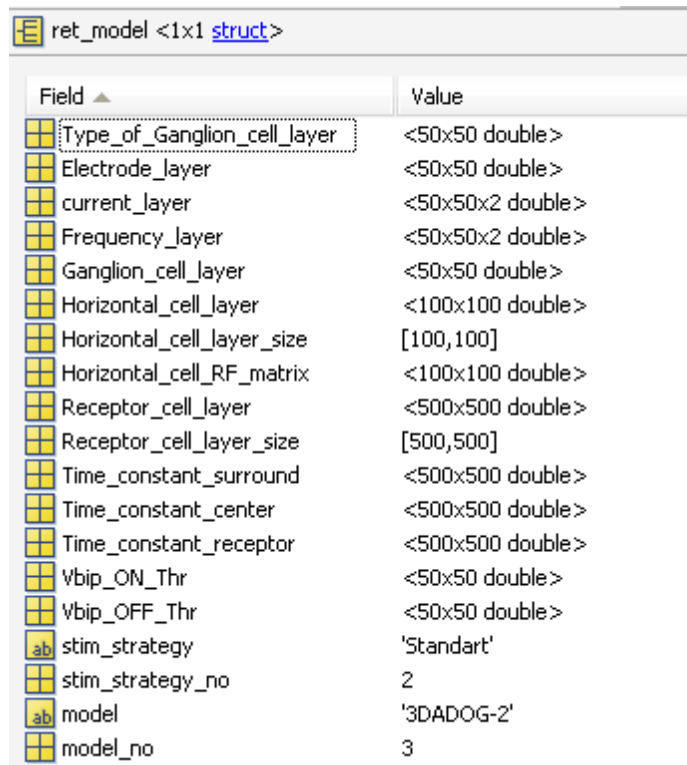


Şekil 6.2. İmplant programlama arayüzü ve temel seçenekler a) Gangliyon hücre tipi seçimi b) Kullanılacak retina modeli seçimi c) Elektrot uyarım stratejisinin seçimi d) Elektriksel uyarım için akım ve frekans değerlerinin seçimi e) Dosya işlemleri için seçenekler

İmplant programlama arayüzünde, elektrot uyarım algoritması, standart uyarım ve STEMLIS yöntemi olarak seçilebilmektedir (Şekil 6.2.c). STEMLIS yönteminin seçilmesi durumunda “uzaysal alt-elektrot grup boyutu” ve “zamansal analiz çerçevesi sayısı” parametreleri ile ilgili değerlerin girilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, bu değerler; elektrot grup boyutu için  $3 \times 3$ , zamansal analiz çerçeve sayısı için 5 olarak seçilmiştir.

Elektrot uyartım yönteminin yanı sıra elektriksel uyartım akım ve frekans değerleri hastaya bağlı değişebilen parametreler olup elde edilecek görsel algıyı etkileyebilecektir. Bu değerlerin retina hasarının derecesine bağlı olarak değiştirilmesi ve en uygun seviyenin tespit edilmesi gerekmektedir [118-120]. Genellikle, akım seviyesinin  $50 \mu\text{A}$  ile  $250 \mu\text{A}$  arasında, frekans değerlerinin de 100 Hz ile 500 Hz arasında olması gerekmektedir [119]. Geliştirilen arayüzde, bu değerler belirtilen aralıklarda seçilebilmektedir (Şekil 6.2.d).

Arayüzde, ilgili parametrelerin seçilmesi ile oluşturulan retina modelinin \*.mat formatında saklanması ve istenildiği zaman tekrar çağırılması, üzerinde değişiklik yapılması mümkündür (Şekil 6.2.e). Geliştirilen programlama ekranı, gereklilik, fonksiyonellik ve başarı ölçütü dikkate alınarak tasarlanmıştır.



Field	Value
Type_of_Ganglion_cell_layer	<50x50 double>
Electrode_layer	<50x50 double>
current_layer	<50x50x2 double>
Frequency_layer	<50x50x2 double>
Ganglion_cell_layer	<50x50 double>
Horizontal_cell_layer	<100x100 double>
Horizontal_cell_layer_size	[100,100]
Horizontal_cell_RF_matrix	<100x100 double>
Receptor_cell_layer	<500x500 double>
Receptor_cell_layer_size	[500,500]
Time_constant_surround	<500x500 double>
Time_constant_center	<500x500 double>
Time_constant_receptor	<500x500 double>
Vbip_ON_Thr	<50x50 double>
Vbip_OFF_Thr	<50x50 double>
stim_strategy	'Standart'
stim_strategy_no	2
model	'3DADOG-2'
model_no	3

Şekil 6.3. Oluşturulan “retina modeli” yapısı

Parametrelerin girilmesinin ardından “retina modeli yapısı” MATLAB ortamında oluşturulmakta ve verilen dosya ismi ile kaydedilmektedir. Retina modeli yapısı ve

parametre değerleri Şekil 6.3'te görülmektedir. Hastaya özgü olarak oluşturulan bu model retina implant sisteminde kullanılmaya yönelik olarak hazırlanmıŐtır.

Model parametrelerinin arayüz üzerinden programlanmasının ardından, güncellenen retina modeli kullanıcının implant cihazına yüklenebilecek ve alıŐtırılabilecektir.



## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, yapay görme sistemlerinden yüksek performans alınmasını sağlamak için iki farklı model geliştirilmiştir. Bunlardan ilki, lokal görüntü karakteristiğine göre adaptif olarak DOG filtre bant genişliğini değiştiren 3 Boyutlu iki aşamalı adaptif yapay retina (3D-ADOG) modelidir. İkinci ve bu yapay retina modelinin görsel protez sistemine uygulanması açısından bütüncüsel kısmı olan uzaysal-zamansal tabanlı yeni bir elektriksel uyartım (STEMLIS) yöntemidir. Ayrıca bu iki modülün parametrelerinin hastaya özgü olarak ayarlanmasını sağlayan bir implant programlama arayüz yazılımı da geliştirilmiştir. Bu kısımda, geliştirilen bu model ve yöntemlerden elde edilen sonuçlar ayrı başlıklar altında değerlendirilmiş, avantaj ve dezavantajları tartışılmıştır. Ardından ileriye yönelik bir proje perspektifinde öneriler sunulmuştur.

### 7.1. Geliştirilen Adaptif Yapay Retina Modeli

Bu model 2 katmanlı (iç ve dış pleksiform tabakalar) biyolojik retinadaki adaptif görüntü işleme yapısı göz önüne alınarak geliştirilmiştir. Model klasik DOG filtre tabanlı retina modelinde olmayan iki adaptif katman içermekte ve bu katmanlar uzaysal-zamansal filtreleme işlemleri gerçekleştirmektedir. Modelde gangliyon hücrelerin ateşleme mekanizmalarını modellemek üzere nLIF hücre modeli kullanılmıştır.

Geliştirilen bu model ile özellikle retina implant kullanıcılarının görsel açıdan yüksek performans elde etmeleri amaçlanmıştır. Bu amaçla modelin görsel ve nicemsel açıdan performansını ölçmek için simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Sayısal analizler için, literatürde yer alan iki yöntem olan ateşleme sayısını ve ISI ölçütünü esas alan görüntü oluşturma yöntemleri kullanılmıştır. Klasik OKH ölçütü yanında HBO ve EKI kriterleri de karşılaştırma amacıyla kullanılmıştır. HBO parametresi özellikle görüntünün kontrast değer aralığını analiz etmek açısından önemli bir kriter olup orijinal görüntü ile yapay retina modeli tarafından elde edilen görüntünün kontrast değerleri bakımından benzerliğini analiz etmek için

kullanılmıştır. Bunun yanında EKI parametresi ise kontrast ve luminans bozulması ile görüntüler arasındaki korelasyon kaybının ölçülmesini sağlayan bir parametredir.

### **7.1.1. Karşılaştırmalı sayısal simülasyon sonuçları**

Ateşleme sayısı ve ISI ölçütüne göre oluşturulan görüntüler karşılaştırıldığında, ISI ölçütüne göre oluşturulan görüntülerin ateşleme sayısına göre oluşturulan görüntülere göre daha çok gri ton seviyesi içerdiği görülmektedir. Bu yüzden HBO değerleri, ISI ölçütüne göre oluşturulan görüntülerde, ateşleme sayısına göre elde edilen görüntülerden biraz daha düşük olarak elde edilmiştir.

Ateşleme sayısı ve ISI ölçütü esas alınarak oluşturulan görüntülerle yapılan analiz sonuçlarına göre 3D-ADOG modeli (diğer iki versiyonu için de) standart DOG modeline göre daha iyi performans göstermiştir.

Zamana bağlı olarak yapılan analizler, önerilen yapay retina modelinin, daha kısa süre içerisinde, standart DOG tabanlı retina modeline göre daha düşük OKH ve daha yüksek HBO ve EKI değerlerinin elde edildiğini göstermiştir. Bu sonuç özellikle daha kısa süreli elektriksel uyarım ile daha anlamlı görüntülerin hastanın zihninde canlandırılabilceğini anlamına gelmektedir. Bu sayede, retina implant kullanıcılarına daha etkin ve daha az elektriksel uyarım ile yararlı görü sağlanabilmesi mümkündür.

Bu sonuçlar değerlendirilerek, yapay retina modelinde lokal adaptif DOG filtrelerin kullanımının, görsel protez sistemlerinde elde edilen görüntü kalitesini, uzaysal detayların daha iyi temsil edilmesi açısından arttıracığı sonucuna varılmıştır.

### **7.1.2. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları**

DaVinci modülünde gerçekleştirilerek, normal görüye sahip, 20 ile 40 yaş arası katılımcılar ile yapılan test sonuçlarına göre adaptif retina modeli ile elde edilen görüntülerin kontrast seviyelerinin standart DOG tabanlı modele göre % 11,4

değerinde daha iyi algılanabildiği görülmüştür. DOG modelinde elde edilen görüntülerdeki genel parlaklık seviyesinin daha yüksek olarak algılanmasına rağmen kontrast aralıklarının birbirine oldukça yakın olarak ortaya çıktığı katılımcılardan gelen yorumlarla değerlendirilmiştir.

Yapılan testlerde, görme sistemi için günlük önemli aktiviteler arasında yer alan, nesne sayma, metin okuma ve örüntü tanıma açısından değerlendirmeler yapılmıştır. Metin okuma testinde hem DOG, hem de 3D-ADOG modeli ile test metni okunabilmiş ancak, 3D-ADOG modelindeki görüntü katılımcılar tarafından daha tercih edilebilir bulunmuştur. İlave olarak, 3D-ADOG modelinde test metninin oluşma süresi DOG modeline göre % 26,3 oranında daha kısa sürede oluşmuştur.

Nesne sayma testinde genel olarak üst üste binmiş nesnelere zemin-nesne ayrımının 3D-ADOG modeli ile DOG modeline göre % 12,5 oranında daha belirgin şekilde yapılabildiği görülmüştür. Bu ayrımın yapılabilmesinde modeldeki adaptif yapının kontrast seviyesini lokal olarak ayarlamasının etkisi vardır. Bununla birlikte, farklı desen/örüntüye sahip bölgelerin algılanmasında 3D-ADOG modeli standart DOG modeline göre % 8,8 oranında daha iyi performans göstermiştir. Bu sonuç, görüntüdeki değişik boyuttaki doku/örüntü örneklerinin, 3D-ADOG modelinde yer alan uzaysal olarak adaptif bant genişliği yapısının etkisi ile daha ayırt edici olarak ortaya çıktığını göstermektedir.

Bu sonuçlardan, yalnızca DOG modelinin kullanılarak retinanın işlevinin modellenmesinin mümkün olmayacağı, retinadaki lokal görüntü işleme yapısının modellemeye dahil edilmesi gerektiği anlaşılmaktadır. Bu adaptif yapı ile retinanın ateşleme üretme mekanizması değiştirilebilmekte, bu ateşlemeler de görüntünün kodlanmasında aktif rol oynamaktadır.

Sonuç olarak, 3D-ADOG modelinde kontrast seviyeleri arasındaki farklılık daha iyi algılanabilmekte olup bu modelin görsel protez sistemleri için önem arz eden nesne-zemin ayrımı, örüntü tanıma, metin okuma gibi görsel işlemlerin daha iyi yapılabilmesini sağlayacaktır.

## 7.2. Geliştirilen Elektrot Uyarım Yöntemi

Bu çalışmada geliştirilen STEMLIS yöntemi, istenilen sayıda faz gecikmesi kullanımı ile sürekli veya serpiştirmeli elektrot uyarımını sağlayabilecek özelliktedir. Faz gecikmelerinin artırılması görsel uyarım verilerinin belirli bir gecikme ile gönderilmesi anlamına gelmektedir. Uzaysal-zamansal elektrot eşleştirme yöntemi, buna ilave olarak, görsel açıdan anlamlı gangliyon çıkışının seçilmesi için zamansal işlem yaptığından ek zaman gecikmesine de ihtiyaç duymaktadır. Çalışmada elektrot eşleştirme için zamansal boyutta 5 adet analiz çerçevesi ve elektrotların etkileşimsiz olarak uyarılması için 3 adet de faz gecikmesi kullanılmıştır. Görülebileceği gibi serpiştirmeli uyarım sonucunda görüntülerdeki uzaysal detaylar uyarım süresince daha iyi algılanabilmektedir (Bkz. Şekil 5.7). Bunun yanı sıra elektrot boyutu ve yapısına göre faz gecikmelerinin artırılıp azaltılabilmesi mümkündür. Geliştirilen STEMLIS yöntemi bu tür manüplasyonların yapılması açısından esneklik sağlamaktadır. Hatta uygulamaya özgü çözümlerin sağlanması için parametrelerin belirlenmesini de mümkün kılmaktadır. Yüksek çözünürlüklü elektrot dizileri kullanıldığında, özellikle yapay retina modelinden elde edilen gangliyon katmanı ile elektrot matris boyutunun eşit olduğu durumlarda, elektrot eşleştirme yöntemine gerek kalmamaktadır.

Günümüzün son teknoloji ürünü koklear implant sistemlerinde, uyarım verisi seçimi ve elektrot uyarımı için benzer algoritmalar başarılı şekilde uygulanmıştır. MPEAK, CIS ve ACE gibi yöntemler gerçek zamanlı olarak elektrot uyarımında benzer yaklaşımlar kullanmasına rağmen işitsel algıyı geciktirecek kadar işlemsel yüke neden olmamaktadır. Benzer şekilde görsel bilginin birkaç milisaniye geciktirilerek gönderilmesinin de görsel algı açısından dikkate değer bir gecikme oluşturmayacağı düşünülmektedir.

### 7.2.1. Sayısal simülasyon sonuçları

STEMLIS yönteminin performansını değerlendirmek için elde edilen görüntü kalitesi, görüntü işleme alanında yaygın olarak kullanılan bazı istatistiksel

parametreler kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen görüntüler, uyartım darbelerinin zamana bağlı şarj yoğunluğunun fonksiyonu olarak, Gauss dağılımı kullanılarak modüle edilmiş ve fosfen görüntüleri oluşturulmuştur. Bu fosfen görüntüleri, orijinal görüntüler ile karşılaştırılmış ve bu karşılaştırmalarda görüntü algısı için önemli olan uzaysal bilgilerin korunması/temsili esas alınmıştır. Ortalama değerler bazında bakıldığında geliştirilen elektrot ateşleme yöntemi, klasik yöntemle göre OKH kriteri açısından % 30 daha yüksek ve HBO kriteri açısından % 3 daha yüksek performans göstermiştir. Ayrıt saptama (HAPS) açısından ise klasik yöntemle göre % 18 daha iyi performans elde edilmiştir. Bu değerler geliştirilen yöntemin görüntü oluşturmada klasik yöntemle göre oldukça iyileştirme yaptığını göstermektedir.

Bu tür bilgisayar tabanlı simülasyonlar, yüksek performanslı algoritmaların geliştirilmesinde iyi bir esneklik ve altyapı sağlamaktadır. Bu yüzden bilgisayar simülasyonları ile yapılan testler bazı önemli algı parametrelerinin göz önüne alınması ile yarar sağlamaktadır. Bu testlerde dikkate değer bir performans elde edildiğinde implant kullanıcıları ile test aşamasına geçilebilir. Bu yaklaşım tasarımdan geliştirme süreci arasındaki zaman akışını sağlamak için oldukça önemlidir.

Klasik OKH ölçütünün yanında HBO ve HAPS kriterlerinin kullanımı da yöntemin görüntü kalitesine yapmış olduğu katkıyı değerlendirmek için önerilmiştir. OKH ve HBO parametreleri zaman zaman yöntemin gerçek kalitesini yansıtamadığı için, görüntü anlama açısından önemli bir parametre olan ayrıt saptama kriteri de yöntemi test etmek için kullanılmıştır. Ayrıt saptama sonuçlarına göre yapılan karşılaştırmalarda çeşitli bölgeler için elde edilen ayrıtların klasik yöntemle göre daha doğru şekilde belirlendiği görülmüştür.

Elde edilen ateşleme aktiviteleri görüntülerin uzaysal ve zamansal içeriğine bağlı olduğundan, oluşturulan fosfen görüntüsü kalitesi yapay retina modeline de bağlıdır. Yapay retina modeli geliştirme çalışmaları halen süregelen bir şekilde yeni bulgular eşliğinde devam etmektedir. Bu çalışmada, bu durumu da göz önüne alarak, aynı ateşleme aktiviteleri kullanılarak STEMLIS ve klasik yöntem ile elde edilecek

sonuçlar analiz edilmiştir. Görsel ve sayısal analiz sonuçlarından, nerilen STEMLIS yönteminin orijinal görüntüye oldukça yakın görsel algı sağladığı grlmştir. Bunun yanında elektrotların serpiştirmeli uyarımı ile değişik seviyelerde uyarım akımının kullanılmasını mümkün kılmaktadır. Bu zellik retina hastalığının derecesine göre değişik uyarım eşik seviyesine sahip implant hastaları açısından önemlidir.

### **7.2.2. Normal gören katılımcılarla elde edilen test sonuçları**

Yöntemin görsel algı kalitesi açısından katkısını değerlendirmek için normal gören katılımcılar ile testler yapılmıştır. Bu testlerde, kontrast ayırt etme, örüntü tanıma, harf okuma ve nesne sayma gibi günlük aktiviteleri simüle etmek için daha az karmaşık sentetik test görüntüleri kullanılmıştır. Üç ayrı çözünürlük ( $26\times 44$ ,  $43\times 73$ ,  $130\times 220$ ) ve üç farklı analiz penceresi boyutu ( $3\times 3$ ,  $5\times 5$  ve penceresiz) için analiz yapılmıştır. STEMLIS yöntemi ile sırası ile bu üç çözünürlük değeri için ortalama olarak tüm testlerde, katılımcılar % 7,5, % 9,9 ve % 13,6 klasik yönteme göre daha yüksek performans elde etmişlerdir. Her test için ortalama performans skorları üzerinden en iyi sonuçlar; kontrast ayırımı için % 14,2, nesne sayma testi için % 16,1, örüntü tanıma testi için % 14,1 klasik yönteme göre daha yüksek olarak elde edilmiştir. Her iki yöntemde de katılımcılar sadece  $130\times 220$  elektrot çözünürlüğü için test yazısını okuyabilmişler, STEMLIS yöntemi ile elde edilen görüntünün okuma konforunun daha iyi olduğunu vurgulamışlardır. Kullanılan test görüntüleri aynı zamanda sayısal karşılaştırmalı analizlerde de kullanılmış OKH ve HAPS değerleri bazı çözünürlük değerlerinde klasik yönteme göre yüksek olarak bulunmuş ancak, ortalama değerler bazında STEMLIS yöntemi daha iyi sonuçlar elde etmiştir (izelge 5.2, ortalama değerler ve Şekil 5.12). Bazı test görüntüleri için yüksek hata değerlerinin elde edilmesi büyük lde görüntünün karmaşıklığı ile ilgili olmaktadır (rn 3. Test görüntüsü). Nitel ve nicel sonuçlar arasında geçerli bir matematiksel formülasyon kurmak oldukça zor olmakla birlikte bu sonuçların büyük oranda birbiri ile uyumlu olduğu söylenebilir.

Sayısal analizlerde, nihai test sonuçlarına göre geliştirilen yöntem klasik yöntemle göre oldukça yüksek performans sergilemiştir. Ancak, oldukça çok ayrıt ve doku içeren bazı karmaşık test görüntüleri için (Bkz. Şekil 5.10, Şekil 5.10.a, Şekil 5.10.d), elde edilen hata değerleri daha az karmaşık olan görüntülere göre daha yüksek olarak elde edilmiştir. Ancak, görsel değerlendirme testinde, özellikle de örüntü tanıma testinde bu hata değeri yöntemin performansını düşürücü bir etki yapmamıştır (Bkz. Şekil 5.11.a)

Sonuç olarak STEMLIS yöntemi elektrot matrisinin uyarımı için oldukça yararlı bir yöntem olup görsel simülasyon sonuçları incelendiğinde protez sistemleri için kalite artırıcı bir etki yapabilme potansiyeline sahip olduğu görülmektedir. Geliştirilecek olan görsel protez sistemlerinde bu yöntemin kullanılması, implant kullanıcılarının daha iyi bir görsel algı elde etmesine katkıda bulunacaktır.

### **7.3. Geliştirilen İmplant Programlama Arayüzü**

Koklear implant sistemine göre oldukça yüksek sayıda elektrot içeren retina implant sistemleri için daha fonksiyonel arayüz yazılımlarına ihtiyaç olacağı düşünülmüş ve tez çalışmasında ana hatları ile açıklanan implant programlama arayüzü geliştirilmiştir. Bu arayüz kullanılarak çalışmada geliştirilen yapay retina (3D-ADOG) ve elektriksel uyarım yöntemi (STEMLIS) ile ilgili parametrelerin hastalara özgü olarak ayarlanması mümkün olmaktadır. Literatürde henüz bu tür bir arayüz yazılımı geliştirilmemiş olduğundan geliştirilen implant programlama arayüzü özgün bir yazılımdır. Bu çalışmanın ilerideki hedefi olan prototip implant sisteminin geliştirilmesi ile doğal olarak bu arayüzde bazı yenilikler ve geliştirmeler yapılması mümkün olacaktır.

### **7.4. Öneriler**

Bu tez çalışmasının nihai hedefi görme engelli kişilerde görsel algının tekrar oluşturulmasıdır. Bu amaçla çalışmada geliştirilen algoritmaların kullanılacağı bir retina implant sistemi prototipinin gerçekleştirilmesi ilerideki hedeflerdendir. Dünya

apında az sayıdaki araştırma merkezi tarafından üzerinde çalışılan bu sistemler çok yakın zamanda ticari ürün olarak ortaya çıkacaktır. Bu nedenle dünyadaki bu gelişmelere paralel olarak zaman kaybedilmeden prototip retina implant sisteminin geliştirilmesi, havyan deneyleri ile test edilmesi, gerekli tıbbi standartlara uygunluk kriterlerinin sağlanmasını müteakiben görme engelli kişilerde kullanılması tez çalışmanın nihai hedefine ulaşılması açısından oldukça önemlidir.

Retina fizyolojisi incelendiğinde görsel verilerin birkaç mm<sup>2</sup> alana sahip fovea bölgesinden 1 milyon'a yakın sinir açı ile beyindeki görme merkezine taşındığı bilinmektedir. Bu çalışmada geliştirilen görüntü işleme algoritmaları bu znrlğ sağlayacak niteliktedir. Ancak, bu znrlğ destekleyecek elektronik altyapı için, halihazırda kullanılan mikro teknoloji ürünü sistemler (yaklaşık 1600 elektrot içeren) yetersiz kalmakta, nano boyutta implant elektrotlarının geliştirilmesi gerekmektedir. Görme engellilere uygulanabilecek yapıda retina implant prototipinin geliştirilebilmesi için, bu çalışmanın devamı niteliğinde;

- Gerekli laboratuvar altyapısının sağlanması
- Gömülü sistem tasarımının yapılması
- Nanoteknoloji boyutunda elektrot tasarımlarının yapılması
- Gerekli havyan deneylerinin yapılması
- Tıbbi uygunluk kriterlerinin sağlanmasına yönelik testlerin yapılması

nerilmektedir.



## KAYNAKLAR

1. Bunker, C.H., Berson, E.L., Bromley, W.C., Hayes, R.P., Roderic, T.H., “Prevalence of retinitis pigmentosa in Maine”. *Am. J. Ophthalmol.*, 97(3):357-365 (1984).
2. Turan, A., Recep, Ö.F., Abdik, O., Karaatlı, S.M., Hasırıpı, H., “Türkiye’de çocukluk çağı körlükleri: Görme engelliler okullarındaki tarama sonuçları”, *Türk Oftalmoloji Gazetesi*, 32:397-400 (2002).
3. Weiland, D., Humayun, M.S., “Visual Prosthesis”, *Proceedings of the IEEE*, 96(7):1076-1084 (2008).
4. Morillas, C.A., Romero, S.F., Martinez, A., Pelayo, F.J., Rosa, E., Fernandez, E., “A design framework to model retinas”, *BioSystems*, 87:156–163 (2007).
5. Wohrer, A., Kornprobst, P., “Virtual retina: A biological retina model and simulator, with contrast gain control”, *J. Comput Neurosci*, 26:219–249 (2009).
6. Rullen, R.V., Thorpe, S.J., “Rate coding versus temporal order coding: What the retinal ganglion cells tell the visual cortex”, *Neural Computation*, 13:1255–1283 (2001).
7. Cai, C.F., Liang, P.J., Zhang, P.M., “A simulation study on the encoding mechanism of retinal ganglion cell”, *Lecture Notes in Computer Science*, 4689:470-479 (2007).
8. Croner, L.J., Kaplan, E., “Receptive field of P and M ganglion cells across the primate retina”, *Vision Research*, 35(1):7–24 (1995).
9. Zaghoul, K.A., Boahen, K., “Circuit designs that model the properties of the outer and inner retina”, *Ophthalmology Research: Visual Prosthesis and Ophthalmic Devices*, 135 – 159 (2007).
10. Eckmiller, R., Neumann, D., Baruth, O., “Tunable retina encoders for retina implants: why and how”, *J. Neural Eng.*, 2: 91–104 (2005).
11. Horsager, A., Greenberg, R.J., Fine, I., “Spatiotemporal interactions in retinal prosthesis subjects”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 51(2):1223-1233 (2010).
12. Kamburoğlu, E., Dürük, K., Özyol, E., “Görmenin biyokimyası”, *Türkiye Klinikleri J. Ophthalmol.*, 14:180-187 (2005).
13. Bowmaker, J.K., Dartnall, H.J.A., “Visual pigments of rods and cones in a human retina”, *J. Physiol.*, 298: 501–511 (1980).

14. Yanoff, M., Duker, J.S., “Ophthalmology 2<sup>nd</sup> ed.”, **Mosby Inc.**, London-UK, 59 (2003).
15. Wässle, H., Boycott, B.B., “Functional architecture of the mammalian retina”, **Physiol. Rev.**, 71 (2): 447–480 (1991).
16. Long, G.K., “Göz Hastalıkları El Kitabı-Atlas”, Çev. Sezen, F, **Palme Yayıncılık**, Ankara, 215-320 (2001).
17. Cambron, S.D., “Microtacks for retinal implant applications”, BsC Thesis, **University of Louisville**, Louisville, 13-21 (2003).
18. Guyton, A.C., Hall, J.E., “Textbook of medical physiology”, **W.B.Saunders Co.**, Philadelphia, 534-569 (1996).
19. Tortura, G., Grabowski, S.R., “Introduction to the Human Body, The Essentials of Anatomy and Physiology 6<sup>th</sup> ed”, **Wiley&Sons.**,USA, 300-302 (2004).
20. Thiel, A., Greschner, M., Ammermuller, J., “The temporal structure of transient ON/OFF ganglion cell responses and its relation to intra- retinal processing”, **J. Comput. Neurosci.**, 21:131–151 (2006).
21. Geffen, M.N., Vries, S.E.J., Meister, M., “Retinal ganglion cells can rapidly change polarity from OFF to ON”, **Plos. Biol.**, 5(3):640-651 (2007).
22. Kandel, E.R., Schwartz, J.H., and Jessel, T.M., “Principles of neural science 4<sup>th</sup> ed”, **McGraw-Hill**, New York, 507-513 (2000).
23. Jackson, G.R., Owsley, C., Curcio, C.A., “Photoreceptor degeneration and dysfunction in aging and age-related maculopathy”, **Ageing Research Reviews**, 1: 381-396 (2002).
24. Brindley, G.S., Lewin, W.S., “The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex”, **J. Physiol.**, 196:479-493 (1968).
25. Boyle, J., Maeder, A., Boles, W. “Static image simulation of electronic visual prostheses”, **7th Australian and New Zealand intelligent information systems conference**, Western Australia, 85-88 (2001).
26. Veraart, C.W., Defalque, M.C., Gérard, B., Vanlierde, A., Delbeke, J., “Pattern recognition with the optic nerve visual prosthesis”, **Artificial Organs**, 27(11):996–1004 (2003).
27. Matthaei, M., Zeitz, O., Keserü, M., Wagenfeld, L., Hornig, R., Post, N., Richard, G., “Progress in the development of vision prostheses”, **Ophthalmologica**, 225:187–192 (2011).

28. Warren, D., Normann, R., "Visual neuroprostheses in Handbook of neuroprosthetic methods", *CRC Press*, USA, 337-357 (2003).
29. Margalit, E., Maia, M., Weiland, J., et al, "Retinal prosthesis for the blind", *Survey of Ophthalmology*, 47(4):335-356 (2002).
30. Suaning, G., Lovell, N., Schindhelm, K. Coroneo, M., "The bionic eye (electronic visual prosthesis): A review", *Australian and New Zealand Journal of Ophthalmology*, 26:195-202 (1998).
31. Galletti, P.M., Aebischer, P., Lysaght, M.J., "The dawn of biotechnology in artificial organs", *ASAIO Journal*, 41(1):49-57 (1995).
32. Humayun, M., Weiland, J., Fujii, G., Greenberg, R., Williamson, R., Little, J., Mech, B., Cimarusti, V., Boemel, G., Dagnelie, G., de Juan, E., "Visual perception in a blind subject with a chronic microelectronic retinal prosthesis", *Vision Research*, 43(24):2573-2581 (2003).
33. Rizzo, J., Wyatt, J., Loewenstein, J., Kelly, S., Shire, D., "Methods and perceptual thresholds for short-term electrical stimulation of human retina with microelectrode arrays", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(12):5355-5361 (2003).
34. Schubert, M., Stelzle, M., Graf, M., Stert, A., Nisch, W., Graf, H., Hammerle, H., Gabel, V., Hofflinger, B., Zrenner, E., "Subretinal implants for the recovery of vision", *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Tokyo, 376-381 (1999).
35. Eckmiller, R., Becker, M., Hunermann, R., "Concepts for learning retina encoders", *International Conference on Neural Networks*, New York, USA, 4:2315-2320 (1997).
36. Yagi, T., Ito, Y., Kanda, H., Tanaka, S., Watanabe, M., Uchikawa, Y., "Hybrid retinal implant: fusion of engineering and neuroscience", *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Tokyo, 4:382-385 (1999).
37. Peachey, N., Chow, A., "Subretinal implantation of semiconductor-based photodiodes: progress and challenges", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 36(4):371-376 (1999).
38. Rothermel, A., Wieczorek, V., Liu, L., Stett, A., Gerhardt, M., Harscher, A., Kibbel, S., "A 1600-pixel subretinal chip with dc-free terminals and  $\pm 2v$  supply optimized for long lifetime and high stimulation efficiency", *ISSCC*, 144-146 (2008).

39. Rothermel, A., Liu, L., Aryan, N.P., Fischer, M., Wuenschmann, J., Kibbel, S., and Harscher, A., "A CMOS chip with active pixel array and specific test features for subretinal implantation", *IEEE Journal Of Solid-State Circuits*, 44(1):290-300 (2009).
40. Karl, B.H., Bartz-Schmidt, U., Besch, D., Bruckmann, A., Gekeler, F., Greppmaier, U., Harscher, A., Kibbel, S., Kusnyerik, A., Peters, T., Sachs, H., Stett, A., Štingl, K., Wilhelm, B., Wilke, R., Wrobel, W., and Zrenner, E., "Restoration of useful vision up to letter recognition capabilities using subretinal microphotodiodes", *IEEE EMBS*, Argentina, 5919-5922 (2010).
41. Shire, D.B., Kelly, S.K., Chen, J., Doyle, P., Gingerich, M.D., Cogan, S.F., Drohan, W.A., Mendoza, O., Theogarajan, L., Wyatt, J.L., and Rizzo, J.F., "Development and implantation of a minimally invasive wireless subretinal neurostimulator", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 56(10):2502-2511 (2009).
42. Koch, C., Mokwa, W., Walter, P., "First results of a study on a completely implanted retinal prosthesis in blind humans", *IEEE SENSORS Conference*, Lecce, 1237-1240 (2008).
43. Mokwa, W., Goertz, M., Koch, C., Krisch, I., Trieu, H.K., and Walter, P., "Intraocular epiretinal prosthesis to restore vision in blind humans", *IEEE EMBS Conference*, Canada, 5790-5793 (2008).
44. Kelly, S.K., Shire, D.B., Doyle, P., Gingerich, M.D., Drohan, W.A., Rizzo, J.F., Chen, J., Theogarajan, L.S., Cogan, S.F., Wyatt, J.L., "The Boston Retinal Prosthesis", *IEEE Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies*, Bratislava, 1-6 (2009).
45. Tokuda, T., Hiyama, K., Sawamura, S., Sasagawa, K., Terasawa, Y., Nishida, K., Kitaguchi, Y., Fujikado, T., Tano, Y., and Ohta, J., "CMOS-based multichip networked flexible retinal stimulator designed for image-based retinal prosthesis", *IEEE Transactions On Electron Devices*, 1-9 (2009).
46. Tran, N., Yang, J., Bai, S., Ng, D., Halpern, M., Grayden, D.B., Skafidas, E., Mareels, I., "A fully flexible stimulator using 65 nm CMOS Process for 1024-electrode epi-retinal prosthesis", *IEEE EMBS*, USA, 1643-1647 (2009).
47. Humayun, M.S., Dorn, J.D., Ahuja, A.K., Caspi, A., Filley, E., Dagnelie, G., Salzmann, J., Santos, A., Duncan, J., daCruz, L., Said, S.M., Elliott, D., McMahon, M.J., and Greenberg, R.J., "Preliminary 6 month results from the Argus<sup>TM</sup> II epiretinal prosthesis feasibility study", *IEEE EMBS*, USA, 4566-68 (2009).
48. Koo, K., Lee, S., Bae, S.H., Seo, J.M., Chung, H., and Cho, D., "Arrowhead-shaped microelectrodes fabricated on a flexible substrate for enhancing the

- spherical conformity of retinal prostheses”, *Journal of Microelectromechanical Systems*, 20(1):251-259 (2011).
49. Bahrami, S., Cheldavi, A., “Investigation of novel microstrip antennas for an implantable retinal prosthesis”, *Proc. Of the 4<sup>th</sup> European Conf. on Antennas and Propagation*, Barcelona, 1-4 (2009).
  50. Kaiho, Y., Ohara, Y., Takeshita, H., Kiyoyama, K., Lee, K.W., Tanaka, T., and Koyanagi, M., “3D Integration technology for 3D stacked retinal chip”, *IEEE int Conf. on 3D System Int.* San Francisco, 1-4 (2009).
  51. Miura, Y., Hachida, Y., and Kimura, M., “Artificial retina using thin-film transistors driven by wireless power supply”, *IEEE Sensors Journal*, 1-4 (2010).
  52. Degenaar, P., Grossman, N., Palmimi, R.B., McGovern, B., Pohrer, V., Drakakis, E., Dawson, M., Toumazou, C., Burrone, J., Nikolic, K., Neil, M., “Optoelectronic microarrays for retinal prosthesis”, *BIOCAS*, Beijing, 185-188 (2009).
  53. Grossmana, N., Nikolica, K., Poherd, V., McGoverna, B., Drankasisc, E., Neild, M, Toumazoua, C., and Degenara, P., “Photostimulator for optogenetic retinal prosthesis”, *IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Antalya, 68-71 (2009).
  54. Suaning, G.J., Lovell, N., Kwok, C., “Fabrication of platinum spherical electrodes in an intra-ocular prosthesis using high-energy electrical discharge”, *Sensors and Actuators A: Physical*, 108:155-161 (2003).
  55. Dobbelle, W., “Artificial vision for the blind by connecting a television camera to the visual cortex”, *ASAIO Journal*, 46(1):3-9 (2000).
  56. Schmidt, E., Bak, M., Hambrecht. F., Kufta, C., O'Rourke, D., Vallabhanath, P., “Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex”, *Brain*, 119:507-522 (1996).
  57. Chen, S.C., Suaning, G.J., Morley, J.W., Lovell, N.H., “Simulating prosthetic vision: I. Visual models of phosphenes”, *Vision Research*, 49(12):1493-1506 (2009).
  58. Normann, R., Maynard, E., Rousche, P., Warren, D., “A neural interface for a cortical vision prosthesis”, *Vision Research*, 39(15):2577-2587 (1999).
  59. Suaning, G.J., Lovell, N.H., “CMOS neurostimulation system with 100 electrodes and radio frequency telemetry”, *Conference of the IEEE EMBS*, Melbourne, 37-40 (1999).

60. Yagi, T., Kameda, S., Hayashida, Y., Li, L., "An artificial retina with adaptive mechanisms and its application to retinal prostheses", *IEEE Int. Conf. on Systems Man and Cybernetics*, 4:418-423 (1999).
61. Yamakawa, T., Shimonomura, K., Udono, T., Yagi, T., "Depth perception circuit employing serial output signals from two vision chips", *IEEE Int. Conf. on Systems Man and Cybernetics*, 4:390-395 (1999).
62. Kyuma, K., Miyake, Y., Kage, H., "Artificial retina chips", *IEEE International Conference on Neural Networks*, 4:2304-2308 (1997).
63. DeMarco, S., Clements, M., Vichienchom, K., Liu, W., Humayun, M., Weiland, J., "An epi-retinal visual prosthesis implementation", *IEEE Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conference*, Piscataway, 1:475 (1999).
64. Dagnelie, G., Humayun, M., Greenberg, R., de-Juan, E., "The physiological stimulating the: connection: stimulating the human and amphibian retina", *International Conference on Neural Networks*, New York, 4:2321-2326 (1997).
65. Gilmont, T., Verians, X., Legat, J., Veraart, C., "Resolution reduction by growth of zones for visual prosthesis", *International Conference on Image Processing*, New York, 1:299-302 (1996).
66. Hallum, L., Taubman, D., Suaning, G., Morley, J., Lovell, N., "A filtering approach to artificial vision: A phosphene visual tracking task", *Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Sydney, (2003).
67. Werblin, F., Jacobs, A., "The cellular neural network as a retinal camera for visual prosthesis", *International Conference on Neural Networks*, New York, 4:2327-2332 (1997).
68. Cugell, C.E., Robson, J.G., "The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat", *J Physiol.*, 187(3):517-552 (1966).
69. Schwarz, M., Hauschild, R., Hosticka, B., Huppertz, J., Kneip, T., Kolnsberg, S., Mokwa, W., Trieu, H., "Single chip CMOS image sensors for a retina implant system", *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, 46(7):870-878 (1999).
70. Ziegler, D., Linderholm, P., Mazza, M., Ferazzutti, S., Bertrand, D., Ionescu A, Renaud, P. "An active microphotodiode array of oscillating pixels for retinal stimulation", *Sensors and Actuators A: Physical*, 110(1-3):11-17 (2004).

71. Morillas, C.A., Romero, S.F., Martinez, A., Pelayo, F.J., Fernández, E., “A computational tool to test neuromorphic encoding schemes for visual neuroprostheses”, *Lecture Notes In Comp. Sci.*, 3512:268-316 (2005).
72. Asher, A., Segal, W.A., Baccus, S.A., Yaroslavsky, L.P., Palanker, D.V., “Image processing for a high-resolution optoelectronic retinal prosthesis”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 54(6):993-1004 (2007).
73. Je, S.K., Kim, K.B., Cho, J.H., and Cha, E.Y., “The study on three stages in retinal mechanism”, *Lecture Notes In Comp. Sci.*, 3980:1110 – 1117 (2006).
74. Liu, J., Gou, X., “Information processing model of artificial vision prosthesis”, *ICCET*, Chengdu, 551-556 (2010).
75. Garaas, T.W., Pomplun, M., “Retina-inspired visual processing”, *Bionetics*, Budapest, 10-13 (2007).
76. Songnian, Z. Qi. Z., Zhen, J., Xiaoyun, X., Guozheng, Y., Li, Y., Yijun, L., “A computational model that realizes a sparse representation of the primary visual cortex V1”, *World Congress on Software Engineering*, China, 54-62 (2009).
77. Cabrera, G.C., Barranca, M.A.R., Lamont, J.G., “Performance simulation of retinal partial operations in “on”- and “off”-centers”, *Int. Conf. on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control*, Mexico, 1-6 (2009).
78. Petrou, M., “A new imaging architecture and an alternative interpretation of the structure of the human retina”, *ITSIM*, Kuala Lumpur, 1-9 (2008).
79. Cela, C.J., Lazzi, G., “Numerical prediction of neural activation in electrically stimulated retina”, *13th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics and the Canadian Radio Sciences Meeting*, Banf, 1-3 (2009).
80. Hallum, L.E., Cloherty, S.L., and Lovell, N. H., “Image analysis for microelectronic retinal prosthesis”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 55(1): 344-347 (2008).
81. Guan, X., Wei, H., “Realistic simulation on retina photoreceptor layer”, *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Hainan Island, 179-185 (2009).
82. Masmoudi, K., Antonini, M., Kornprobst, P., “Another look at the retina as an image scalar quantizer”, *ISCAS*, Paris, 3076-3079 (2010).
83. Herault, J., Guyader, N., and Dugue, A.G., “Scene variability and perception constancy in the visual system: a model of pre-processing before data analysis and learning”, *IEEE int Conf. on MLSP*, Grenoble, 1-12 (2009).

84. Choi, C.T.M., You, S.J., “Generating Virtual Channels in Retinal Prostheses”, *Electromagnetic Field Computation (CEFC), 2010 14th Biennial IEEE Conference on*, Chicago, 1-4 (2010).
85. Zhang, Y.Y., Liu, X., Gong, H.Q., Liang, P.J., “Efficient information processing in retinal neurons”, *VECIMS*, Hong Kong, 1-4 (2009).
86. Pillow, J.P., Shlens, J., Paninski, L., Sher, A., Litke, A.M., Chichilnisky, E. J., Simoncelli, E.P., “Spatio-temporal correlations and visual signalling in a complete neuronal population”, *Nature*, 454:995-999 (2008).
87. Martins, S.F., Sousa, L.A., Martins, J.C., “Additive logistic regression applied to retina modelling”, *ICIP*, San Antonio, 309-312 (2007).
88. Shlens, J., Rieke, F., and Chichilnisky, E.J., “Synchronized firing in the retina”, *Current Opinion in Neurobiology*, 18:396–402 (2008).
89. Field, G.D. and Chichilnisky, E.J., “Information processing in the primate retina: circuitry and coding”, *Annu. Rev. Neurosci.*, 30:1–30 (2007).
90. Shlens, J., Field, G.D., Gauthier, J.L., Greschner, M., Sher, A., Litke, A.M., and Chichilnisky, E.J., “The structure of large-scale synchronized firing in primate retina”, *The Journal of Neuroscience*, 29(15):5022–5031 (2009).
91. Brel'en, M.E., Duret, F., Gerard, B., Delbeke, J. and Veraart, C., “Creating a meaningful visual perception in blind volunteers by optic nerve stimulation”, *J. Neural Eng.*, 2:22–28 (2005).
92. Vurro, M., Baselli, G., Orabona, F., and Sandini, G., “Simulation and assessment of bioinspired visual processing system for epi-retinal prostheses”, *IEE EMBS*, New York, 1:3278-3281 (2006).
93. Boyle, J., Maeder, A., Boles, W., “Visual perception of low quality images”, *International Conference on Neural Information Processing*, Singapore, 1:153-157 (2002).
94. Thompson, R.W., Barnett, G.D., Humayun, M.S., Dagnelie, G., “Facial recognition using simulated prosthetic pixelized vision”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(11):5035-5042 (2003).
95. Hallum, L.E., Chen, S.C., Cloherty, S.L., and Lovell, N.H., “Psychophysics of prosthetic vision: II. Stochastic sampling, the phosphene image, and noise”, *28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, 1634-1637 (2006).



96. Sommerhalder, J., Oueghlani, E., Bagnoud, M., Leonards, U., Safran, A.B., Pelizzone, M., “Simulation of artificial vision: I. Eccentric reading of isolated words, and perceptual learning”, *Vision Research* 43:269–283 (2003).
97. Chang, M.H., Kim, H.S., Shin, J.H., and Park, K.S., “A comparison of text reading speed using square and rectangular arrays for visual prosthesis”, *ITAB*, Larnaca, 1-3, (2009).
98. Meers, S., Ward, K., “A vision system for providing 3d perception of the environment via transcutaneous electro-neural stimulation”, *Proceedings of the Eighth International Conference on Information Visualisation*, Australia, 546-552 (2004).
99. Walter, M., Yang, L., and Dagnelie, G., “Prosthetic vision simulation in fully and partially sighted individuals”, *Artificial Sight*, *Springer Science+ Business Media LLC*, USA, 71-90 (2008).
100. Hallum, L.E., Suaning, G.J., Taubman, D.S., Lovell, N.H., “Simulated prosthetic visual fixation, saccade, and smooth pursuit”, *Vision Research*, 45: 775–788 (2005).
101. Ling, S., Dai, C., Fan, J., Zhao, Y., Chen, P., Ren, Q., Chai, X., “Study of simulated phosphene size based on tactile perception with three distributions”, *ICBBE*, Beijing, 1-3 (2009).
102. Guo, H., Qin, R., Qiu, Y., Zhu, Y., and Tong, S., “Configuration-based processing of phosphene pattern recognition for simulated prosthetic vision”, *Artificial Organs*, 34(4):324–330 (2010).
103. Guo, H., Wang, Y., Yang, Y., Tong, S., Zhu, Y., and Qiu, Y., “Object recognition under distorted prosthetic vision”, *Artificial Organs*, 34(10):846-856 (2010).
104. Wilke, R., Bach, M., Wilhelm, B., Durst, W., Klosinski, S.T., and Zrenner, E., “Testing visual functions in patients with visual prostheses”, *Artificial Sight*, *Springer Science+ Business Media LLC*, USA, 91-110 (2006).
105. Srivastava, N.R., Troyk, P. R., Towle, V. L., Curry, D., Schmidt, E., Kufta C., and Dagnelie, G., “Estimating phosphene maps for psychophysical experiments used in testing a cortical visual prosthesis device”, *IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, USA, 130-133 (2007).
106. Pezaris, J.S., and Reid, R.C., “Simulations of electrode placement for a thalamic visual prosthesis”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 56(1):172-178 (2009).
107. Kagawa, K., Yasuoka, K., Ng, D.C., Furumiya, T., Tokuda, T., Ohta, J., and

- Nunoshita, M., "Pulse-domain digital image processing for vision chips employing low-voltage operation in deep-submicrometer technologies", *IEEE Journal Of Selected Topics In Quantum Electronics*, 10(4):816-828 (2004).
108. Zaghoul, K.A., and Boahen, K.A., "An ON-OFF log domain circuit that recreates adaptive filtering in the retina", *IEEE Transactions on Circuits and Systems—I: Regular Papers*, 52(1):99-107 (2005).
109. Kwek, B., Sunars, F., Teoh, M., Zal, A. Preston, P., Diessel, O., "FPGA-based video processing for a vision prosthesis", *IEEE Int. Conf. on FPT*, Beijing, 345-349 (2010).
110. Voroshazi, Z., Nagy, Z., and Szolgay, P., "FPGA-based real time, multichannel emulated digital retina model implementation", *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 1-10 (2009).
111. Banks, D., Toumazou, C., "Reverse engineering the principal image processing architectures of the macula lutea within the human retina", *IEEE BIOCAS*, Baltimore, 237-240 (2008).
112. Zqu, Y., SHI, G., Jin, Y., and Zheng, Y., "Extraocular image processing for retinal prosthesis based on DSP", *IEEE conf. on Nano-micro Eng. Mol. Sys.*, China, 563-566 (2009).
113. Berntson, A., Taylor, W.R., "Response characteristics and receptive field widths of on-bipolar cells in the mouse", *Journal of Physiology*, 524(3):879-889 (2000).
114. Radtke, N.D., Aramant, R.B., Petry, H.M., Green, P.T., Pidwell, D.J., and Seiler, M.J., "Vision improvement in retinal degeneration patients by implantation of retina together with retinal pigment epithelium", *American Journal Of Ophthalmology*, 172-182 (2008).
115. Chan, L. H., Ray, A., Thomas, B. B., Humayun, M. S., and Weiland, J. D., "In vivo study of response threshold in retinal degenerate model at different degenerate stages", *30th Annual International IEEE EMBS Conference Canada*, 1781-1784 (2008).
116. Cerquera, A., Greschner, M., Freund, J.A., "Classifying the motion of visual stimuli from the spike response of a population of retinal ganglion cells", *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Canada, 4082-4085 (2008).
117. Liu, W.Z., Zhang, Y.Y., Liang, P.J., "Quantitative measure of population adaptation of retinal ganglion cells Light Response", *IEEE ICBBE*, Beijing, 1-3 (2009).

118. Nanduri, D., Humayun, M.S., Greenberg, R.J., McMahon, M.J., Weiland, “Retinal prosthesis phosphene shape analysis”, *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Canada, 785-1789 (2008).
119. Panetsos, F., Cerio, E.D., Jimenez, A.S., Rincon, C.H., “Thalamic visual neuroprostheses: Comparison of visual percepts generated by natural stimulation of the eye and electrical stimulation of the thalamus”, *IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Antalya, 56-59 (2009).
120. Gauthier, J.L., Field, G.D., Sher, A., Greschner, M., Shlens, J., Litke, A.M., “Receptive fields in primate retina are coordinated to sample visual space more uniformly”, *PLoS Biology*, 7(4):1-9 (2009).
121. Gauthier, J.L., Field, G.D., Sher, A., Shlens, J., Greschner, M., Litke, A.M., Chichilnisky, E.J., “Uniform signal redundancy of parasol and midget ganglion cells in primate retina”, *The Journal of Neuroscience*, 29(14):4675– 4680 (2009).
122. Opie, N.L., Burkitt, A.N., Meffin, H., Grayden, D.B., “Thermal heating of a retinal prosthesis: thermal model and in-vitro study”, *IEEE EMBS*, Buenos Aires, 1597-1600 (2010).
123. Kandagor, V., Cela, C.J., Sanders, C. A., Greenbaum, E., Lazzi, G., Humayun, M.S., Zhou, D.M., Castro, R., Gaikwad, S., Little, J., “Spatial characterization of electric potentials generated by pulsed microelectrode arrays”, *IEEE EMBS*, Buenos Aires, 6243-6247 (2010).
124. Gerhardt, M., Alderman, J., Stett, A., “Electric field stimulation of bipolar cells in a degenerated retina—a theoretical study”, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 18(1):1-10 (2010).
125. Keat, J., Reinagel, P., Reid, R.C., Meister, M., “Predicting every spike: a model for the responses of visual neurons”, *Neuron*, 30:803–817 (2001).
126. Karagöz, I., Özden, M., “Adaptive artificial retina model to improve perception quality of retina implant recipients”, *4th BMEI Conf.*, Shanghai, 91-95 (2011).
127. Karagöz, I., Özden, M., Sobacı, G., “Multi stage local adaptive DOG filter based retina model developed for visual prosthesis system and simulation results”, *ARVO*, Florida, 1-4 (2012).
128. Abbott, L.F., “Lapique's introduction of the integrate-and-fire model neuron (1907)”, *Brain Research Bulletin*, 50(5/6):303–304 (1999).
129. Stein, R.B., “Some models of neuronal variability”, *Biophysical Journal*, 7:37-68 (1967).

130. Tiesinga, P.H.E., Fellous, J.-M., Sejnowski, T.J., “Spike-time reliability of periodically driven integrate-and-fire neurons”, *Neurocomputing*, 44–46:195 – 200 (2002).
131. Internet: Berkeley University Computer Vision Group, “Benchmarks”, [http://www.eecs.berkeley.edu/Research/Projects/CS/vision/grouping/BSR/BSR\\_bsd500.tgz](http://www.eecs.berkeley.edu/Research/Projects/CS/vision/grouping/BSR/BSR_bsd500.tgz).
132. Gollisch, T., Meister, M., “Rapid neural coding in the retina with relative spike latencies”, *Science*, 319:1108-1112 (2008).
133. Bhattacharyya, A., “On a measure of divergence between two statistical populations defined by their probability distributions”, *Bulletin of the Calcutta Mathematical Society*, 35: 99–109 (1943).
134. Wang, Z., Bovik, A.C., “A universal image quality index”, *IEEE Signal Processing Letters*, 9(3):81-84 (2002).
135. İnternet: Texas Instruments, “DaVinci Technology for digital video and audio equipment applications”, <http://www.ti.com/corp/docs/landing/davinci/index.html>.
136. Kefeli, H.C., “TI DaVinci platformunda H.264/AVC video kodlama ve ağ üzerinden iletim”, Yüksek Lisans Tezi, *Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Kocaeli, 27-34 (2008).
137. Talla, D., Golston, J., “Using DaVinci Technology for Digital Video Devices”, *Computer*, 40(10):53-61 (2007).
138. İnternet: Texas Instruments , “DaVinci™ Technology Overview”, <http://www.ti.com/lit/ml/sprt378d/sprt378d.pdf>.
139. İnternet: Texas Instruments, “TMS320DM6446 DVEVM v2.0 Getting Started Guide (SPRUE66E)” <http://www.ti.com/lit/ug/sprue66e/sprue66e.pdf>.
140. Wang, J., Zhao, Y., Chai, X., Ren, Q., “Micro-stimulator circuitry design for visual prosthesis based on optic nerve stimulation in artificial vision”, *ICSP Beijing*, 1-3 (2006).
141. Sivaprakasam, M., Liu, W., Wang, G., Weiland, J.D., and Humayun, M.S., “Architecture tradeoffs in high-density microstimulators for retinal prosthesis”, *IEEE transactions on circuits and systems—I: regular papers*, 52(12):2629-2641 (2005).
142. Srivastava, N.R., Troyk, P. R., and Bradley, D., “FPGA based visual prosthesis device for testing visual perception on non-human primates”, *IEEE EIT Conf.*, Chicago, 21-25 (2007).

143. Ortmanns, M., Rocke, A., Gehrke, M., and Tiedtke, H.J., "A 232-channel epiretinal stimulator ASIC", *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 42(12): 2946-2959 (2007).
144. Lehmann, T., Lovell, N.H., Suaning, G.J., Preston, P., Wong, Y.T., Dommel, N., Jung, L.H., Moghe, Y., and Das, K., "Implant electronics for intraocular epiretinal neuro-stimulators", *ISCAS*, Seattle, 352-355 (2008).
145. Yang, J., Tran, N., Bai, S., Ng, D. C., Halpern, M., Skafidas, E., Mareels, I., "A super low power mics band receiver in 65 nm cmos for high resolution epiretinal prosthesis", *ASICON*, Hunan, 435-439 (2009).
146. Theogarajan, L.S., "A low-power fully implantable 15-channel retinal stimulator chip", *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 43(10):2322-2337 (2008).
147. Chen, K., and Liu, W., "Highly programmable digital controller for high-density epi-retinal prosthesis", *31st IEEE EMBS*, USA, 1592-1595 (2009).
148. Dommel N., Wong, Y.T., Preston, P.J., Lehmann, T., Lovell, N.H. and Suaning, G.J., "The design and testing of an epi-retinal vision prosthesis neurostimulator capable of concurrent parallel stimulation", *28th IEEE EMBS Annual International Conference*, USA, 4700-4710 (2006).
149. Dagnelie, G., Keane, P., Narla, V., Yang, L., Weiland, J., and Humayun, M., "Real and virtual mobility performance in simulated prosthetic vision", *Journal of Neural Engineering*, 4:92-101 (2007).
150. Delbeke, J., Oozeer, M., Veraart, C., "Position, size and luminosity of phosphenes generated by direct optic nerve stimulation", *Vision Research*, 43:1091-1102 (2003).
151. Hornig, R., Eckmiller, R., "Optimizing stimulus parameters by modeling multi-electrode electrical stimulation for retina implants", *IJCNN*, Washington, 860-866 (2001).
152. Wilson, B.S., Finley, C.C., Lawson, D.T., Wolford, R.D., Zerbi, M., "Design and evaluation of a continuous interleaved sampling (CIS) processing strategy for multichannel cochlear implants", *J. Rehabil. Res. Dev.*, 30:110 (1993).
153. Wiley, J.D., Webster, J.G., "Distributed equivalent-circuit model for circular dispersive electrodes", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 29:385-389 (1982).
154. Cottaris, N.P., Elfar S.D., "How the retinal network reacts to epiretinal stimulation to form the prosthetic visual input to the cortex", *J. Neural Eng.*, 2:74-90 (2005).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÖZDEN, Mustafa  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 20.08.1980 Göksun  
Medeni hali : Bekar  
Telefon : 0 (312) 582 33 41  
Faks :  
e-mail : mtozden@gmail.com

### Eğitim Derece

### Eğitim Birimi

### Mezuniyet tarihi

Yüksek lisans	Kırıkkale Üniversitesi / Elektrik-Elektronik Müh. Böl.	2005
Lisans	Kırıkkale Üniversitesi / Elektrik-Elektronik Müh. Böl.	2001
Lise	Kırıkkale Lisesi	1997

### İş Deneyimi Yıl

### Yer

### Görev

2001-2006	Kırıkkale Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2006-	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi (35. madde)

### Yabancı Dil

İngilizce

## Yayınlar

### SCI Makaleler

1. Karagöz, İ., Özden, M., “Spatio-temporal realization of an artificial retina model and performance evaluation through ISI and spike count based image reconstruction methods”, *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, DOI: 10.3906/elk-1206-61 (2012).
2. Özden, M., Karagöz, İ., “A new Gaussian distribution based adaptive simulation algorithm developed for artificial sight systems”, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 26(3):691-700 (2011).
3. Polat, E., Özden, M., “A non-parametric adaptive tracking algorithm based on multiple feature distributions”, *IEEE Transactions on Multimedia*, 8(6):1156-1163 (2006).
4. Özden, M., Polat, E., “A color image segmentation approach for content based image retrieval”, *Pattern Recognition*, 40(4):1318-1325 (2007).

### Uluslararası Bildiriler

1. Karagöz, İ., Özden, M., Sobacı, G., “Multi stage local adaptive DOG filter based retina model developed for visual prosthesis system and simulation results”, *The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) Annual Meeting*, Florida, USA (2012).
2. Karagöz, İ., Özden, M., “Adaptive artificial retina model to improve perception quality of retina implant recipients”, *4th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, Shanghai, CHINA, 91-95 (2011).
3. Özden, M., Polat, E., “Image segmentation using color and texture features”, *EUSIPCO'05*, Antalya (2005).

### Ulusal Bildiriler

1. Beken, S., Önal, E., Gündüz, B., Kemaloğlu, Y., Çakır, U., Özden, M., Karagöz, İ., Kulalı, F., Hirfanoğlu, İ., Türkyılmaz, C., Ergenekon, E., Koç, E., Atalay, Y., “Gürültünün yenidoğan koklear fonksiyonları üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi”, *20. Ulusal Neonatoloji Kongresi*, Bodrum (2012).

2. Gündoğan, M., Özden, M., Karagöz, İ., “C6713 sayısal sinyal işlemcisi tabanlı gelişmiş bir ABR ölçüm sistemi tasarımı”, *IEEE 19. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SİU'11)*, Antalya, 54-57 (2011).
3. Özden, M., Karagöz, İ., “Görsel Protez Sistemleri için Yeni Bir Görüntü İşleme Algoritması”, *IEEE 19. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SİU'11)*, Antalya, 234-237 (2011).
4. Özden, M., Karagöz, İ., “Retina implant sistemleri için Fourier dönüşümü ile uyartım oluşturma”, *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'10)*, Antalya, 72-75 (2010).
5. Özden, M., Karagöz, İ., “Görsel protezlerin simülasyonu için fosfen görüntü işleme algoritması”, *15. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı, (Biyomut'10)*, Antalya (2010).
6. Gemici, H., Karagöz, İ., Özden, M., “X ışın tüpü için hassas kalibratör tasarımı ve gerçekleştirilmesi”, *14. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı, (Biyomut'09)*, İzmir, 1-4 (2009).
7. Özden, M., Karadoruk, N., Karagöz, İ., “Yapay görme sistemleri için zıtlık bilgisine dayalı görüntü işleme yöntemi”, *14. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı, (Biyomut'09)*, İzmir, 1-4 (2009).
8. Özden, M., Polat, E., Tuna, E., “Ortalama kayma ve dalgacık çerçevesi ile renkli görüntü kesimleme”, *IEEE 13. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, Kayseri, 288-291 (2005).
9. Özden, M., Polat, E., “Mean-shift ve kernel yoğunluk tahmini ile görüntülerde nesne takibi”, *Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu (ASYU 2004)*, İstanbul, 70-73 (2004).
10. Özden, M., Polat, E., “İnsan-bilgisayar etkileşimi için görüntüye dayalı akıllı arabirim”, *13. Uluslararası Türk Yapay Zeka ve Yapay Sinir Ağları Sempozyumu (YZYSA 2004)*, İzmir, 239-246 (2004).
11. Kocaarslan, İ., Özden, M., Tiryaki, H., “Kırıkkale belediyesi ile Makine ve Kimya Endüstrisi Kurumu için kojenerasyon santrali önerisi”, *21. Yüzyılın Başında Kırıkkale Sempozyumu*, Kırıkkale, 539-543 (2003).



## Projeler

1. “Retina İmplant Sistemleri İçin Yerel İstatistikleri Kullanan Yeni Bir Görüntü İşleme Stratejisi”, *TÜBİTAK 1001 Projesi*, 110E077, projede bursiyer (2010-2012).
2. “Yapay Görme Protezleri İçin Simülasyon Sistemi Tasarımı”, *Bilimsel Araştırma Projesi*, 06/2010-37, Gazi Üniversitesi, projede araştırmacı (2010-2012).
3. “Gelişmiş Bir ABR Ölçüm Sistemi”, *Bilimsel Araştırma Projesi*, 06/2008-42, Gazi Üniversitesi, projede araştırmacı (2008-2010).

## Ödüller

1. Gazi Üniversitesi Bilimsel Yayın Teşvik Ödülü (2012).
2. TÜBİTAK Bilimsel Yayınları Teşvik Ödülü (2006, 2007, 2012).
3. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumunda öğrenci bildirisi dalında en iyi bildiri ödülü (2004).

## Diğer Akademik Faaliyetler

1. Gazi Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü tarafından düzenlenen TPE 2006 Uluslararası konferansında organizasyon komitesi görevi, Ankara (2006).
2. 22-23 Mart 2007 tarihlerinde gerçekleşen 7th NIC Workshop katılımı, Mechelen, Belgium (2007).
3. 23 Mart-1 Nisan tarihlerinde düzenlenen “Deney Hayvanları ve Uygulama Etik Kursu VI” katılımı ve sertifikası, Ankara (2009).

## Hobiler

Masa tenisi, spor yapmak, okumak, resim yapmak