

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI**

**GÖRME ENGELLİLER İÇİN YAPAY ZEKA DESTEKLİ YAPAY  
GÖRME SİSTEMİ**

**Dr. Cem ÖZGÖNÜL**

**Fizyoloji Uzmanlık Dalı  
Tıpta Uzmanlık Tezi**

**ANKARA**

**2021**

**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**  
**FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI**

**GÖRME ENGELLİLER İÇİN YAPAY ZEKA DESTEKLİ YAPAY  
GÖRME SİSTEMİ**

**Dr. Cem ÖZGÖNÜL**

**Hacettepe Üniversitesi**  
**Tıp Fakültesi Fizyoloji**  
**UZMANLIK TEZİ**  
**olarak hazırlanmıştır.**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Prof. Dr. Ethem Gelir**

**ANKARA**  
**2021**

## TEŞEKKÜR

Bu tez alıőması, Hacettepe Üniversitesi Fizyoloji Anabilim Dalı Robofizyoloji Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Çalışmanın amacı görme engelli bireylerin hayatına katkı sunmada etkin olacak bir yapay görme sistemi tasarlamaktır.

Çalıőmamda her aőamada yardımını ve desteğini esirgemeyen, tez danıőmanım Sayın Prof. Dr. Ethem Gelir'e, yazılım aőamasında önemli katkılar sunan Bilgisayar Yüksek Mühendisi Serkan Özkul'a ve hem yazılım hem de yapay görme sistemimizin montaj ve geliştirilmesinde ciddi katkıları olan Tıp Fakültesi Dönem 3 öğrencimiz Ataberk Akyałcın'a teőekkürü borç bilirim.

Uzmanlık öğrenciliğim boyunca bilgi ve birikimlerini benimle paylaőmaktan geri durmayan baőta danıőman hocam Sayın Prof. Dr. Ethem Gelir ve Sayın Prof. Dr. Ayően Erdem olmak üzere Fizyoloji Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri, asistan arkadaşlarım ve bölüm personeline de teşekkür ederim.

Daha önceki akademik hayatımda olduğu gibi bu ikinci tıpta uzmanlık serüvenimde de her zaman yanımda olan eőime, çocuklarıma, ve tüm aileme sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### **Görme engelliler için yapay zeka destekli yapay görme sistemi**

Bu çalışmanın temel amacı görme engelli bireylere gündelik yaşam aktivitelerinde katkı sunmak için, duyu ikamesi yöntemlerine dayalı sırt cildindeki reseptif alanları kullanarak görsel algıya benzer etki yapan bir yapay görme sistemi geliştirmektir. Yapay görme sistemi, kamera, taşınabilir mini bilgisayar (Raspberry Pi) ve çıktı ünitesi olarak yeleğe monte edilmiş 4X5 lik toplam 20 servo motordan oluşan bir matrizen oluşmaktadır. Görüntü işleme için programlama dili olarak Python kullanılmış olup, yapay zeka imkanları ile görüntü tanıma daha da iyileştirilmiştir. Cihazın performansı, 3 ayrı testte matrise doğru aktarım yapabilmesi yönünden değerlendirildi. Çorap ayırma testinde kamera önüne getirilen siyah ve beyaz çoraplar için doğru uyarının matrise iletilmesi kontrol edildi. Kaldırımda yürüme simülasyonu testinde kenarlara 1 metreden fazla yaklaşıldığında cihazın matriste hangi kenara yaklaşıldıysa o taraftaki motorları aktive etmesi beklendi. Önünden geçen kişinin yönünün bulunması testinde ise kameranın 3 metre uzağında önünden geçen kişinin yürüme yönünde motorları aktive etmesi beklendi. Her bir test için 10 deneme yapılmış olup sonuçlar değerlendirilmiştir. Her üç testte de 10 denemenin tümünde cihaz matrise aktarımı beklenen şekilde yapmıştır. Bu çalışma ile görme engellilerin gündelik yaşamlarına katkı sunma potansiyeli olan yapay zeka imkanları ile güçlendirilmiş, duyu ikamesine dayalı yeni bir yapay görme sistemi geliştirilmiştir.

**Anahtar kelimeler** : duyu ikamesi, körlük, yapay görme, yapay zeka, Python, Raspberry Pi

## SUMMARY

### **Artificial intelligence assisted artificial vision system for blind individuals**

The main purpose of this study is to develop an artificial vision system that has a similar effect to visual perception by using receptive areas on the skin of the dorsum based on sensory substitution methods in order to contribute to the daily life activities of visually impaired individuals. The artificial vision system consists of a camera, a portable mini computer (Raspberry Pi) and a matrix consisting of 20 servo motors mounted on the vest as output unit. Python has been used as a programming language for image processing, and image recognition has been further improved with artificial intelligence capabilities. The performance of the device was evaluated in terms of its ability to transfer correctly to the matrix in 3 different tests. In the socks separation test, the transmission of the correct stimulus to the matrix was checked for black and white socks brought in front of the camera. In the pavement walking simulation test, when approached more than 1 meter to the edges, the device was expected to activate the motors on that side of the matrix. In the walking direction discrimination test, it was expected that the person passing 3 meters away in front of the camera would activate the motors in the walking direction. Ten trials were made for each test and the results were evaluated. In all 10 trials of all three tests, the device performed to transfer data to the matrix as expected. With this study, a new artificial vision system, based on sensory substitution and powered by artificial intelligence that have the potential to contribute to the daily lives of the visually impaired, has been developed.

**Key words** : sensory substitution, blindness, artificial vision, artificial intelligence, Python, Raspberry Pi

## İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
İNGİLİZCE ÖZET	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	3
2.1. Göz ve Görme Fizyolojisi	3
2.1.1. Kornea	4
2.1.2. Aköz Humor	5
2.1.3. Vitreus	5
2.1.4. Lens	5
2.1.5. Siliyer cisim	5
2.1.6. Akomodasyon	6
2.1.7. Retina	6
2.1.8. Görme yolları	10
2.1.9. Görme optiği	10
2.2. Körlük Nedenleri	11
2.2.1. Dünya Sağlık Örgütü raporları	11
2.2.2. Trahom	17
2.2.3. Onkoserkiyazis	18
2.2.4. Çocukluk çağı körlükleri	18
2.2.5. Korneal opasiteler	19
2.2.6. Genetik göz hastalıkları	20
2.2.7. Oküler yaralanmalar	21
2.2.8. Kortikal körlük	21
2.2.9. Zehirlenmeler	22
2.2.10. Ülkemizdeki durum	22

2.3. Yapay Görme Sistemleri	22
2.3.1. Elektrot tabanlı görsel protezler	24
2.3.1.1. Retinal protezler	25
2.3.1.2. Optik sinir protezleri	28
2.3.1.3. Lateral genikulat nükleus protezleri	28
2.3.1.4. Kortikal protezler	29
2.3.2. Duyu ikamesi	30
2.3.2.1. Tarihçe	33
2.3.2.2. Fizyolojik prensipler	35
2.3.2.3. Teknolojik prensipler	37
2.3.2.4. Güncel duyu ikamesi sistemleri	39
2.3.2.5 Duyu ikamesinin geleceği	47
2.4. Görme Restorasyonunda Mevcut Zorluklar	48
2.5. Fonksiyonel Görsel Rehabilitasyonun Nöral Yönleri	49
2.6. Duyu Kaybının Nörolojik ve Bilişsel Sonuçları	50
2.7. Duyu Kaybı Sonrası Nöroplastisite	51
2.8. Yapay Zeka ve Görüntü İşleme	53
<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>57</b>
3.1. Yapay Görme Sistemi	57
3.2. Kullandığımız Yapay Zeka ve Görüntü İşleme Teknikleri	59
3.3. Çalışma Örnekleme	60
3.4. Uygulanacak Testler	61
3.4.1. Çorap ayırma testi	61
3.4.2. Kaldırımda yürüme simülasyonu	62
3.4.3. Önünden geçen kişinin yönünün bulunması testi	63
3.4.4. İstatistiksel analizler	64
<b>BULGULAR</b>	<b>66</b>
4.1. Çorap Ayırma Testi Sonuçları	66
4.2. Kaldırım yürüme simülasyonu testi sonuçları	66
4.3. Yürüme yönünün bulunması testi sonuçları	66
<b>TARTIŞMA</b>	<b>67</b>
<b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>72</b>





## SİMGELER VE KISALTMALAR

YBMD: Yaşa bağlı makula dejenerasyonu

DİC : Duyu ikamesi cihazı

RPE : Retina pigment epiteli

LGN : Lateral genikülat nükleus

DSÖ : Dünya Sağlık Örgütü

RP : Retinitis pigmentosa

İDGK : İleri düzey görme kaybı

GEP : Global eylem plan

ÇED : Çoklu elektrot dizileri

MFDD: Mikrofotodiyot dizileri

DGDİ : Dokunsal görsel duyu ikamesi

DGÜ : Dil görüntüleme ünitesi

MİK : Model insan kokleası

YGS : Yapay görme sistemi

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Gözün anatomik yapısı	3
2.2. Retinanın hücreleri ve katmanları	7
2.3. Normal göz fundus fotoğrafı	9
2.4. Yaş grubuna göre 2020'de körlük ve orta ve şiddetli görme bozukluğunun kaba yaygınlığına her nedenin nisbi katkısı	13
2.5. Körlük nedeniyle, 50 yaş ve üstü yetişkinlerde 1990 ve 2020 yılları arasında bölgesel yaşa göre standartlaştırılmış körlük prevalansındaki değişim	15
2.6. Noiszewski' nin, Elektroftalm adı verilen ilk teknik duyu ikamesi cihazı	34
2.7. Bach-y-Rita tarafından geliştirilen Dokunsal Görsel Duyusal İkame cihazı	35
2.8. BrainPort sisteminin genel görünüşü	40
2.9. BrainPort, görüntüleri dil yüzeyindeki elektrotaktil temsillere dönüştürür	41
2.10. Açık bir elin parmak uçlarının düzenine göre ön kol üzerine yerleştirilmiş beş aktüatörden oluşan dokunsal matris	42
2.11. Basınca dayalı dokunsal denge iyileştirmesi sisteminin prensibi	44
2.12. The vOICe sistemi	45
2.13. Sol, MİK prototipi; sağ, müzik için kullanımdaki Emoti sandalyeleri	46
2.14. HyperBraille cihazı web sitesi içeriğini görüntülerken	47
3.1. Yapay Görme Sisteminin şematik yapısı	58
3.2. Kendi laboratuvarımızda geliştirdiğimiz Yapay Görme Sistemi	58
3.3. Çorap ayırma testi	62
3.4. Kaldırımında yürüme simülasyonu testi	63
3.5. Önünden geçen kişinin yönünün bulunması testi	64

## 1. GİRİŞ

İnsan olarak hepimiz görsel bilgiye dayalı bir dünyada yaşıyoruz. Görsel bilgi, çevremize uyum sağlamak, çevremizdeki nesnelere tanımlamak, dikkatimizi gerektiren önemli olaylara karşı bizi uyarmak, sosyal etkileşimlerde bulunmak ve günlük yaşamda verimli bir şekilde çalışmak gibi birçok işlev için kullanılır. Bu nedenle, görme kaybı yaşam kalitesini ciddi oranda düşürür ve dünya çapında milyonlarca görme engelli birey için gündelik işlerde ciddi bir zorluk teşkil eder. Ayrıca toplum üzerinde önemli bir ekonomik etkiye de sahiptir.

Bu nedenle, görme engellilere yardımcı olmak ve bu zorlukların üstesinden gelebilmek için tasarlanmış çok sayıda yaklaşım ve potansiyel çözümün öne sürülmesi şaşırtıcı değildir. Günümüzde, körler için en yaygın kullanılan rehabilitasyon teknikleri, Braille okuma sistemi gibi duyuşal yardımcılar, bastonlar gibi hareket yardımcılarını veya engel dedektörleri, lazer bastonları veya ultrasonik ekolokasyon cihazları gibi daha çağdaş cihazlardır.

Buna karşılık, yeni nesil duyuşal yardımcılar, çevre hakkındaki tam görsel bilgiyi beyne ulaştırmayı hedefleyerek bir adım daha öne çıkmaktadırlar. Klasik görme restorasyonu dediğimizde kataraktın cerrahi olarak çıkarılması ya da glokom ile başa çıkılması gelirken, bu yöntemler her görme engellide işe yaramayabileceği gibi, her görme kaybının sebebi de bu şekilde tedavi edilebilir nedenlerden oluşmamaktadır. Retina veya optik sistemin konjenital veya geç başlangıçlı dejenerasyonu (örneğin yaşa bağlı makula dejenerasyonu (YBMD)) gibi diğer etiyojilere bağlı körlüklerde görme restorasyonu henüz yeni yeni ele alınmaya başlanmıştır. Burada kullanılan yeni nesil teknikler, nöroprotezler olarak tanımlayabileceğimiz, görsel bilgiyi doğrudan optik yollar aracılığıyla beyne iletebilen biyonik bir retina yapısı ile gerçekleştirilmektedir. Bununla birlikte, bu yeni yaklaşımların hala birkaç büyük dezavantajı vardır. Bunlar, çok sınırlı bir görsel algı sunan invaziv, pahalı tekniklerdir ve şu anda sadece çok kısıtlı görme engelli popülasyonunda kısmen başarılı olmuşlardır. Bu protezlerdeki sinyal iletimi retina ganglion hücrelerine ihtiyaç duymaktadır ve bu hücrelerin ve optik sinirin hasarlarında kullanılmaları söz konusu değildir.

Diğer bir grup görme rehabilitasyonu yaklaşımları olan duyu ikamesi cihazları (DİC), çevrenin tüm görsel bilgilerini başka bir görsel olmayan duyuya çevirmek için farklı bir metodoloji kullanırlar ve invazif olmadıkları gibi, ucuz ve nispeten erişilebilirdirler. Bu cihazlar, görme engelli kişilere mevcut olan duyu modalitelerini kullanarak görsel bilgi vermek üzere tasarlanmıştır. Bu yöntemdeki beklenti, görenlerin görsel olarak aktarılan eşdeğer bilgileri kullanma biçimine benzer şekilde, görme engelli bireylerin beyinlerinin bu bilgileri kullanmayı öğrenecek olmalarıdır. Düşük maliyetleri ve duyu kaybında farklı tiplere ve yaşlara olacak şekilde geniş uygulanabilirliklerinin olması, bu yöntemleri oldukça çekici duyu yardımcıları haline getirmektedir. DİC'ler, görme engellilerin %87'sinin az gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde ikamet ettiği ve bu nedenle ucuz ve yaygın olarak uygulanabilir çözümlere ihtiyaç duyulduğu göz önüne alındığında, özellikle görme kaybı için önemlidirler.

Bununla birlikte, en uygun teknolojik rehabilitasyon yardımı tasarlanırsa bile, görme restorasyon çabalarında karşılaşılan belki de en kritik zorluk, görmeyi işlemek için gereken sinirsel ve bilişsel kapasitelerdir. Bir anlamda, doğuştan kör bir bireyin beynine ilk kez tanıtıldığında, görsel bilgi anlamsızdır, çünkü o kişi, algılanan bu bilgiyi yorumlayacak herhangi bir geçmiş deneyimden yoksundur. Ancak sonradan görme kaybı yaşamış bireylerde hali hazırda işleyebilecek bir merkezi görme sistemi bulunduğu için bu iki tip körlük arasında fark oluşup oluşmayacağı da cevaplanmaya muhtaç sorular arasındadır.

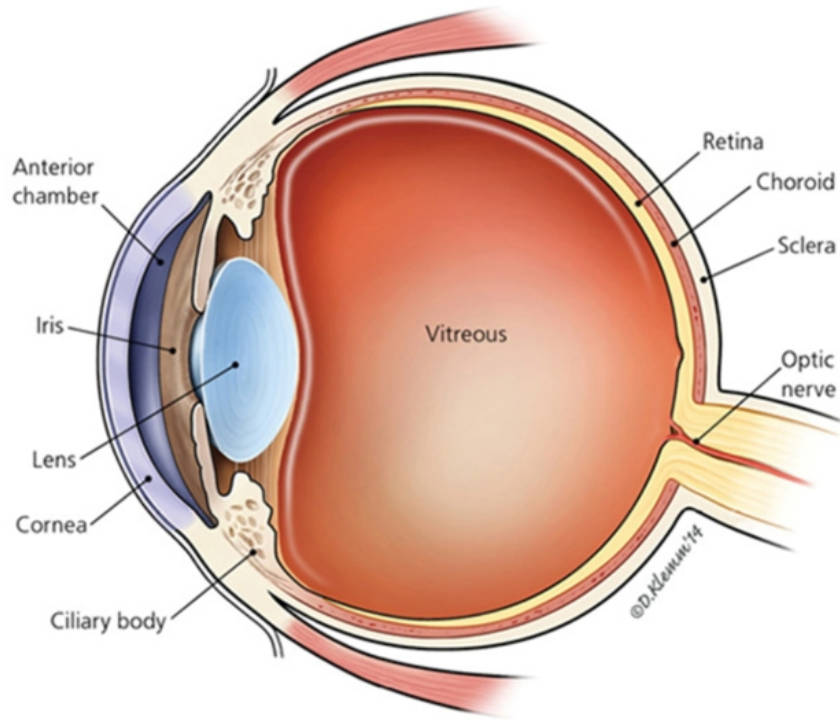
Bu tez ile aslında hali hazırda kullanılabilir olan görsel-dokunsal duyu ikamesi yönteminin yeni bir çeşidi diyebileceğimiz, sırttaki cildin reseptif alanlarının kullanılması prensibine dayalı bir yapay görme sistemi tasarlamayı ve bunun etkinliğini test etmeyi amaçladık.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Göz ve Görme Fizyolojisi

Gözün temel işlevi çevremizdeki nesnelerin net bir görüntüsünü oluşturmaktır. Bu görüntüler beyne optik sinir ve arka görme yollarıyla iletilir. Gözün çeşitli dokuları ve adneksleri bu işlevi kolaylaştırmak için tasarlanmıştır.

Göz, insan vücudunun en karmaşık organlarından biridir. İnsan gözünde üç katman ayırt edilebilir (Şekil 2.1).



**Şekil 2.1.** Gözün anatomik yapısı.

Dış bölge kornea ve skleradan oluşur. Kornea ışığı kırarak lense ve retinaya iletir ve gözü enfeksiyon ve yapısal hasarlara karşı korucu bir bariyer görevi görür. Sklera gözün şeklini veren ve iç dış kuvvetlere karşı direnç sağlayan bağ dokusu tabakasıdır. Kornea ve sklera limbusta birleşir. Skleranın görünen kısmı, şeffaf bir mukoza olan konjonktiva ile kaplıdır. Gözün orta tabakası iris, siliyer cisim ve koroidden oluşur. Iris, pupillanın boyutunu ve

dolayısıyla retinaya ulaşan ışık miktarını kontrol eder; siliyer cisim lensin gücünü ve şeklini kontrol eder ve aköz humorun yapıldığı yerdir; ve koroid, dış retina katmanlarına oksijen ve besin sağlayan vasküler bir katmandır. Gözün iç tabakası, ışığı yakalayan ve işleyen karmaşık, katmanlı bir nöron yapısı olan retinadır.

### **2.1.1. Kornea**

Kornea, gözün en ön kısmıdır. Vücudun en yoğun şekilde innerve edilen dokusudur ve kornea sinirlerinin çoğu trigeminal sinirin oftalmik dalından gelen duyuşal sinirlerdir (1). Yetişkin bir insan gözünün korneası, yaklaşık 11,5 mm ortalama yatay çapa ve 10,5 mm dikey çapa ve yaşam boyunca oldukça sabit kalan bir eğriliğe sahiptir (2). Korneanın kırılma fonksiyonunun çoğunu sağlayan optik bölge (pre-pupiller kornea), 4 mm çapa sahiptir ve fotopik koşullarda pupillanın önünde, korneanın merkezinde yer alır. Kornea avaskülerdir ve ön siliyer arterlerin dalları, periferik korneayı besleyen arterler oluşturdukları limbustan öteye geçmez (3). Bu nedenle, periferik ve merkezi kornea fizyoloji ve patoloji açısından çok farklıdır.

Korneanın birincil işlevi ışığın kırılmasıdır (refraksiyon). Bu işlevi yerine getirmek için kornea şeffaflık, pürüzsüz ve düzgün yüzey, uygun küresel eğrilik, uygun kırılma indisi gerektirir.

Kornea şeffaflığına anatomik ve fizyolojik faktörler katkıda bulunur. Anatomik faktörler; epitelde keratinizasyonun olmaması, epitel hücrelerinin sıkı bir şekilde paketlenmesi, pürüzsüz yağlanmış yüzey sağlayan mukoza tabakası, membranların homojenliği - Bowman's ve Descemet's membranları, korneal lamellerin düzenli olması (her bir lamel içinde paralel kollajen lifleri, bitişik lameller diktir ve bu düzen bir kırınım (difraksiyon) düzeni sağlar), lameller içinde korneal stromal hücrelerin azlığı, kan damarlarının olmaması şeklinde sıralanabilir. Fizyolojik faktörler ise kornea endotelinde bulunan  $\text{Na}^+/\text{HCO}_3^-$  pompası yoluyla korneanın aktif dehidrasyonu olarak tanımlanabilir. Bu dehidrasyon, kornea epitelinin ve endotelin sağladığı fiziksel engelle desteklenir.

### **2.1.2. Aköz Humor**

Aköz humor, kornea ve lens arasındaki boşluğu dolduran optik olarak berrak bir elektrolit çözeltisidir. Normal hacmi 0,3 ml'dir. İşlevi lensi ve korneayı beslemektir.

Aköz, arka kamaradaki siliyer uzantılardan aktif salgılama ve ultrafiltrasyon ile oluşturulur. Sıvı, ön kamaraya pupilla yoluyla girer, ön kamarada dolaşır ve trabeküler ağ aracılığıyla Schlemm kanalına, aköz venleri ve konjonktival episkeral venler aracılığıyla gözü terk eder.

Aköz humor, normalde düşük konsantrasyonda protein içerir, ancak plazmaya kıyasla daha yüksek konsantrasyonda askorbik asit içerir.

### **2.1.3. Vitreus**

Vitreus, büyük miktarlarda su tutabilen polimerize hyaluronik asit molekülleri ile doldurulmuş ara boşluklara sahip üç boyutlu kolajen lifleri ağından oluşur. Vitreus normalde akışkan değildir. Jölemsi yapının ilerleyen yaşla birlikte likefaksiyonu floaters denen dejeneratif durumu ortaya çıkarır. Bu dejenerasyon miyoplarda daha erken yaşlarda ortaya çıkar.

### **2.1.4. Lens**

Lens, kornea gibi şeffaftır. Avaskülerdir ve beslenmek için aköz humora bağımlıdır. Moleküllerin (örneğin, proteinler) içine girip çıkmasını önleyen kalın elastik bir kapsülü vardır.

Lens yaşam boyu büyümeye devam eder, dış kısımdan yeni lens lifleri üretilir ve yaşla birlikte çekirdeğe doğru hareket eder.

Lens, %65 su ve %35 proteinden oluşur. Lensin su içeriği yaşla birlikte azalır ve lens daha az esnek hale gelir.

Lens, siliyer cisimden çıkan ve ekvatorun yanındaki lens kapsülüne giren zonüller tarafından siliyer cisime asılıdır.

### **2.1.5. Siliyer cisim**

Siliyer cisim uzantıları aköz humorun üretim yeridir. Siliyer kas, siliyer cismin içinde bulunur ve göz küresinin içinde çepeçevre uzanan ve skleral mahmuza önden bağlanan bir düz kas kütesidir. İki ana bölümden oluşur:

1. Longitudinal lifler - dış katmanları oluşturur ve skleral mahmuздan doğar, koroidin içine sokulur. Kasın bu kısmının kasılması trabeküler ağ üzerinde ve ayrıca koroid ve retinada traksiyon etkisi oluşturur.

2. Sirküler lifler - iç katmandadır. Kasılma, siliyer çıkıntıları pupilin merkezine doğru hareket ettirerek zonüllerin gevşemesine yol açar.

### **2.1.6. Akomodasyon**

Akomodasyon (yakın-uzak uyumu), zonüllerin gevşetilmesinin lensin daha küresel ve kalın hale gelmesine izin verdiği ve böylece kırılma gücünü artırdığı süreçtir. Siliyer kaslar gevşediğinde, zonüller gerilir ve lensi incelterek kırılma gücünü azaltır. Bu durum, pupillanın daralması ve artan odak derinliği ile ilişkilidir.

Akomodasyon, görsel bulanıklık ve/veya ilgilenilen nesnenin yakınlığının farkında olunması ile yeniden başlatılır. Maksimum akomodasyon miktarı (akomodasyon genliği) lensin sertliğine ve siliyer kasın kasılmasına bağlıdır. Lens yaşla birlikte daha sert hale geldikçe (ve siliyer cismin kasılmaları azaldığında), akomodasyon gücü azalır. Optik düzeltme olmadan okuma ve diğer yakın çalışmalar imkansız hale gelir ki bu duruma presbiyopi denir.

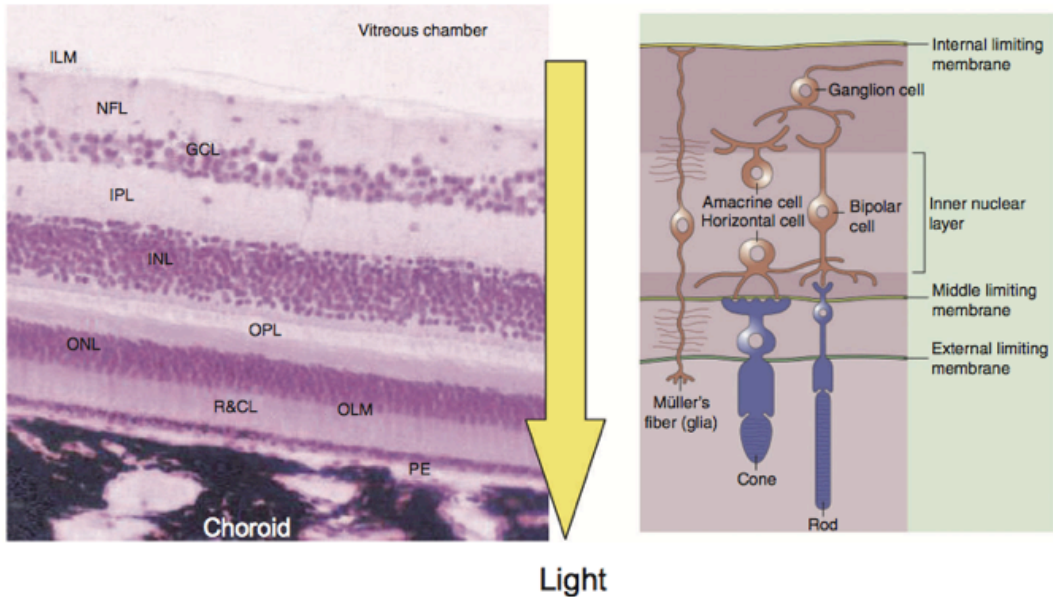
### **2.1.7. Retina**

Retina, gözün iç yüzeyini kaplayan ve vitreus boşluğunu çevreleyen dokudur. Embriyonik ön beynin bir büyümesi olan optik vezikülün invajinasyonu ile oluşturulur. Optik çukurun iç duvarı (vitreus boşluğunu çevreleyen) sonuçta nöral retina olur; dış duvar (koroid ve sklera ile çevrili) retina pigment epiteli (RPE) haline gelir (4,5). Retina, kendini çevreleyen sklera ve kornea tarafından korunur ve uygun pozisyonda tutulur.

Nöral retina altı ana nöron sınıfından oluşur: ışık sinyallerini yakalayan ve işleyen fotoreseptörler, bipolar hücreler, horizontal hücreler, amakrin



hücreler, ganglion hücreleri ve nöral retinanın organizasyonel omurgası olarak işlev gören Müller hücreleri. Nöral retinanın hücreleri, birkaç paralel katman halinde düzenlenmiştir (Şekil 2.2) (6). Fotreseptör hücrelerin çekirdekleri dış nükleer tabakada, dış segmentleri ise RPE'ye yakın çekirdeklerin proksimalindedir. Müller hücre çekirdekleri, bipolar hücreler, amakrin ve horizontal hücreler, retinanın iç nükleer tabakasında bulunur. İç nükleer katman, her iki tarafta pleksiform katmanlara sahiptir. Dış pleksiform tabakada, fotoreseptörler bipolar ve horizontal hücrelerle bağlanırken, iç pleksiform tabakada, bipolar ve amakrin hücreler ganglion hücreleri ile sinaps yapar. Ganglion hücrelerinin çekirdeği ganglion hücre tabakasında, aksonları sinir lifi tabakasında bulunur. Müller hücre uzantıları retina boyunca uzanır. Apikal uzantılar, birbirleriyle ve fotoreseptörlerle birleşimsel kompleksler oluşturarak dış limitan membranı oluşturur. Vitreal uzantıların ekli uç ayakları, iç limitan membranı oluşturur. Müller hücrelerinin yanal uzantıları kan damarları ve nöronlarla temas eder ve sinir lifi tabakasındaki pleksiform tabakalar ve aksonlar içinde dendritlerle sinapslar oluşturur (4).

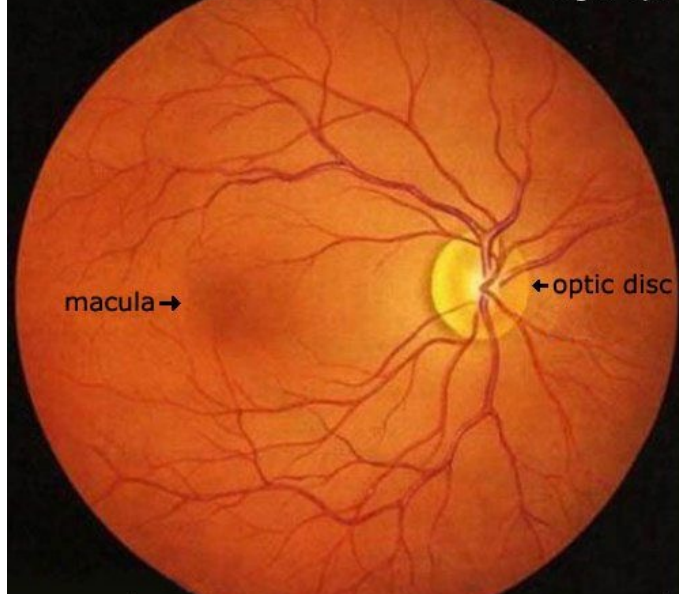


**Şekil 2.2.** Retinanın hücreleri ve katmanları. GCL, ganglion hücre tabakası; ILM, iç limitan membran; INL, iç nükleer tabaka; IPL, iç pleksiform tabaka; NFL, sinir lifi tabakası; OLM, dış limitan membran; ONL, dış nükleer

tabaka; OPL, dış pleksiform tabaka; (R) PE, (retina) pigment epiteli; R&CL, rodlar ve koniler tabakası. Yanoff & Duker Ophthalmology'den (5) alınmıştır.

Omurgalıların çoğunun gözleri iki tür fotoreseptör içerir: rodlar ve koniler. İnsanlarda rodlar konilerden yaklaşık 20 kat daha fazladır (4). Fotoreseptörler, ışığın elektrik sinyaline dönüştürülmesi olan fototransdüksiyondan sorumludur. Bu amaçla, fotoreseptörlerin dış segment disklerinin zarları pigmentler içerir. Renk görüşünden sorumlu olan koniler, spektrumun mavi, yeşil veya sarı kısımlarında absorpsiyon zirveleri olan pigmentlere sahiptir. Rodların pigmentleri, spektrumun mavi-yeşil kısmında bir absorpsiyon zirvesine sahiptir. Rodlar düşük ışık seviyelerinde aktiftir ve renk görüşüne dahil değildir.

Rodların ve konilerin yoğunluğu retinanın farklı bölgeleri arasında değişir. İnsanlarda, konilerin yaklaşık %50'si görme alanının merkezi %30'unda bulunur ve kabaca makulaya karşılık gelir. Makula lutea, retinada ksantofil pigmenti içeren temporal vasküler arkadlar arasındaki alanı ifade eder (Şekil 2.3) (5). Histolojik olarak, makulada gangliyon hücre tabakası birden fazla bulunurken, periferik retinada ganglion hücre tabakası sadece bir hücre kalınlığındadır. Makula merkezinin yakınındaki çukurluğa fovea adı verilir (Şekil 2.3). Retinanın bu bölgesi, keskin merkezi görmeden sorumludur ve gözde en büyük koni konsantrasyonunu içerir. Görme keskinliği, sadece yoğun şekilde paketlenmiş koni hücreleri içeren foveanın ince, avasküler tabanı olan foveolada en yüksektir. Ganglion hücrelerinden gelen aksonların optik siniri oluşturmak için gözden çıktığı optik diskte veya optik sinir başında fotoreseptör hücre yoktur (Şekil 2.3).



**Şekil 2.3.** Normal göz fundus fotoğrafı

RPE tabakası, fotoreseptör ve koryokapillaris arasında uzanan tek katlı kübik epitel tabakasıdır. RPE tabakası, retina boyunca nispeten homojen bir yoğunluğa sahip, yaklaşık 3,5 milyon epitel hücrelerini içerir. Apikal tarafta, RPE hücreleri, fotoreseptörlerin dış segmentleri arasına ulaşan uzun mikrovilluslar oluşturur. RPE hücrelerinin apikal sitoplazmasında çok sayıda pigment (melanin ve lipofuscin) granülü bulunur. RPE'nin önemli işlevleri arasında fotoreseptör fonksiyonunun sürdürülmesi (fotoreseptör atıklarının fagositozu, pigmentlerin rejenerasyonu ve sentezi), retinal adezyon, A vitamininin depolanması ve metabolizması, yakındaki dokular için gerekli büyüme faktörlerinin üretimi ve hasar veya ameliyat sonrası yara iyileşmesi fonksiyonları yer alır (7-10). Ek olarak, RPE, kan-retina bariyeri fonksiyonunda önemli bir rol oynar.

Retina kan kaynağını iki dolaşım sisteminden alır: retina ve koroid kan damarları (4,5). Retina sirkülasyonu, avasküler foveal bölge hariç, iç retinayı besler. Dış avasküler retina tabakaları besinlerini koroid damarlarından difüzyonla alırlar. Koriokapillaris, moleküllerin RPE'ye sızmasına izin veren fenestralı yapıya sahiptir. RPE'deki özel taşıma sistemleri, sıvı ve besin maddelerinin fotoreseptörlere taşınmasını kontrol eder.

### 2.1.8. Görme yolları

Göze ön bileşenleri yoluyla giren ışık, retinanın farklı şeffaf nöron katmanlarından geçer ve retinanın arkasındaki fotoreseptörler tarafından yakalanır. Retinadaki nöronlar, görsel bilgiyi optik sinirden beyne giden sinir uyarılarına çevirir. Fotoreseptörler, bipolar hücreler ve gangliyon hücreleri beyne doğrudan bir yol oluştururlar (Şekil 2.2). Horizontal ve amakrin hücreleri, doğrudan yoldan geçen sinyali değiştiren ve kontrol eden yanıl yollar oluştururlar (5). Ganglion hücrelerinin aksonları önce vitreal yüzeydeki sinir lif tabakasına ve daha sonra optik sinire keskin bir dönüş yaptıkları optik diske doğru hareket ederler. Optik sinir gözden optik kiazmaya uzanır. Sonraki sinaplar beynin derinliklerinde, lateral genikülat nükleuslarda (LGN) bulunur (4). Her iki LGN, her iki gözden de bilgi alır, ancak sadece görme alanının bir yarısından sorumludur. Bunun nedeni, optik kiazmadaki her iki optik sinirin LGN'ye ulaşmadan önce yarı çapraz yapmasıdır. LGN'den gelen nöronlar, aksonlarını ipsilateral primer görme korteksine gönderir. Sol primer görme korteksi, bilgiyi sağ görme alanından alır sağ primer görme korteksi de sol görme alanından alır.

### 2.1.9. Görme optiği

Görme netliği, bir kişinin belirli bir mesafede tanımlayabileceği en küçük nesnenin bir ölçümü olan görme keskinliği olarak kaydedilir. Normal görüşe sahip bir hastanın görme keskinliği 20/20 olacaktır; yani, 20 feet'te hasta 20 derecelik bir açıya karşılık gelen bir harf görebilir. Yasal körlüğün bir tanımı, görme keskinliği 20/400'dür; yani hastanın 20 feet'te tanımlayabildiği en küçük nesne, 400 derecelik bir açıyı kapsayan bir harftir (11). Göze giren ışık ışınları, gözün iki ana kırılma yüzeyi olan kornea ve lens tarafından nörosensör retinaya, özellikle fovea üzerine odaklanır (Şekil 2.1). Gözün kırma gücünün yaklaşık üçte ikisi kornea tarafından, kalan üçte biri ise lens tarafından sağlanır. Gözün aksiyal uzunluğu çok kısaysa veya kırıcılık çok azsa, göze giren ışık ışınları foveanın arkasındaki bir noktaya (odak noktası) odaklanır ve uzak görüşlü veya hipermetropi olarak tanımlanır. Aksine, gözün aksiyal uzunluğu çok uzunsa veya kırma gücü çok fazlaysa, odak noktası veya gelen

ışık ışınları foveanın önüne odaklanır ve yakın görüşlü veya miyopi olarak tanımlanır. Gözlükler, kontakt lensler ve refraktif cerrahi bu optik hataları düzeltebilir ve normal uzak görüş elde edilebilir.

Uzaktaki bir nesneden (yani 20 feet) gelen ışık ışınları, gözün görme eksenine paralel kabul edilir. 20 feetten daha yakın olan bir nesne, retinanın foveasındaki odak noktasını korumak için gözden daha fazla kırılma gücü gerektirir. Göz için kırılma gücündeki bu artış, silier kasın kasılma ve lensin daha dışbükey hale gelme yeteneği ile sağlanır, bu olay, yukarıda açıkladığımız akomodasyon adı verilen olaydır.

## **2.2. Körlük Nedenleri**

### **2.2.1 Dünya Sağlık Örgütü raporları**

Görme kayıpları, hem gelişmiş hem de gelişmekte olan ülkelerde toplumlar üzerinde sosyal ve ekonomik etkisi olan bir halk sağlığı sorunu olarak kabul edilmektedir. Görme kaybının fiziksel iyilik halini, psikolojik durumunu ve üretkenliğini etkileyerek kişinin günlük yaşam aktivitelerini etkileyebileceği bildirilmiştir (12, 13). “Görme kaybı” terimi topluca az görme ve körlüğe atıfta bulunur. Dünya çapında görme kaybı tüm toplulukları aynı şekilde etkiler; ancak, yaygınlığı dünya çapında eşit olarak dağılmamıştır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) son raporlarına göre, görme kayıplarının küresel yaygınlığı yaklaşık 285 milyon kişi olarak bildirildi, bunların yaklaşık 39 milyonu tam kördü ve yaklaşık 246 milyonu az gören kişiydi (14).

Küresel olarak görme kaybının en yaygın nedenleri şunlardı:

Kırma kusurları (%42)

Katarakt (%33)

Glokom (%2)

YBMD (%1)

Kornea opasiteleri (%1)

Diyabetik retinopati (%1)

Konjenital (%1)

Trahom (%1)

Belirlenmemiş (%18) (14)

Dünya çapında en yaygın körlük nedenleri şunlardı:

Katarakt (%51)

Glokom (%8)

YBMD (%5)

Kornea opasiteleri (%4)

Konjenital (%4)

Kırma kusurları (%3)

Trahom (%3)

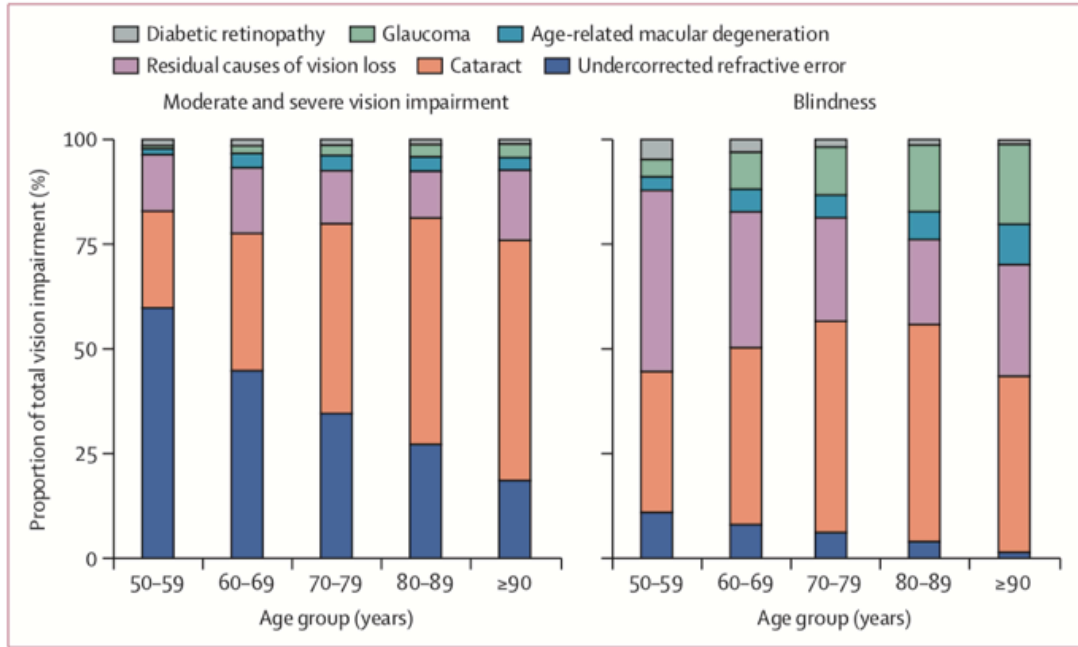
Diyabetik retinopati (%1)

Belirlenmemiş (%21) (14)

Her ülke için görme kaybının yaygınlığı, görme kaybı nedenlerine göre değişebilir. Bu nedenler, retinitis pigmentosa (RP) gibi genetik faktörlerden veya diğer retinal dejenerasyonlardan veya örneğin diabetes mellitusa bağlı diyabetik retinopati gibi sistemik hastalıkların bir sonucu olarak edinilmiş olabilir (15). Görme kaybının yaygınlığı ve nedenleri etkilenen yaş grubuna göre de farklı olabilir. Örneğin, dünya çapında farklı raporlar, 15 yaş altı pediatrik yaş grubunda görme kaybının önde gelen nedenlerinin albinizm, konjenital glokom ve konjenital katarakt gibi genetik bozukluklar olduğunu ileri sürmektedir (16, 17). YBMD, edinilmiş katarakt ve diyabetik retinopati, ileri yaş gruplarında görme kaybının ana nedenleri olarak bildirilmiştir (18, 19). Görme kayıplarının %80'inin önlenabilir veya tedavi edilebilir olduğu tahmin edilmektedir (20).

En son yayınlanan global veriler, hem katarakt hem de yetersiz düzeltilmiş kırma kusurunun 2020'de körlüğün ve ileri düzey görme kaybının (İDGK) en önde gelen üç nedeni arasında olduğunu göstermektedir (21). Dünya çapında katarakt nedeniyle kör olan 15 milyondan fazla 50 yaş ve üstü yetişkin ve düzeltilmemiş kırma kusuru nedeniyle İDGK olan 86 milyondan fazla yetişkin olduğu tahmin ediliyor (21). 2020 yılında, katarakt ve yetersiz düzeltilmiş kırma kusuruna bağlı körlük, tüm küresel körlüğün %50'sini, katarakt ve yetersiz düzeltilmiş kırma kusuruna bağlı İDGK, tümünün %75'ini oluşturmaktadır (Şekil 2.4). Katarakt ve yetersiz düzeltilmiş kırma kusuruna

bağlı tam körlük yükü, kayda değer bölgesel değişkenliğe sahiptir, ancak yüksek gelirli bölgeler de dahil olmak üzere herhangi bir dünya bölgesinde tam olarak ele alınmamıştır. Diğer ana nedenler; glokom, YBMD ve diyabetik retinopati, 2020'de olan 50 yaş ve üstü kör 6 milyondan fazla yetişkin ve 50 yaş ve üstü İDGK olan 13 milyondan fazla yetişkin grubu oluşturur. Diyabetik retinopati haricinde, diğer tüm körlük nedenlerine bağlı yaşa göre standardize edilmiş prevalans 1990 ve 2020 yılları arasında azalmıştır (Şekil 2.5) (21). Katarakt, yetersiz düzeltilmiş kırma kusuru, diyabetik retinopati ve glokomun neden olduğu görme bozukluğu ve körlüğün büyük çoğunluğunun erken teşhis ve zamanında müdahale ile önlenilebileceği düşünüldüğünde, bu nedenler için morbiditeyi azaltmada büyük bir potansiyel olduğu aşikardır.



**Şekil 2.4.** Yaş grubuna göre 2020'de körlük ve orta ve şiddetli görme bozukluğunun kaba yaygınlığına her nedenin nisbi katkısı (21).

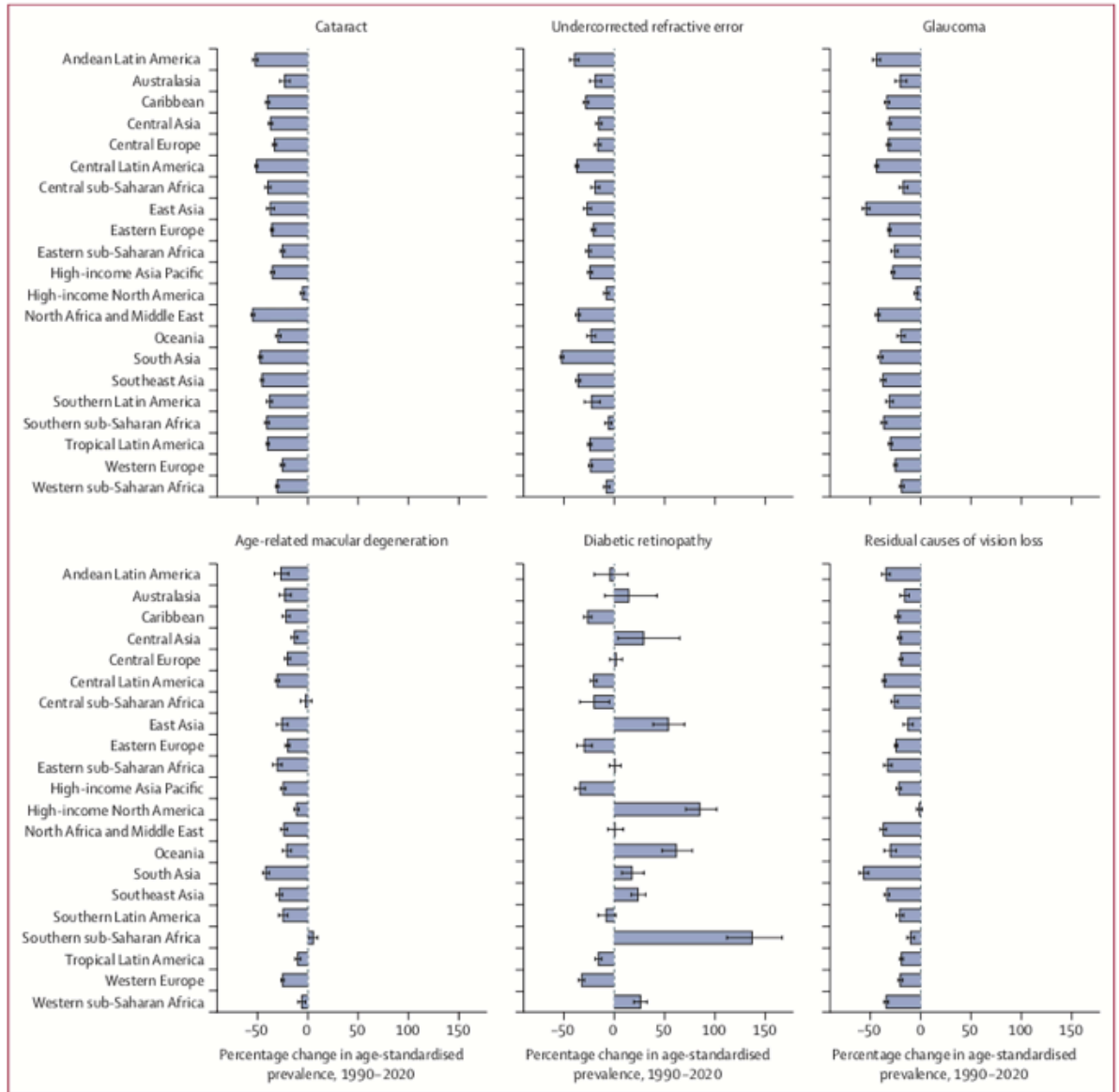
DSÖ, kataraktları ve kırma kusurlarını, sırasıyla cerrahi ve gözlüklerle çok etkili bir şekilde tedavi edildiği için görme kaybının önlenilebilir nedenleri olarak tanımladı. DSÖ global eylem planı (GEP), 2010'dan 2019'a kadar önlenilebilir görme kaybının kaba prevalansında %25'lik bir azalma hedefi koydu. Görme kayıplarının ileri yaşlarda meydana geldiği göz önüne

alındığında, özellikle 50 yaş ve daha ileri yaştaki kişilerde önlenebilir görme kaybı yaygınlığını azaltmanın önemini vurguladı (22). Bu süre zarfında tüm yaşlarda önlenebilir görme kaybı prevalansında bir artış olduğu ve 50 yaş ve üzerindeki yetişkinler için prevalansta herhangi bir değişiklik olmadığı ve DSÖ GEP hedefine ulaşılmadığı gösterildi (21). Bu değişim eksikliğin başlıca nedeni, ham ve yaşa göre standartlaştırılmış önlenebilir İDGK prevalansında neredeyse hiç değişiklik olmaması ve önlenebilir körlüğün yaşa göre standardize edilmiş prevalansında gerekenden daha düşük bir azalma olmasıdır. Önlenebilir körlük ve İDGK vakalarının her ikisi de 50 yaş ve üzerindeki kişilerde artmıştır. Bu nedenle, GEP hedefine ulaşılmadığını ve yaşlanan nüfusun ve görme kaybı ile yaş arasındaki güçlü ilişkinin hedefe ulaşmada önemli bir engel olduğunu kavramak zor değildir. Artan önleme ve tedavi ihtiyacıyla birlikte, göz sağlığı hizmetleri, hedefe ulaşmak için talebi yeterince karşılayamamıştır. Bununla birlikte, önlenebilir körlük için (-%14.4) olan kaba yaygınlıktaki değişikliğin önlenebilir İDGK'dan (%1-6) daha iyi olması gerçeği, körlüğü ve görme kaybını azaltmak için harcanan kaynakların körlüğü azaltmaya uygun şekilde hedeflendiğini göstermektedir (21). 2020'de katarakt, tüm dünya bölgelerinde körlüğün ve İDGK'nın birinci veya ikinci önde gelen nedeni olmaya devam etti (23). Katarakt şu anda yalnızca ameliyatları gerçekleştirme ve ameliyat sonrası komplikasyonları yönetme kapasitesine sahip bir sistem içinde eğitimli bir cerrah tarafından tedavi edilebilir. Hafifletme çabaları, özellikle uzak bölgelerde toplu kampanyalar biçimini almış ve cerrahi hizmetlerin kapasitesini ve erişilebilirliğini artırmıştır. Prevalans yaşla birlikte arttığı ve kadınlarda erkeklerden daha yüksek olduğu için, görme kaybını hafifletmek ve cinsiyet eşitliğini ele almak için önemli bir odak noktası olmaya devam ediyor. Sosyal yardım taramasının, kadınlar ve yaşlılar gibi yetersiz hizmet alan gruplar arasında erişim hakkaniyetini artırdığı gösterilmiştir (24). Bu nedenle, temel stratejiler olarak topluma erişimle desteklenen sağlam göz bakımı sistemlerinin geliştirilmesinin önemi görülmektedir.

Yetersiz düzeltilmiş kırma kusuru, görme kaybının önemli bir nedenidir ve gözlükler, kontakt lensler veya refraktif cerrahi ile kolayca tedavi edilebilir. Miyopi, hipermetropi ve astigmatizma, uzak görme bozukluğunun ana



nedenleridir. Düzeltilmemiş afaki, katarakt ameliyatı sırasında göz içi lens kullanımı nedeniyle 1990'dan beri büyük ölçüde azalmıştır (25). Tersine, miyopi prevalansı, özellikle kentsel alanlarda hızla artmaktadır (26). Uygun fiyatlı gözlüklerin sağlanması da dahil olmak üzere, kırma kusurlarına yönelik hizmetlerin gelişimi, düzeltilmemiş kırma kusurlarını ele almak için ana stratejiler arasındadır.



**Şekil 2.5.** Körlük nedeniyle, 50 yaş ve üstü yetişkinlerde 1990 ve 2020 yılları arasında bölgesel yaşa göre standartlaştırılmış körlük prevalansındaki değişim (21).

Katarakt ve yetersiz düzeltilmiş kırma kusuru körlüğün ve İDGK'nın çoğundan sorumlu olsa da, glokom, YBMD ve diyabetik retinopati de 2020'de 50 yaş ve üstü yaklaşık 20 milyon kişide orta veya daha kötü düzeyde görme bozukluğuna neden oldu. Bu hastalıkların tedavilerinin kolay olmadığı da unutulmamalıdır.

Glokom, körlüğün ikinci önde gelen nedeni ve İDGK'nın dördüncü önde gelen nedeni ve bu nedenle geri döndürülemez körlüğün en yaygın nedeni ve geri döndürülemez İDGK'nın ikinci en yaygın nedeni olarak sıralanmıştır (21). Yoğun kataraktı olan gözlerde glokom tespit edilemeyebilir ve bu nedenle glokoma bağlı geri döndürülemez körlük muhtemelen eksik bildiriliyor olabilir. Glokoma bağlı görme bozukluğunun önlenmesi ile ilgili olarak, tonometrinin yararlı bir tarama tekniği olduğu kanıtlanmamıştır ve görme keskinliği değerlendirmesi de yararlı değildir çünkü görme bozukluğu, glokomatöz optik nöropatinin geç semptomudur (27). Bir kez tespit edildiğinde, glokom tedavisi vakaların çoğunda kötüleşmesini durdurabilir veya yavaşlatabilir, bu nedenle sürveyans sistemlerini iyileştirmenin önemi, vakaların aile üyeleri arasındaki riski vurgulamak ve tedavi başladıktan sonra bakımın etkinliği önemlidir (28).

YBMD'ye bağlı yaşa göre standardize edilmiş körlük prevalansı 1990'dan 2020'ye neredeyse %30 azalmıştır (21). Bu düşüş eksüdatif YBMD için anti-VEGF tedavisinin yaygın klinik uygulamasıyla ilişkilendirilmiştir (29). YBMD olan hastaların çoğunluğu, fovea atrofisine (coğrafi atrofi) ilerleyebilen ve şu anda tedavi edilemeyen forma ilerleyebilmektedir.

Diyabetik retinopati, yetersiz düzeltilmiş kırma kusuru, katarakt, YBMD ve glokom ile karşılaştırıldığında 2020'de körlüğe en küçük katkıda bulunan faktör olmasına rağmen, 2040 yılında tahmin edilen 600 milyondan fazla diyabetli insanla (30), ve diyabetli insanlar giderek daha uzun yaşadıkları için diyabetik retinopatili ve bunun sonucunda görme bozukluğu olan kişilerin sayısının hızla artması bekleniyor (31,32). Bu durum, daha genç ve ekonomik olarak aktif yaş grupları için özellikle endişe vericidir. Diyabetik retinopatiye bağlı körlüğün zamansal değişiminde, Asya'nın birçok bölgesinde ve Sahra altı Afrika'nın yanı sıra yüksek gelirli Kuzey Amerika'da artışlarla bölgesel farklılıklar göstermektedir. Bir diğer endişe verici durum da, katarakt ve

yetersiz düzeltilmiş kırma kusuru ile karşılaştırıldığında, şiddetli diyabetik retinopatinin yönetimi, lazer ve cerrahi konusunda eğitim almış oftalmologların mevcudiyeti dahil orantısız miktarda kaynak gerektirmesidir (33, 34).

### **2.2.2. Trahom**

Trahom, insanlığın bildiği en eski bulaşıcı hastalıklardan biridir. Enfekte kişiden (havlular, mendiller, parmaklar vb.) göz akıntısı ile temas yoluyla ve sinekler tarafından bulaşma yoluyla yayılan bir mikroorganizma olan *Chlamydia trachomatis* neden olur. Yıllarca tekrarlanan enfeksiyondan sonra, göz kapağının içi o kadar şiddetli bir şekilde yaralanabilir ki, göz kapağı içe doğru döner ve kirpikler göz küresine sürülerek korneayı yaralar. Bu durum tedavi edilmezse geri dönüşü olmayan kornea opasitelerinin ve körlüğün oluşmasına neden olur.

Trahom, yaklaşık 8 milyonu görme engelli yaklaşık 84 milyon insanı etkiliyor. Bir zamanlar çoğu ülkede endemikti. Şu anda dünyadaki körlüğün %3'ünden fazlasından sorumludur ancak bu hastalık için sosyo-ekonomik gelişme ve mevcut kontrol programlarının etkisi nedeniyle sayı değişmeye devam etmektedir. Buna rağmen, trahom Afrika, Asya, Orta ve Güney Amerika, Avustralya ve Orta Doğu'nun en yoksul ve en uzak yoksul kırsal bölgelerinin çoğunda hiperendemik olmaya devam ediyor. Aktif trahomun sekeli genç yetişkinlikte ve orta yaşlı kişilerde ortaya çıkar. Hiperendemik bölgelerde aktif hastalık en çok %60-90 gibi yüksek prevalans oranları ile okul öncesi çocuklarda görülür. Genellikle toplumların en savunmasız üyelerini, kadınları ve çocukları vurur. Yetişkin kadınlar, trahomun kör edici komplikasyonunu geliştirme açısından yetişkin erkeklere göre çok daha büyük risk altındadır. Bu artan risk, kadınların genellikle enfeksiyonun ana rezervuarı olan küçük çocuklarla yakın temasta daha fazla zaman geçirmeleriyle açıklanmaktadır.

Çevresel risk faktörleri su kıtlığı, sinekler, kötü hijyen koşulları ve kalabalık evlerdir. Çocukluk ve genç yetişkinlik döneminde enfeksiyona uzun süre maruz kalmak, daha sonraki yaşamda görülen komplikasyonların oluşması için gerekli görünmektedir. Tek bir akut *Chlamydia* konjunktivit atağı,

neredeyse hiç uzun süreli iltihaplanma veya kör edici komplikasyon riski olmadığından görmeyi tehdit edici olarak kabul edilmez.

### **2.2.3. Onkoserkiyazis**

Onkoserkiyazis, *Onchocerca volvulus* parazitinin neden olduğu ve *Simulium damnosum* türü kara sinekleriyle bulaşan böcek kaynaklı bir hastalıktır. *Onchocerciasis* genellikle “nehir körlüğü” olarak adlandırılır, çünkü hastalığı bulaştıran kara sinek verimli nehir kenarlarında bol miktarda bulunur. *O. volvulus* neredeyse tamamen bir insan parazitidir. Yetişkin solucanlar, dişi solucanların mikrofilarya olarak bilinen çok sayıda birinci aşama larvaları ürettikleri insan vücudundaki nodüllerde yaşarlar. Nodüllerden, karasinekler tarafından sindirilebilecekleri deri altı tabakasına göç ederler. Daha fazla insanın enfekte olabileceği böceğin vücudunda daha da gelişirler. İnsanlarda göz lezyonlarına mikrofilaria neden olur. İnflamasyon, kanamaya ve sonuçta körlüğe yol açan diğer komplikasyonlara neden oldukları lens hariç gözün tüm iç dokularında bulunabilirler.

Onkoserkiyazis, birçok Afrika ülkesinde körlüğün başlıca nedenidir. Bir halk sağlığı sorunu olarak, hastalık en çok Batı ve Orta Afrika ile ilişkilidir, ancak Yemen'de ve Latin Amerika ülkelerinde de yaygındır. Onkoserkiyazis geçmişte enfekte bölgelerdeki ekonomik üretkenliği büyük ölçüde azaltmış ve geniş ekilebilir arazileri terk edilmiş halde bırakmıştır. Nehir körlüğü nedeniyle yaklaşık yarım milyon kör insan olduğu tahmin edilmektedir.

Kara sineğin kontrolü yoluyla birçok ülkede hastalıkla mücadelede çok ilerleme sağlanmıştır, ancak hastalık artık yıllık bir doz ivermektin ile de tedavi edilebilmektedir ve bu da hastalığın neden olduğu şiddetli cilt kaşıntısını hafifletmektedir.

### **2.2.4. Çocukluk çağı körlükleri**

Çocukluk çağı körlükleri, çocuklukta veya erken ergenlikte ortaya çıkan ve tedavi edilmezse, yaşamın ilerleyen dönemlerinde tedavi edilemeyen körlüğe veya ciddi görme bozukluğuna neden olan bir grup hastalık ve durumu ifade eder. Çocuklarda körlüğün başlıca nedenleri, büyük ölçüde

sosyoekonomik gelişme ve birinci basamak sağlık hizmetleri ve göz bakımı hizmetlerinin mevcudiyeti tarafından belirlenerek, bölgeden bölgeye büyük ölçüde değişir. Yüksek gelirli ülkelerde, görme siniri lezyonları ve yüksek görme yolları körlüğün nedeni olarak baskın olurken, düşük gelirli ülkelerde kızamıktan korneal skar, A vitamini eksikliği, zararlı geleneksel göz ilaçlarının kullanılması, oftalmi neonatorum ve kızamıkçık kataraktı başlıca nedenlerdir. Prematüre retinopatisi orta gelirli ülkelerde önemli bir nedendir. Tüm ülkelerdeki diğer önemli nedenler, katarakt, glokom ve kalıtsal retina distrofileri gibi konjenital anomalilerdir.

Çocuklarda körlük prevalansı sosyoekonomik gelişime ve 5 yaş altı ölüm oranlarına göre değişmektedir. 5 yaş altı ölüm oranlarının yüksek olduğu düşük gelirli ülkelerde, prevalans 1000 çocuk başına 1,5 kadar yüksek olabilirken, 5 yaş altı ölüm oranlarının düşük olduğu yüksek gelirli ülkelerde prevalans 1000 çocuk başına 0,3 civarındadır. Çocuklarda körlük prevalansını tahmin etmek için bu korelasyonu kullanarak, dünyadaki kör çocukların sayısı yaklaşık 1,4 milyondur. Dünyadaki kör çocukların yaklaşık dörtte üçü Afrika ve Asya'nın en yoksul bölgelerinde yaşamaktadır.

Çocukluk çağı körlüğünün önlenmesi ve tedavisi hastalığa özgüdür. A vitamini eksikliği için, A vitamini takviyeleri, A vitamini eksikliğinin halk sağlığı sorunu olduğu bölgelerde çocuk ölümlerini %34'e kadar azaltır. A vitamini eksikliği sıklıkla bir kızamık salgını sırasında ortaya çıktığı için, kızamığa karşı uygun şekilde planlanmış ve uygulanmış ulusal aşılama programları, göz komplikasyonlarının yaygınlığını azaltmıştır. Orta gelirli ülkelerde, prematüre retinopatisi, tarama ve tedavi hizmetlerinin mevcudiyeti ve karşılanabilirliği yoluyla görülme sıklığı azaltılabilen körlüğün önde gelen nedenleri arasındadır.

### **2.2.5. Korneal opasiteler**

Korneal görme bozukluğu, korneanın yaralanmasına neden olan çok çeşitli bulaşıcı ve iltihaplı göz hastalıklarını kapsar. Ciddi yara izi, sonuçta fonksiyonel görme kaybına yol açar.

Dünyada 4. körlük nedeni (%5.1) olan kornea körlüğü, katarakt, glokom ve YBMD'den sonra görme kayıplarının başlıca nedenlerinden biridir. Trahom,

esas olarak kornea skarlaşması ve vaskülarizasyonun bir sonucu olarak yaklaşık 4,9 milyon körden sorumludur. Oküler travma ve kornea ülserleri, kornea körlüğünün önemli nedenleridir. Genellikle eksik rapor ediliyorlar, ancak her yıl 1,5 ila 2 milyon yeni tek taraflı körlük vakası olduğu tahmin ediliyor.

Onkoserkiyazis ve lepranın kontrolü halk sağlığı başarı öyküleri olsa da, bu hastalıklar hala her biri yaklaşık 250.000 kişiyi etkileyen önemli körlük nedenleridir. Geleneksel göz ilaçları da gelişmekte olan ülkelerdeki mevcut kornea ülseri salgınında önemli bir risk faktörü olarak gösterilmiştir.

Korneal görme bozukluğu, sonuçta fonksiyonel görme kaybına yol açan kornea skarlaşmasına neden olan çok çeşitli enfeksiyöz ve inflamatuvar göz hastalıklarını kapsar.

Halk sağlığı önleme programları, küresel kornea körlüğünün yükünü azaltmanın en uygun maliyetli yoludur. Gerçekten de, şu anda mevcut olan tek iyileştirici tedavi, kornea grefti ile yapılan keratoplasti ameliyatıdır. Ancak bu ameliyata erişim, donör eksikliği nedeniyle gelişmiş ülkelerde bile çok zor olmaktadır.

#### **2.2.6. Genetik göz hastalıkları**

Genetik göz hastalıkları, genetik miras yoluyla ebeveynlerden çocuklara geçişte yaygın olan çok sayıda oküler patolojiyi içerir. Hepsi görme bozukluğuna neden olmaz.

Genetik göz hastalıkları hakkındaki bilgiler, son yirmi yılda çarpıcı biçimde artmıştır. Genetik nedenlerden kaynaklanan görme bozukluğunun yükünün kapsamını bildiren küresel bir istatistik olmamasına rağmen, genetik göz patolojisinin sanayileşmiş ülkelerde körlüğün önemli bir yüzdesini temsil ettiği görülmektedir.

Stargardt hastalığı en sık görülen kalıtsal maküler distrofidir ve gençlerde merkezi görme kaybının en yaygın nedenidir (35). Choroideremia, CHM genindeki mutasyonların neden olduğu progresif retinal dejenerasyona ve körlüğe yol açan X'e bağlı resesif bir hastalıktır. X'e bağlı retinoskizis, nörosensör retinanın ayrılması ve progresif maküler atrofi ile karakterizedir.

Leber'in herediter optik nöropatisi, kompleks I'deki mitokondriyal DNA nokta mutasyonlarının neden olduğu ve retina ganglion hücre tabakasının ve optik sinirin dejenerasyonundan kaynaklanan akut (veya subakut) ağrısız merkezi görme kaybı ile karakterize anneden miras kalan bir hastalıktır (35).

Genetik göz patolojisini önlemenin mevcut tek yolu genetik danışmadır. Bazı durumlarda yapılabilen kornea, lens ve vitreus ameliyatları dışında, genetik göz bozukluklarının tedavisi büyük ölçüde deneyseldir. Bununla birlikte, tedavi için en iyi umutlar, gen terapisinin kullanılması, dejeneratif hastalıklar için büyümeyi destekleyici tedaviler ve muhtemelen retina hücrelerinin greftlemesidir.

### **2.2.7. Oküler yaralanmalar**

Çoğunlukla 30 yaşın altındaki kişilerde meydana gelen göz yaralanmaları, ABD'de monoküler körlüğün başlıca nedenidir. Oküler travma, görme kaybının yaygın bir nedenidir ve tek taraflı görme kaybının en yaygın nedeni olduğu bilinmektedir. Her gün acıya, tıbbi masraflara ve bir veya daha fazla günlük kısıtlı faaliyete neden olan göz yaralanmaları meydana gelir. Gelişmekte olan ülkelerde, bu göz yaralanmalarının uygun şekilde ele alınmasında genellikle bir gecikme olduğu için yaralanma sorunu daha ciddidir. Oküler travma, bir milyondan fazla kişide iki taraflı körlüğün nedenidir (36). Oküler travma, risk değerlendirme ve önleme, koruyucu gözlüklerin yaygın şekilde takılması, uygun mesleki koruma, iş başında güvenliğin ev ortamına genişletilmesi ve modern cerrahi kurtarma ilkelerinin uygulanmasıyla önlenebilir.

### **2.2.8. Kortikal körlük**

Kortikal körlük, beynin optik sinirden gelen sinyalleri doğru şekilde almasını veya yorumlamasını engelleyen oksipital lobda meydana gelen hasarlardan kaynaklanır. Kortikal körlük kazanılmış veya doğuştan olabilir ve ayrıca bazı durumlarda geçici olabilir (37). Kazanılmış kortikal körlüğe en sık tek taraflı veya iki taraflı posterior serebral arter tıkanıklığı (iskemik inme) ve kalp cerrahisi nedeniyle oksipital kortekse kan akışı kaybı neden olur (37).

Çoğu durumda, tam görme kaybı kalıcı değildir ve hastada görmenin bir kısmı iyileştirilebilir (kortikal görme bozukluğu) (36). Konjenital kortikal körlüğe en çok perinatal iskemik inme, ensefalit ve menenjit neden olur. Nadiren, edinilmiş kortikal körlüğü olan bir hasta, Anton-Babinski sendromu olarak bilinen bir fenomen olan görüşünü kaybettiğine dair çok az içgörüyeye sahip olabilir veya hiç olmayabilir (37).

### **2.2.9. Zehirlenmeler**

Nadiren körlüğe belirli kimyasalların alımı neden olur. İyi bilinen bir örnek, toksik ve sarhoş edici olan ve sırayla körlüğe, bir dizi başka sağlık komplikasyonlarına ve ölüme neden olabilen formaldehit ve formik asit maddelerine parçalanan metanoldür. Metabolizma için etanol ile rekabet ederken, önce etanol metabolize edilir ve toksisitenin başlangıcı gecikir. Metanol, insan tüketimine yönelik etanol satışına vergi ödemekten kaçınmak için genellikle metillenmiş alkol olarak, denatüre etil alkolde bulunur.

### **2.2.10. Ülkemizdeki durum**

Ülkemizdeki 2015 yılı itibariyle körlük nedenlerini inceleyen bir çalışmaya göre, 18-50 yaş arasındaki yetişkinler arasında, özellikle retina distrofileri ve doğuştan göz anomalileri diğer ülkelere göre çarpıcı derecede yüksek oranlarda saptanmıştır. YBMD, diyabetik retinopati ve korneal opasiteler, 50 yaşın üzerindeki kişilerde düşük görme ve körlüğe neden olan başlıca patolojiler olarak saptanmıştır. Kornea opasiteleri, tedavi edilebilir bir patoloji olmasına rağmen, görme engelli popülasyonda çarpıcı şekilde daha yüksek oranlara sahiptir (38).

## **2.3. Yapay Görme Sistemleri**

Malzeme ve elektrik bilimlerindeki yeni gelişmelerden ve biyolojik ve genetik temelli teknolojilerden yararlanarak mevcut stratejileri iyileştirmek ve görmeyi yeniden sağlamak için yeni stratejilerin geliştirilmesi, dünya çapında en önemli sağlık önceliklerinden biridir. Devletler, görsel protez teknolojilerine milyarlarca dolar harcıyor. Bu bölümde, görmeyi geri kazandırmak için yapılan



güncel çalışmalar ve teknolojik yenilikler açıklanmaktadır. Yine erken prototiplerden bu yana önemli ölçüde geliştirilmiş geleneksel elektrot tabanlı görsel protezlerin kapsamlı bir incelemesi de yapılacaktır. Moleküler ve sentetik biyolojideki son gelişmeler görme destekli teknolojileri dönüştürmüştür. Örneğin, ışığa duyarlı proteinleri tanıtan optogenetik teknolojiler mükemmel çözünürlük sunar, ancak kortikal uygulamaların doku hasarı nedeniyle kullanımları kısıtlanır. Non-invaziv nöromodülasyon elde etmek için manyetik alanlar gibi diğer stimülasyon modaliteleri de araştırılmaktadır. Bazı nöron gruplarını etkinleştirmek için şu anda minyatür manyetik bobinler geliştirilmektedir. Manyetizmaya yanıt veren nanopartiküller ve bazı protein yapılar, dışarıdan uygulanan elektromanyetik cihazlar ile bu nöron grupları arasındaki bağlantıyı önemli ölçüde artırabilir. Nanopartikül bazlı tedaviler için sitotoksik etkileri en aza indirme ihtiyacı, muhtemelen kullanılabilir materyallerin sayısını kısıtlayacaktır. Bununla birlikte, manyetik alanlara yanıt veren proteinlerin tanımlanması ve kullanılmasıyla ilgili ilerlemeler, invazif olmayan, hücreye özgü uyarıya yol açabilir ve diğer yöntemlerle halihazırda var olan sınırlamaların çoğunun üstesinden gelebilir. Son olarak, duyu ikamesi sistemleri görsel girdiyi işitsel ve somatosensoriyel uyarılara dönüştürerek, gündelik hayatta kullanılabilir görsel protezler olarak da hizmet edebilmektedir.

18. yüzyılda biyoelektrik arayüzlerin gelişimi, beyin patolojilerini tedavi etmek ve görmeyi yeniden sağlamak için stratejiler arayan bilim adamlarını büyülemiştir. LeRoy'un 1755 ve Volta'nın 1800'de yaptığı devrim niteliğindeki deneyler, gözün elektriksel uyarılmasının kişinin görsel alanında ışık lekeleri veya fosfenler üretebileceğini gösterdi (39, 40).

O zamandan günümüze kadar, nörogörüntüleme, elektrofizyoloji donanımı ve cerrahi ekipmandaki gelişmeler, görme yolları ve olası tedavi hedefleri açısından araştırmaların hız kazanmasını sağladı. Nesneleri ayırabilmeyi (41) ve basit hareket kabiliyeti (42) sağlayan temel yeteneklerin restorasyonuna izin veren görsel protezler, artık görme engelli ve kör bireyler için uygulanabilir terapötik düşüncelerdir. Retina bazlı prostetik cihazlardan

bazıları, Avrupa'da ticari kullanım için onaylanmıştır (42, 43) ve bunlardan biri Amerika Birleşik Devletleri'nde de onaylanmıştır (44).

Bu bölüm, son teknoloji ürünü elektrot tabanlı görsel protez teknolojilerini ve duyu ikamesi sistemleri dahil olmak üzere görsel işlevi eski haline getirmek için çalışılan teknolojilerin devam eden gelişimini açıklamaktadır. Bu yöntemler, duyuyu yapay olarak kodlama yeteneğine sahiptir ve yeni nesil görsel terapötikler olarak büyük ilgi görmektedir.

2015 yılında dünyada 253 milyon kişi (küresel nüfusun %3,43'ü) kör ve orta ila şiddetli görme engelli olarak tanımlanmıştı (45). 2050 yılına kadar beklenen yaşam süresindeki dramatik artış nedeniyle bu sayının 703 milyona (küresel nüfusun %7,19'u) yükseleceği tahmin edilmektedir (45). Körlük, Amerikan halkı tarafından Alzheimer hastalığı, kanser ve HIV/AIDS'ten daha çok korkulan bir durum olarak tanımlanmaktadır (46). Görsel kusurlar ekonomik (47), fiziksel (48) ve duygusal (49) zararlarla güçlü bir şekilde ilişkilidir. Nüfus yaşlanması hala erken aşamalarında, çoğu ülkeler görme bozukluklarıyla ilişkili artan tıbbi ve mali sorumluluklar tarafından zaten zorlanmaktadır (50). Bu nedenle, dünya nüfusu arasında görme kayıplarının hızlı artışını yönetebilmek ve rehabilite edebilmek için yenilikçi yaklaşımlar şart görünmektedir.

### **2.3.1. Elektrot tabanlı görsel protezler**

Geleneksel elektrot tabanlı görsel protezler, birkaç temel bileşenden oluşur. Işığı elektrik sinyallerine dönüştürmek için genellikle bir video kamera kullanılır. Bu analog sinyaller sayısallaştırılır ve görüntü taşınabilir bir mikro bilgisayar tarafından işlenir. Sinyaller daha sonra, nöral doku ile doğrudan arayüz oluşturan çoklu elektrot dizilerine (ÇED), kablosuz olarak iletilir.

Elektrot bazlı protezlerin tipi, altta yatan patofizyoloji tarafından belirlenir ve konumu, görmeyi geri kazandırmada en etkili olacak bölgeyi hedeflemelidir. Görsel yol boyunca çok erken ara yüzleşme, iletilmeyen veya önemli ölçüde bozuk ve anlaşılmasız sinyallere yol açabilir. Gerekenden daha geç bir bölgede arabirim oluşturmak, ek donanım ve/veya karmaşık görüntü işleme

algoritmaları gerektiren işlevsel nöronal devreleri atlar. Her biri ilişkili ÇED'lerin konumuna göre kategorize edilen dört ana protez tasarım tipi vardır.

### **2.3.1.1. Retinal protezler**

Retina protezleri, RP ve YBMD dahil olmak üzere bazı retina patolojileri için umut verici rehabilitasyon potansiyeli sunmaktadır. 1956'da Tassicker, alıcıya kaba ışık algısı sağlayabilen ilk retina protezini geliştirdi ve implante etti (51). Yaklaşık 40 yıl sonra Humayun ve ark. retina yüzeyinin fokal elektriksel uyarılmasının hayvan modellerinde kortikal tepkileri (52) ve insan gönüllülerde lokalize görsel algıları (53) ortaya çıkarabildiğini göstermiştir. Bu ön deneyler, düzenli retinotopik organizasyon, cerrahi erişim kolaylığı ve görsel yolda erken konumlandırma nedeniyle en yaygın görsel protezler olarak retina implantlarının önünü açtı. Retina protezlerine dayalı araştırmaların çoğunluğunu subretinal ve epiretinal olmak üzere iki retina protez alt tipi oluşturmaktadır. Daha az sayıda suprakoroidal protezler hakkında da araştırmalar yapılmıştır.

Retinanın görsel olarak en aktif kısmı olan foveada, ortalama 150.000 ve mm<sup>2</sup> başına 200.000 koni fotoreseptör pik yoğunluğu vardır (54). Koni dış segmentlerinin ve retina gangliyon hücrelerinin çapları sırasıyla 3–5 µm ve 6–13 µm'dir (55). Mikro işleme ve litografideki gelişmeler artık hassas elektrot dizilerinin geliştirilmesine izin verse de, doğala yakın bir görme elde etmek için her bir nöronu bağımsız olarak hedeflemek hala zordur.

### **Subretinal implantlar**

Retina kaynaklı hastalıklar, ışık ışınlarını yalnızca kornea ve lens yoluyla yeniden odaklayan gözlük ve kontakt lenslerin çözemediği fotoreseptör hücre ölümü ile karakterizedir. Subretinal protezler görme sürecine mümkün olan en erken müdahaleyi sağlar. Protezler çoğunlukla biyolojik olarak uyumlu bir polimerik film içine gömülü metalik elektrot kontaklarından oluşur. Büyük ölçüde dejenere olmuş fotoreseptör katmanı içinde konumlandırılır ve retinal bipolar hücreler ile doğrudan arayüz oluşturur. Dış retina dokusuyla etkileşime girdikleri için, subretinal protezler önemli ölçüde retina içi sinyal işlemeyi korur.

Bu durum, diğerk görsel protez türlerine göre hasta eğitim sürelerini hızlandırmaya hizmet eden daha doğal fosfenlerin üretilmesine izin verir.

Bazı subretinal implantlar, mikrofotodiyot dizilerinin (MFDD) kullanımıyla harici bir görüntüleyici ihtiyacını tamamen ortadan kaldırır. İlk araştırmalar, yalnızca ortam ışığına bağlı olan fotodiyotların nörotrofik etkileri indükleyebildiğini, ancak fosfen oluşumu için yetersiz olduklarını göstermiştir (56). Ancak, sinyal amplifikasyonu için geliştirilen bir devre dahil edildiğinde, hayvan modellerinde önemli tepkiler görüldü ve hastalar belirgin fosfenleri algılayabildiler (57, 58). Görüntü, elektronik amplifikatörlü MFDD'ler için harici olarak yerleştirilmiş bir kamera yerine göze giren gelen ışığa dayandığından, hastalar doğal göz hareketlerinden yararlanabilirler. Bu, çevresel tarama için baş hareketleriyle sınırlı olan kamera tabanlı görsel protezlere göre belirgin bir avantajdır. Dahası, bu MFDD'ler, uyarınları bitişik nöronların reseptif alanlarının içine ve dışına hareket ettirerek mikrosakkadik göz hareketlerinin işlevselliğini korur. Ortaya çıkan uzamsal ve zamansal sinyal toplamı, daha anlaşılır ve doğala yakın algılar ile sonuçlanabilir. Işığa duyarlı implantları olan hastalar, herhangi bir görüntü işleme olmaksızın şekilleri anında tanıyabilir (59). 1500 piksellik bir MFDD subretinal implant, 20/546'ya kadar görme keskinliği restorasyonu sunar ve, kabaca ofis malzemelerinin tanımlanması ve mutfak çatal bıçak takımlarının ayırt edilmesi gibi gerçek dünya yeteneklerine yansıyan beceriler sunar (60). Hatta bazı hastalar büyük alfabe harfleri arasında ayırım yapabilir ve bunları kelimelerle birleştirebilir (58, 59). Yakın zamanda yapılan bir çalışma, bugüne kadar ki en yüksek görme keskinliği olan 20/460'a ulaşan bir 378 piksel dizisi içeriyordu. Harf tanıma ve okumaya yönelik ek testler, umut verici ön sonuçlar göstermiştir (61). MFDD'ler, kornea ve lens yoluyla ışık aktarımına dayandığından, ışık geçişini engelleyen koşullara sahip olanlar bu tür implantlar için uygun olmayacaktır.

Subretinal implantlarla ilgili araştırmalarda bazı fizyolojik sınırlamaların olduğu görüldü. Retina içindeki eşit olmayan fotoreseptör yoğunluğu büyük bir zorluk teşkil etmektedir. Koni fotoreseptörlerinin yoğunluğu, retina periferine gidildikçe azaldığından, görme alanı boyunca homojen fosfen üretimi, değişen elektrot çaplarına ve elektrotlar arası aralıklara sahip ÇED'ler gerektirecektir.

Glial ve nöronal göçü destekleyen yeni ÇED tasarımları, daha düşük uyarım seviyelerine ve daha yoğun şekilde paketlenmiş dizilere izin verebilir (62, 63). Dejenere retinanın değişken kalınlığı ve kırılabilirliği nedeniyle, bu tür tasarımlar ayrıca cihaz-doku temasını azaltmak için cerrahi olarak tercih sebebidir (64). Bu tarz bir protez tasarımı, dış retina patolojilerinden muzdarip milyonlarca görme engelli birey için rehabilite edici potansiyele sahiptir.

### **Epiretinal implantlar**

Epiretinal protezler retina gangliyon hücreleri ile etkileşime girer. Epiretinal protezler, daha proksimalde yerleştirilmeleri nedeniyle, subretinal protezlere göre daha geniş bir terapötik potansiyele sahiptir. Retinada sinyal bozulmasına ve retina içi nöronal dejenerasyona neden olabileceğinden, epiretinal protezler orta-geç evre dış retina patolojileri için tercih edilen görsel protezler olabilir. Epiretinal diziler, stimülasyon parametrelerine dayalı olarak gangliyon hücrelerini veya bipolar hücreleri seçici olarak uyarabilir (65). Bu özelliklerin optimizasyonu, fonksiyonel eşik seviyelerini azaltabilir, böylece fizyolojik güvenlik sınırlarını aşmadan daha küçük elektrot çaplarına ve daha yoğun ÇED'lere izin verir. İmplantlar geniş vitreus boşluğuna komşu olarak yer alır. Bu yerleşim, daha büyük elektrikli bileşenlerin implantasyonuna izin verirken, yakındaki doku tarafından elektrikle uyarılan ısı emilimini azaltır. Bununla birlikte, epiretinal dizilerin yerleştirilmesi için skleral-retinal çivi uygulaması gerekir. Çivileme işlemi, yapıştırma bölgesinde lokalize hasara neden olur ve dizinin uzak bölgelerini doku yüzeyinden fiziksel olarak ayırabilir (66). Halihazırda, 60 elektrotlu bir epiretinal cihazdan oluşan FDA onaylı Argus II epiretinal protez uzamsal motor görevlerinde (67), hareket algılamada ve harf okuma performansında (68) hasta iyileştirmeleri sağlayan bir sistem olarak kullanılmaktadır (69).

### **Suprakoroidal implantlar**

Suprakoroidal protezler, koroid ve sklera arasında elektrot dizilerine sahiptir. Epiretinal ve subretinal rakipleri ile karşılaştırıldığında, suprakoroidal implantlar retinadan nispeten uzaktır. İmplantın retinadan ayrılması, potansiyel

olarak cerrahiden ve implanttan kaynaklanan retina hasarı riski nispeten daha azdır. Koroiddeki kan damarlarının bolluğu sayesinde, koroid tabakasında üretilen ısı kan akışı ile uzaklaştırılacağından termal yayılımı daha az endişe verici hale getirir (70, 71). Ancak, elektrottan hedef dokuya elektriksel akım yolunun uzamasıyla, bu uyarım bölgesi, yüksek algı eşiği ve kötüleşen uzamsal çözünürlük nedeniyle dezavantajlı duruma gelmektedir (73).

### **2.3.1.2. Optik sinir protezleri**

Optik sinir protezleri, retinal hastalıklar ve retina dekolmanı olan hastalar için etkili olabilir. Periferik sinir uyarma teknolojisinden esinlenerek, bir hastanın optik siniri etrafına implante edilen elektrotlarla farklı boyutlarda ve çeşitli yerlerde fosfen kümelerinin ortaya çıkarılabildiği görülmüştür (74, 75). Seçici fosfen üretimi oldukça kaba olmasına rağmen, implante edilen bir hastada başarılı bir şekilde lokalize edebilme, küçük özel nesnelere ayırt etme ve kavrama eylemlerini gerçekleştirmeye yardımcı olduğu görülmüştür (76). Dahası, optik sinir protezlerinin, yüksek yoğunluklu dizilerden farklı olarak elektrot-fosfen verimliliği daha gelişmiş ve doku hasarı riski daha düşüktür. Bununla birlikte, bu tür protezler, seri uyarımla sınırlıdır (75) ve ayarlanabilir fosfen parlaklığından yoksundur (77), bu özellik, nesne ayırt etme görevlerindeki performans puanlarıyla pozitif korelasyon göstermiştir. Yüzey bazlı elektrot temasları ayrıca mevcut uyarım eşiklerini artırır ve sinir lif seçiciliğini azaltır. 1,2 milyon, 1 µm çapındaki optik sinir lifleri, görme alanındaki belirli noktaların hedeflenmesini son derece zor hale getirmektedir (78). Sinir lifi seçiciliğini artırmak için bir çalışmada, optik sinire penetre olan elektrot dizileri yerleştirilmiştir. Bu ÇED'ler, hayvan modellerinde, optik sinir boyunca ilerleyen tel elektrotlar ile kortikal yanıtlar (79, 80) ortaya çıkarmış ve bir insana disk üzerinden optik sinir içine implante edilmiştir (81). Retina protezlerine benzer şekilde, hem yüzey bazlı hem de penetran optik sinir protezleri, invazif bir göz cerrahisi gerektirmektedir.

### **2.3.1.3. Lateral genikulat nükleus protezleri**

Optik kiazmada, her retinanın nazal yarısı ile ilişkili optik sinir lifleri çaprazlaşır ve karşı taraftaki subkortikal yapılara projekte olurlar. Retina gangliyon hücre aksonlarının yüzde doksanı talamusun dorsal LGN'de sinaps yapar. LGN protezleri, retina veya optik sinir patolojileri olan kişiler için rehabilite edici potansiyele sahiptir.

Retinadan farklı olarak, LGN reseptif alanları, görme alanı eksantrisitesinden bağımsız olarak dengeli bir uzaysal yoğunluğa sahiptir. LGN hacminin %60'ı görme alanının santral 3 derecesini işlemek için ayrıldığından (82), daha düşük yoğunluklu ÇED'ler kullanılabilir ve böylece mekanik yerleştirme veya elektrik akımı iletimi nedeniyle oluşacak doku hasarı riski azaltılabilir. İki taraflı 400 elektrotlu bir implant modelinin 20/240'a kadar görme keskinliği sağladığı tahmin edilmektedir (83). Böyle bir cihazın verimli olabilmesi için elektrot malzemesi, akım hızı ve sinir lifi uyarım seviyeleri optimize edilmelidir. Retina ve optik sinir protezlerinde olduğu gibi, müdahale zamanlaması nöronal dejenerasyonu azaltmak için önemli bir husus olacaktır. Örneğin şiddetli glokomu olan hastalar, LGN boyutunda önemli bir progresif azalma gösterebilirler (84). LGN'yi hedefleyen protezler henüz insanlara implante edilmemiş olsa da, hayvan modellerinde kortikal tepkiler (85) ve nesne lokalize etme görevleri (86) aracılığıyla cihazın etkinliği gösterilmiştir.

#### **2.3.1.4. Kortikal protezler**

Kortikal protezlerin en önemli özelliklerinden biri de "downstream" yerleşimidir. Bu sayede, görme engelli bireyler için retina, optik sinir veya LGN protezlerinin etkili olamayacağı durumlarda bile rehabilitasyon potansiyeli sunar (87). Ayrıca kortikal implantlar, terapötik müdahale için en uzun zaman aralığına sahiptir (89, 90). LGN'den sonra, optik radyasyonlar sinyalleri primer görme korteksinin (V1) 4. katmanına iletir. Benzer reseptif alanlara sahip nöronlar, 1 mm<sup>2</sup>'lik sütunlar halinde düzenlenir ve bunlar, hareket yönüne, renge ve oküler baskınlığa yanıt veren daha küçük sütunlara bölünebilir. LGN'ye benzer şekilde, bu sütunlar, santral görme alanlarının kortikal magnifikasyonu nedeniyle V1 yüzeyinde oldukça tutarlı bir uzaysal yoğunluk sağlar (90).

Öncü kortikal görsel protezlerde kullanılan subdural elektrotların, fosfenleri ortaya çıkarabildiği kanıtlandı, ancak önemli derecede hassas elektrot-nöron mesafeleri, miliamper düzeyinde aralıklı akım ve sinir uyarım seviyeleri gerektirdi (91-93). 1990'larda, penetran intrakortikal elektrotların büyük ölçüde üstün uzaysal çözünürlük sergilediği ve yüzey elektrotlarından iki ila üç büyüklük sırası daha düşük olan elektrik akımları ile algıları indüklediği bulundu (94, 95).

Kortikal protezler, oksipital lobun yüzeyine yakın bulunan santral görme alanlarına rahatça erişebilir, ancak periferik alanlara karşılık gelen bölgeleri hedeflerken zorluklarla karşılaşır. İnterhemisferik fissur, V1'in kabaca %85'ini uyarmak için anatomik bir bariyer ortaya koyar ve beyin yüzeyindeki kıvrımlar reseptif alanları kapatabilir. Bununla birlikte, uzamsal temsil görme korteksi boyunca korunduğu ve birçok kez tekrarlandığı için (96), daha derin bölgelerde reseptif alanlara erişilemezse, daha yüksek görsel alanlara ek ÇED yerleştirilebilir (90). Tersiyer görsel alanlar, karmaşık görsel algılar üretme potansiyeli sunan oldukça spesifik uyaran duyarlılığı sergiler. Kortikal protezler yoluyla fonksiyonel görmeyi yeniden sağlamak için yapılan simülasyonlar, toplamda en az 625 ayrı fosfen oluştuğunu göstermektedir (97). Elektrot üretimine ek olarak, güç ve bilgi aktarımı ve işleme için elektronikler geliştirilmelidir. Örneğin, bir tamamlayıcı metal oksit yarı iletken çip, 473 elektrotu bağımsız olarak çalıştırabilir (98), ve halihazırda bundan daha fazlası gereklidir.

Mikroelektronik cihaz imalatının ve bilgi işlemenin hızlı gelişimi, kortikal protezleri uygun bir rehabilitasyon seçeneği haline getirmiştir. Etkinliği ve bu implantlarla ilişkili riski test eden devam eden birkaç klinik çalışma vardır (99).

Yeni nesil örüntü tanıma ve derin öğrenme algoritmaları, özellikle bilgisayar görmesi için araştırılanlar, beyindeki görsel alanların karmaşık yanıt özelliklerini tamamlayacaktır. Bu gelişmeler, kortikal protez uygulanan kişilerin yeteneklerini büyük ölçüde artırabilir, derinlik algısı, renk ayrımı, şekil-zemin ayırt etme ve dikkat modülasyonu sunabilir.

### **2.3.2. Duyu ikamesi**



Görme engelli kişilere görsel implantlar kullanılarak sağlanan görme restorasyonu, "gerçek" bir görme duygusu sağladığı için, duyu ikamesi cihazları gibi gerçek görme hissi olmadan sadece görsel bilgi sağlamaya dayalı sistemlere kıyasla daha çekici bir alternatif gibi görünmektedir. Görsel protezlerin gelişimi ile, görsel algıların (fosfenler, görsel ışık noktaları veya desenleri) görme korteksinin elektriksel uyarımı ile başarılı bir şekilde oluşturulduğu önceki çalışmalarla gösterilmiştir. Günümüzde görsel bilginin harici cihazlarla kaydedilip, sağlıklı duyuların veya yine görme yollarının sağlam kalan kısımlarının kullanılarak duysal sisteme iletiildiği farklı yaklaşımlar, klinik deneylerle test edilmektedir. Günümüzün en gelişmiş yaklaşımı, esas olarak RP ve dış retinanın fotoreseptör tabakasının seçici dejenerasyonuna neden olan YBMD vakalarında yararlı olan retina implantlarıdır. Bu durumda, görme korteksine gönderilen bilgiler yine de minimum düzeyde hasar görmüş retina gangliyon hücreleri üzerinden iletilebilir.

Deneyimli kör kullanıcılar, bu cihazlar tarafından üretilen görsel fosfenleri bir dereceye kadar kullanabildiğinden, bu yaklaşımlara dayanan cihazlar şimdiye kadar bazı umut verici sonuçlar ortaya koymuştur. Bununla birlikte, tıbbi, teknolojik ve bilimsel gelişmelerin en son noktasında olsalar da, halen bu yaklaşımların gerçek klinik çözümler haline gelmesini engelleyen önemli sorunları bulunmaktadır. Her şeyden önce, invazif yapıları, onları enfeksiyon, kanama ve artan hasta ölüm oranı gibi cerrahi prosedürlerle ilgili risklere eğilimli hale getirir. Örneğin, 1 Mart 2010 tarihine kadar Argus II retina implantı implante edilen 32 hastada, cihaz veya cerrahi ile ilgili olduğu belirlenen 17 ciddi yan etki tespit edilmiştir (42). Dahası, retina protezleri, rezidüel fonksiyonel retina gangliyon hücrelerinin ve görme yollarının varlığını gerektirdiğinden tüm kör popülasyonlarına uygulanamaz, böylece çoklu körlük etyolojileri açısından kullanılamaz durumdadırlar. Ek olarak, bu teknikler pahalıdır. Yakın zamanda kronik implantasyon için ilk FDA onayını alan tek tip retina implantı, şu anda ilk ticari görsel implant olan Second Sight'ın Argus II'si implantasyon ameliyatı ve takip süreçleri hariç yaklaşık olarak ürün başına 100.000 \$'dır. Ayrıca, retina implantları, dar bir görme alanı ve retinanın

kendisinde gerçekleşen görsel işlemeyi telafi eden karmaşık görüntü işleme algoritmalarına olan ihtiyacı içeren ciddi teknik sınırlamalara sahiptir.

İşlevsel olarak, bu cihazlar tipik olarak göz hareketlerinden faydalanmaz ve tüm görme alanını taramak için büyük ve yavaş kafa hareketleri gerektirir (100). Sağladıkları görsel algı da doğal görüşten daha yavaştır; örneğin, bu görevi yapabilen denekler için harfleri tanımak ortalama 100 saniye sürmektedir (42). Bu cihazlar şu anda sundukları görsel çözünürlükle büyük ölçüde sınırlıdır ve muazzam maliyet ve operasyon risklerinin üstesinden gelenlere bile yalnızca nispeten zayıf görme keskinliği ve görme alanı sağlamaktadırlar.

Dolayısıyla, implantasyon hastalarının sergilediği görsel yetenekler sadece Braille harflerini (101) ve normal harfleri (102) okumak gibi basit görsel görevleri içerir. Büyük bir yüksek kontrastlı hareket eden çubuğun hareket yönünü algılama ve basit bir büyük görsel şeklin lokalize edilmesi (102) gibi kaba işlevler açısından başarılı bulunmuşlardır.

Bu nedenle, henüz doğal görmeyi andıran bir görüş sağlayamamakta ve bu alanda önemli bir dönüm noktası olarak görülen, yani uygun maliyetlerle gerçekten yararlı ve işlevsel görüş üreten bir cihaz hedefine henüz ulaşamamıştır. Bununla birlikte, görsel protez araştırmaları bu engellerin üstesinden gelebilirse, bu yaklaşımlar yalnızca DİC'ler tarafından sağlanan görsel bilgi veya yönlendirme değil, gerçek bir görsel deneyim sağlayabilir. Benzer şekilde, gen terapisi ve kök hücre terapisi gibi daha yeni çözümler bile umarız gelecekte kullanılabilir hale gelecek ve daha geniş etyolojilerin tedavisini mümkün kılacaktır.

Görme engellilere görme aktarımı için alternatif bir yaklaşım, duyu ikamesi yöntemidir. Duyu ikamesi insan-bilgisayar etkileşimi bilim alanlarından birisidir. Multimodal insan bilgisayar etkileşimi sistemleri, çeşitli modalitelerden girdi bilgisi alan sistemler ve bunun insan duyularına göre işlenip aktarılması olarak tanımlanabilir. Genel olarak duyu ikamesi, başlangıçta sorumlu duyudan başka bir şey aracılığıyla algıyı mümkün kılmak için duysal bilginin çevirisi anlamına gelir. Bu amaçla duyu ikamesi sistemleri, yapay bir yöntemle yakalanan duysal bilgileri insan duyusuna iletmek için insan-bilgisayar

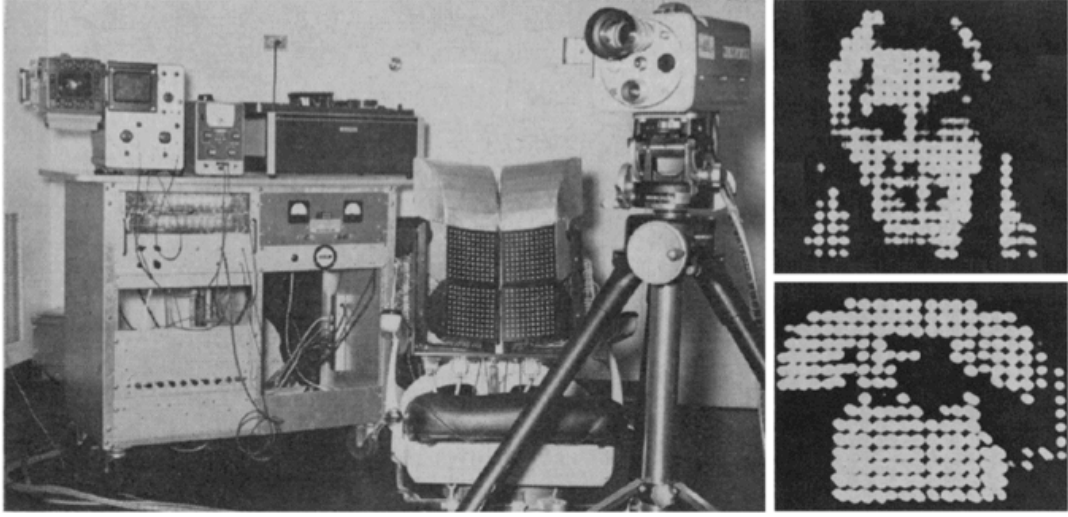
arayüzlerini kullanır. Bu sayede duyu engelli kişilerin eksikliklerini telafi etmeleri sağlanır. Bu amacın yanı sıra, duyu ikamesi sistemleri beyin araştırmaları için ve özellikle son birkaç yıldır, “mevcut bir duyuusal kanala bilgi eklenmesi” anlamına gelen duyuusal güçlendirme için de kullanılmıştır (103).

### **2.3.2.1. Tarihçe**

Bugüne kadar, Braille en popüler duyu ikamesi sistemi olarak düşünülebilir (103). Bu sistem 1840 yılında görme engelli kişilerin dokunarak görsel bilgi edinmelerine yardımcı olmak amacıyla geliştirilmiştir (104). Bach-y-Rita ve Kercel'e göre, işitsel bilgi (sözlü kelimeler) görsel bir şekilde (yazarak) sunulduğu için, okuma ilk duyu ikamesi sistemi olarak bile düşünülebilir (103). 1897'de Kazimierz Noiszewski, Elektroftalm adı verilen ilk teknik duyu ikamesi cihazını icat etti (104). Bu sistem, körlerin aydınlık ve karanlık alanları ayırt etmesini sağlamak için parlaklığı işitsel bilgi olarak ifade etti. Bu sistem, örneğin başa takılan görme sistemi (Şekil 2.6) olarak birkaç kez geliştirilmiş olmasına rağmen, duyu ikamesi sistemlerinin öncüsü Bach-y-Rita olarak kabul edilir (104). 1960'larda Bach-y-Rita Dokunsal Görsel Duyusal İkameyi (DGDİ) yarattı (Şekil 2.7). Cihaz, kamera sinyallerini 20 x 20 titreşimli dokunsal uyarıcıdan oluşan bir matrise ilettiler. Kamerayı hareket ettirerek, matriste yatan görme engelli denekler çizgileri ve şekilleri tanıyabildiler (105). DGDİ'yi test etmenin önemli bir sonucu, sistemin yalnızca deneklerin kullanım sırasında kamerayı hareket ettirebildiği zaman çalışmasıydı ki, bu bulguya dayanarak DGDİ, özellikle beyin plastisitesiyle ilgili olmak üzere beyin araştırmalarında gelecekteki çalışmalara büyük ölçüde katkıda bulunmuştur. Bach-y-Rita'nın çalışmaları, insan-makine arayüzlerine dayalı duyu ikamesi sistemlerinin geliştirilmesinin başlatıcısı olarak da görülebilir. Sonraki yıllarda, cihazlar sadece dokunsal görme için değil, aynı zamanda ultrasonik görme (The Sonic Pathnder, 1984 (106)), işitsel görme (The vOICe, 1992 (107)), dokunsal işitme gibi diğer türden ikame türleri için de geliştirildi.



**Şekil 2.6.** Noiszewski' nin, Elektroftalm adı verilen ilk teknik duyu ikamesi cihazı (108).



**Şekil 2.7.** Bach-y-Rita tarafından geliştirilen Dokunsal Görsel Duyusal İkame cihazı (105).

20. yüzyılın sonunda, hızlı teknolojik ilerlemeler nedeniyle, bu cihazların çoğu, günlük kullanıma uygunluk ve kaliteyi artırmak adına gelişim gösterdi. Duyusal bozuklukların telafi edilmesinin yanı sıra, mevcut duyuları güçlendirmek hatta yeni algılama türlerini etkinleştirmek için uygulamalar geliştirilmiştir. Duyusal güçlendirme sistemine bir örnek, 1990'ların sonundan beri geliştirilen ve pilotlara dokunsal geri bildirimle uzamsal yönelimde yardımcı olan Dokunsal Durum Farkındalık Sistemidir (109). Bu nedenle, mevcut duyu ikamesi sistemleri yardımcı ve güçlendirici cihazlar olarak ikiye ayrılabilir.

### **2.3.2.2. Fizyolojik prensipler**

Duyu ikamesini mümkün kılan temel fizyolojik ilke, ilgili periferik reseptör artık sinyalleri algılamasa da insan beyninin bir duyuyu kullanma yeteneğini sürdürmesidir. Örneğin görme sistemi düşünüldüğünde, optik sinir, retina tarafından alınan bir görüntüyü beyinde yorumlanan elektrik sinyallerine dönüştürür. Dejenere bir retinayı ikame etmek için, sinyaller bir kamera tarafından algılanabilir ve sonra dönüştürülerek insan-makine arayüzü

kullanılarak beyne gönderilebilir. Duyu ikamesinin bu işlevselliğini anlamak için, beyin plastisitesi ve insanda algılama ilkelerini anlamak önemlidir.

### **Duyular ve algılama**

Duyu ikamesi ile uğraşırken, algılama ve algılamanın nasıl çalıştığını akla getirmek önemlidir. En çok bilinen beş insan duyusu görme, duyma, dokunma, koku ve tattır. Ancak ağrı ve sıcaklık hissi, denge hissi veya uzaysal konum hissi gibi ek duyular da vardır. Bir insan duyusu, uyarıların algılandığı ve bedenin dışındaki ve içindeki koşulların ayırt edilip değerlendirildiği yetenek olarak tanımlanabilir. Bilgi duyu organları tarafından algılanıp daha sonra beyinde işlenmek üzere sinir sistemine aktarılmaktadır. Bu nedenle algılama genellikle duysal bilginin tanınması ve yorumlanması olarak tanımlanır.

Bununla birlikte, duyu ikamesi üzerine yapılan araştırmalar, algılamanın yalnızca çevresel duysal bilginin işlenmesi olarak görülmemesi gerektiğini göstermiştir. Bazı duyu ikamesi cihazlarının test verileri araştırmacıları, "eylemsiz algılama yoktur" sonucuna götürmüştür (106). Bach-y-Rita'nın DGDİ'sinin ancak deneklerin kamerayı kendileri manipüle edebilmesi durumunda başarılı bir şekilde çalıştığı bulundu. Lenay ve ark. tarafından yapılmış bir çalışmada da benzer sonuçlara varıldı (106). Yaklaşık 20 derecelik bir duyarlılık açısına sahip bir fotoelektrik sensör gönüllülerin parmağına sabitlendi. Sensör bir ışık kaynağına doğru işaret ediyorsa, titreşimli bir cihaz kullanıcıyı uyarıyordu. Sensörü hareket ettirmelerine izin verilmeyen gözleri bağlı denekler, parmaklarının önünde ışık olup olmadığını bilemedikleri için stimülasyonu görme için kullanamadılar. Sensörü hareket ettirmesine izin verilen denekler, ışık kaynağının yönünü ve konumunu tanıyabildiler. Bu nedenle, algının salt duysal bir fenomen olmadığı, aynı zamanda motor bilgiye de bağlı olduğu hususu da değerlendirilmelidir (106).

### **Beynin plastisitesi**

Gerekirse, merkezi sinir sistemi yapısal organizasyonunu değiştirebilir. Bu uyarlanabilirliğe beyin plastisitesi-esnekliği adı verilir (103). Bu, beynin, orijinal olarak farklı bilgi alan bir beyin bölgesine daha farklı bir duyu modalitesi

tahsis edebileceği anlamına gelir. Bu şekilde, orijinal olarak bunun için kullanılmayan duyuları kullanarak bilgi almak ve böylece bir duyuusal bozukluğu telafi etmek mümkündür. Bu nedenle görme engelli insanlarla yapılan bir çalışma, genellikle görme ile bağlantılı olan birkaç beyin bölgesinin, dokunsal bir görme ikame sistemi kullanılırken etkinleştirildiğini göstermiş olup, görme korteksi, dokunsal bir modalite kullanarak elde edilen bilgileri algılamıştır (103).

Beyin plastisitesinin bir başka özelliği de, duyuusal matris ve sensörün, bir duyu ikamesi cihazının işlevselliği üzerinde kayda değer sonuçlar olmaksızın yeniden konumlandırılabilmesidir. Örneğin, bir DGDİ sisteminin dokunsal matrisi, kişi cihazı kullanma yeteneğini kaybetmeden sırttan alınabilir. Buna benzer bir şekilde, DGDİ kamerası elden kafaya alınırsa işlevsellik etkilenmez (104). Özetle, beyin plastisitesi, duyu ikamesinin temelini oluşturan inanılmaz bir yetenek gibi görünmektedir. Ancak gözden kaçırılmaması gereken en önemli noktalardan biri de ideale yakın sonuçlar elde etmek için çoğunlukla zaman alıcı bir öğrenme sürecinin gerekliliğidir (106).

### **2.3.2.3. Teknolojik prensipler**

1960'larda geliştirilen ilk duyu ikamesi sistemleri çoğunlukla hantal, zor hareket ettirilebilen cihazlardı. Örneğin Bach-y-Rita'nın DGDİ'si, Şekil 2.7.' de görüldüğü gibi, dişçi koltuğuna monte edilmiş bir titreşimli dokunsal matris ve bir kameradan oluşuyordu. Son yıllarda, teknolojik ilerlemeler donanım ve yazılımda muazzam değişikliklere neden oldu ve bu nedenle günlük kullanım ve yüksek kaliteli stimülasyon için gerekli alt yapıyı sağladı. Ancak genel cihaz mimarisi bugüne kadar değişmedi. Geçmişte olduğu gibi bugün de duyu ikamesi cihazlarının teknolojik konseptinin önemli bir parçası, uyarımdan sorumlu olan duyuusal-dokunsal matrisdir (106).

### **Sistemlerin yapısı**

Duyu ikamesi sistemleri genel olarak üç bileşenden oluşur; bir sensör, bir bağlantı cihazı (işlemci) ve gerçekleştirici (aktuatör) (104). Sensörler, çevre hakkındaki bilgileri yakalar ve bunu bir bağlantı cihazına iletir. Bir sensör,

kamera veya mikrofon gibi sinyalleri basitçe alan veya bir lazer veya ultrason cihazı gibi sinyaller yayan bir modalite olabilir. Duyular ve algılama bağlamında daha önce bahsedildiği gibi, sensörün kullanıcı tarafından aktif olarak kullanılması, bir duyu ikamesi sisteminin başarılı bir şekilde kullanılması için önemli bir koşuldur.

### **Dokunsal matrisler**

Genel olarak stimülasyon dokunsal, işitsel veya görsel matrislerle sağlanır. Bugüne kadar en çok kullanılan duysal matrisler dokunsal matrislerdir. Ayrıca, dokunsal matrisler birkaç farklı şekilde tasarlanabilir. Hızlı teknolojik ilerlemeler sayesinde, günümüzde matrisler küçüktür, enerji tasarrufu sağlar ve üretimde nispeten düşük fiyatlıdır. Ek olarak, solenoidler, servomotorlar, ses bobinleri, piezo-elektrik transduserler ve diğerleri gibi aktüatörleri stimülasyon için kullanırlar. Bu özellikleri çeşitli avantajlar sağlamaktadır (104, 106).

Dokunsal matrisler günlük kullanıma uygunluk yönünden avantajlıdır. Küçük ve enerji tasarrufu sağlayan yapı, cihazın taşınabilirliğini ve kolay gizlenmesini sağlar.

Diğer duyularla etkileşimi olmaması bir diğer avantajdır. Dokunsal matrisler genellikle cildi uyarır. Bu nedenle, örneğin işitsel veya görsel uyarımda olduğu gibi, bilgi aktarırken halihazırda kullanımda olan duyuları işgal etmezler.

Hızlı ve kaliteli iletim imkanı sunarlar. Uyarım ciltteki dokunma reseptörleriyle ilgili olduğundan, bilgi doğrudan merkezi sinir sistemine iletilir. Ayrıca eski cihazlara kıyasla günümüzde dokunsal matrisler oldukça yüksek çözünürlük ve kararlılık sunmaktadırlar.

Dokunsal matrisler, aktüatörlerin türüne göre farklılık gösteren çeşitli stimülasyon yöntemleri sunar. Yaygın yöntemler mekanik deformasyon, vibrotaktil stimülasyon, elektrotaktil stimülasyon, kuvvet geri beslemesi, termal geri besleme ve hava veya sıvı jetleridir. Çoğu dokunsal matris, titreşimli veya elektrotaktil uyarımı kullanır. Titreşim uyarımı için, genellikle küçük iğneler, bilgiyi iletmek için cilt üzerinde titreşir. Modern cihazlarda, vibrotaktil matrislerin



yerini çoğunlukla elektrotaktil matrisler almıştır. Elektrotaktil matrisler, deriden geçen ve sinir stimülasyonuna neden olan bir akım kullanır. Etkili bir uyarım için cildin temas gücü ve kıvamı (nem, tüylülük ve yağlılık) çok önemlidir. Bu nedenle Bach-y-Rita ve diğerleri, dil üzerine yerleştirilen ve sıradan deriye göre çok daha iyi iletkenlik sunan, Dil Görüntüleme Ünitesi sistemi (DGÜ) adı verilen bir elektrotaktil matris geliştirmişlerdir (110).

#### **2.3.2.4. Güncel duyu ikamesi sistemleri**

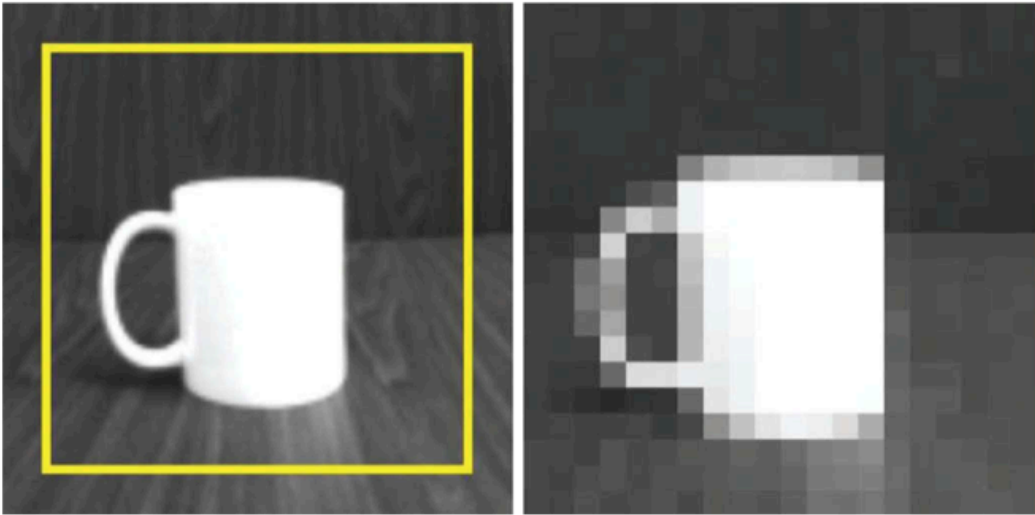
##### **BrainPort görme cihazı**

Bach-y-Rita, 1960'larda DGDİ'nin ilk versiyonunu geliştirdiğinden beri, birçok türev geliştirilmiştir. Şekil 2.8'de gösterilen BrainPort görme cihazı, dokunsal görme ilkesini uygulayan güncel bir gelişmedir (111). Güneş gözlüğüne monte edilmiş ve sinyallerin bir işlemci üniteye gönderildiği bir kamera kullanır. Ana birim, gelen uyarıyı işleyerek DGÜ'ne iletir. Böylece çeviri ışık parlaklığına göre gerçekleşir. Bu çevrim, bir görüntü çerçevesinin beyaz piksellerinin, karşılık gelen aktüatörün güçlü bir şekilde uyarılmasına neden olduğu, gri piksellerin orta şiddette ve siyah piksellerin ise uyarılmadan görüntülendiği anlamına gelir. Sistem içindeki bir denetleyici bu aktüatör cevaplarını ters çevirebilir.

Bugünün BrainPort görüntü cihazı prototiplerinde kullanılan DGÜ, iyi bir kontrast için yeterli çözünürlük olan 400 ila 600 elektrottan oluşur. Şekil 2.9'da, BrainPort cihazının aktardığı görüntü gösterilmektedir. Cihazın gelecekteki sürümlerinin bugünkünden çok daha yüksek bir çözünürlüğe sahip olması hedeflenmektedir. Araştırmalar, görme cihazının kullanımını öğrenmenin oldukça hızlı olduğunu göstermiştir. Böylece kullanıcılar, yaklaşık bir saatlik eğitimden sonra nesnelerin konumunu tanıyabildiler. Daha fazla pratik uygulama, kullanıcıların harfler ve sayılar gibi karmaşık şekilleri tanımlamasına olanak sağladı. Son olarak, cihaz hala geliştirme aşamasında olmasına rağmen, sonraki sürümler günlük yaşamda görme engelli insanlara yardım etmek için oldukça uygun gibi görünmektedir (111).



**Şekil 2.8.** BrainPort sisteminin genel görünüşü. (a) BrainPort V100 yapay görme cihazı, kameralı bir güneş gözlüğü, 20 x 20 elektrot dizisine sahip ağız içi cihazı ve el kumandasını göstermektedir. Denetleyici, kullanıcının cihazı açıp kapatmasına, genel uyarı seviyesini ve kontrastı ayarlamasına, görüş alanını değiştirmesine (yakınlaştırma işlevi), kamera görünümünün eğimini kontrol etmesine ve normal ve tersine çevrilmiş kontrast arasında geçiş yapmasına olanak tanır. (b) Kullanım esnasındaki görünüm.



**Şekil 2.9.** BrainPort, görüntüleri dil yüzeyindeki elektrotaktıl temsillere dönüştürür. Kahve fincanının kamera görüntüsü (sol panel), 400 piksellik gri tonlamalı bir görüntüye (sağ panel) dönüştürülür. Gri tonlamalar daha sonra ilgili uyarı seviyelerine dönüştürülür ve dil üzerinde görüntülenir. Orijinal kamera görüntüsündeki parlak alanlar (fincan), dilde nispeten güçlü elektriksel uyarı alanları olarak temsil edilir.

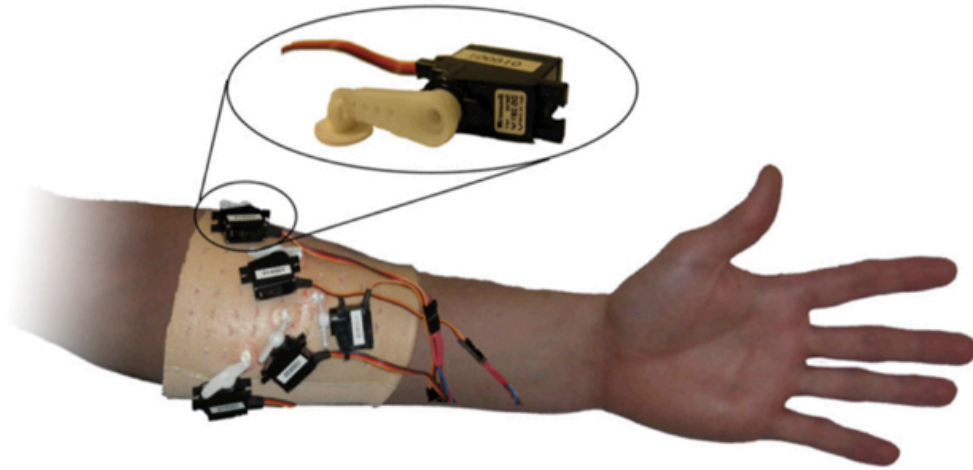
### **Dokunsal geri bildirimli protezler**

Daha önce bahsedildiği gibi, duyu ikamesi sistemleri iki farklı duyuya atıfta bulunmadan, aynı zamanda bir tür duyusal bilginin aynı tipteki bir duyuya aktarımını da uygulayabilir. Aşağıdaki cihaz, dokunsal duyusal yer değiştirmeyi kullanan bir el protezi sisteminden duyusal geri bildirim oluşturur (112). Başlangıçta, ciltteki mekanoreseptörler, bir elin kullanımı için önemli olan uyarıcı bilgiler sağlar. Ayrıca, bir ekstremitenin vücudun bir parçası olduğunun

farkında olmak için stimülasyon gereklidir. Bu nedenle, dokunsal geribildirim olmadan protez kullanan kişiler sezgisel kullanımda büyük zorluk yaşayabilir. Sunulan cihaz, protezden ön kol üzerindeki cildin bir kısmına dokunsal uyarımın iletilmesini sağlar.

Sistem, dokunsal sensörler ve dokunsal bir matristen oluşur. Sensörler, uyarıldıklarında sinyal göndermek üzere yapay elin parmak uçlarına monte edilmiştir. Dokunsal matris, her biri bir yapay parmak ucunu temsil eden ön kol üzerine monte edilmiş beş basınç temelli aktüatörden (servomotor) oluşur. Ön kol cildinin iki nokta diskriminasyonu oldukça kötü olduğundan, uyarıcı unsurlar arasındaki mesafe yaklaşık dört santimetre olmalıdır. Aksi takdirde kullanıcı, farklı uyarı pozisyonlarını hissedemez.

Şekil 2.10, parmak uçlarının gerçek düzenlemesine göre düzenlenmiş aktüatörler ile ön kol üzerine yerleştirilmiş dokunsal matrisi göstermektedir. Aktüatör olarak cildi iterek basınç uygulayabilen servomotorlar kullanılmıştır. Alınan sinyale bağlı olarak, servomotor farklı bir kuvvetle cilde bastırılır. Böylece, kullanıcının hangi parmağın kullanıldığını ve yapay elin bir şeye ne kadar kuvvetle dokunduğunu fark etmesi mümkün olmaktadır (112).



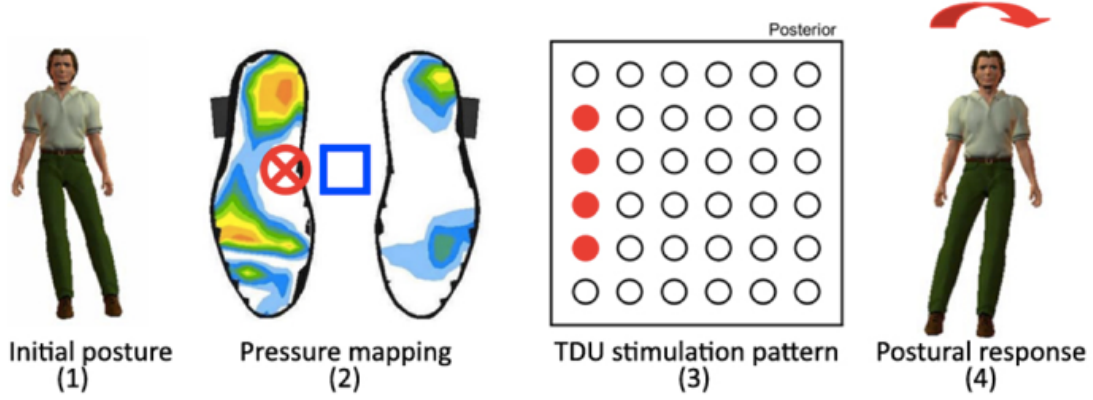
**Şekil 2.10.** Açık bir elin parmak uçlarının düzenine göre ön kol üzerine yerleştirilmiş beş aktüatörden oluşan dokunsal matris.

### **Basınca dayalı dokunsal denge iyileştirmesi**

Aşağıda açıklanan duyu ikamesi sistemi, basınç sensörlerine ve elektrotaktil geri beslemeye dayalı dokunsal dengeyi sağlar (113). Cihaz,

omurilik yaralanmalarında oluşabilecek bası yaralarını önlemek ve yaşlanma ya da sakatlık sonucu oluşabilecek denge kaybını telafi etmek amacıyla geliştirilmiştir. Kişinin ayakta dururken veya otururken neden olduğu basınç dağılımını ölçmek için bir basınç haritalama sistemi kullanılır. Cihazın amacına bağlı olarak, basınç haritalama sistemi, oturan bir kişinin altındaki bir koltuğa (basınç yaralarını önlemek için) veya ayakta duran bir kişinin ayaklarının altına (dengeyi iyileştirmek için) yerleştirilir. Bach-y-Rita tarafından geliştirilen DGÜ, uyarıcı dokunsal matris görevi görür. Günlük kullanıma uygunluğunu artırmak için, sistem DGÜ'nün 6x6 minyatür elektrot matrisinden oluşan kablosuz bir versiyonunu içermektedir.

Basınç sensörleri bir aşırı basınç bölgesini algılayarsa, DGÜ, kullanıcıya dokunsal bir geri bildirim vermek için etkinleştirilir. Örneğin, sol taraftaki bir aşırı basınç, matrisin sol tarafındaki ilgili elektrotların aktivasyonunu içerir. Böylece kullanıcı, aktive olan elektrotların tersine yana doğru eğilerek konumunu ayarlayabilir. Şekil 2.11, denge kaybını telafi etmek için basınca dayalı dokunsal denge iyileştirme prensibini temsil etmektedir. İlk duruşta [1] deneğin sağ ayağında [2] çok fazla basınç ölçüldüğünde, stimülasyon modelindeki sağ aktüatörler etkinleştirilir [3] ve deneğin sol ayağına yeniden ağırlığını vermesini sağlar [4]. Her iki kullanım durumuyla ilgili deneyler (bası yarası önleme ve denge kaybının telafisi), açıklanan sistemin genç ve sağlıklı kişiler için postüral ve denge iyileştirmesini sağladığını göstermiştir. Bu sonuçlara dayanarak, geliştiriciler sistemin rehabilitasyon alanlarında başarılı bir şekilde kullanılabileceğini önermektedir (113).



**Şekil 2.11.** Basınca dayalı dokunsal denge iyileştirme sisteminin prensibi.

### The vOICe

VOICe (OIC (oh I see), "görüyorum"), ses yardımıyla görme sistemidir (107). Bir kamera tarafından yakalanan görüntü çerçevelerini tarayan gerçek zamanlı bir görüntü-ses eşleşmesine dayanmaktadır. Bir saniyelik aralıklarla çerçeveler soldan sağa taranır. Böylece şekillerdeki parlaklık, ses yüksekliği ile temsil edilerek seslere dönüştürülür. Örneğin, karanlık zeminde parlak bir nokta kısa ve yüksek bir bip sesiyle sonuçlanır. Noktanın dikey konumu artarsa, bip sesinin aralığı yukarı, azalırsa perde aşağı hareket eder. Daha yüksek miktarda nokta, karşılık gelen miktarda bip sesi ile sonuçlanır. Bu nedenle parlak bir yatay çizgi, yüksek ve sürekli bir ton olarak görüntülenir.

Dikey bir çizgi, farklı dikey konumlara sahip noktalardan oluşur. Bu nedenle, farklı perdelerle sahip tonlardan oluşan kısa bir ses olarak görüntülenir. Soldan sağa yönü nedeniyle, çerçevenin sol tarafındaki nesnelere, sağ taraftaki nesnelere göre daha erken oluşur. Düşük parlaklığa sahip şekiller, seslerinin daha az gürültülü olması dışında eşit şekilde görünür. İzlenen görüntünün ayrıntı zenginliğine bağlı olarak, sistem daha az veya daha karmaşık ses manzaraları sağlar. Dolayısıyla bu görsel ikame yöntemine alışmak için basit imgelerle başlamak gerekir. Kameranın taşınabilirliğini ve sezgisel hareketini sağlamak için, vOICe genellikle küçük ve başa takılı bir kamera, bağlantı sistemi olarak bir dizüstü bilgisayar ve kulaklıklardan oluşur

(Şekil 2.12). Bu arada, programın bir sürümü akıllı telefonlar için ücretsiz uygulama olarak bile mevcuttur (107).



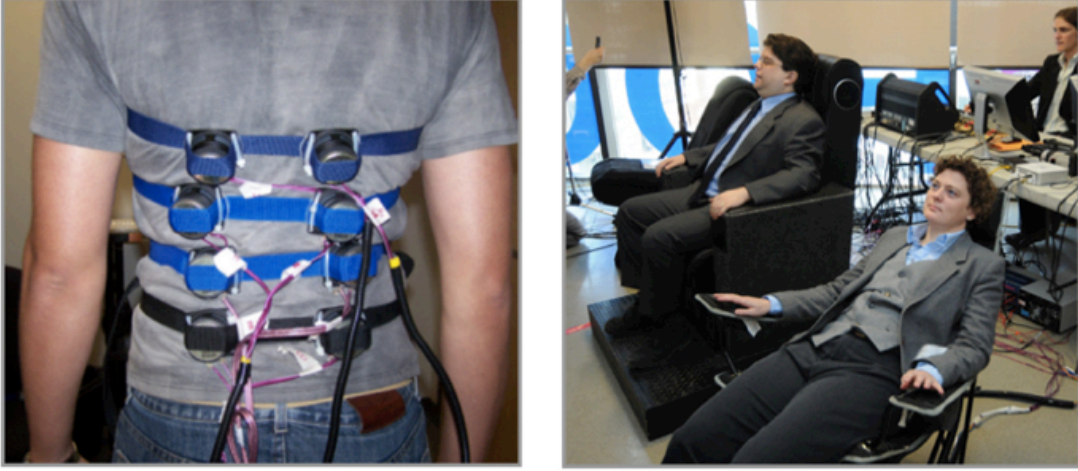
**Şekil 2.12.** The vOICe sistemi

### **Emoti Sandalyesi**

Emoti sandalyesi, müziğin duygusal yönünü aktarmak amacıyla dokunsal işitme gerçekleştirir (114). Kullanıcı, uygulanan Model İnsan Kokleası (MİK) sistemine sahip bir sandalyeye oturarak sesleri deneyimleyebilir (Şekil 2.13). MİK, sesleri birden fazla hoparlör tarafından iletilen titreşimlere dönüştüren bir duyu ikamesi sistemidir. Tasarımı, insan kokleasının işlevselliğini ifade eder. Kokleanın farklı frekansları almak için küçük tüylü hücreler kullandığı gibi, MİK de her biri belirli bir frekans aralığına atanmış birkaç ses kanalı kullanır. Bu kanallara atanan titreşimli cihazlar dokunsal stimülasyondan sorumludur. Şekil 2.13, titreşimli cihazlar olarak kullanılan sekiz hoparlörden oluşan bir MİK'nin bir prototipini göstermektedir. MİK sistemi aracılığıyla deneyimlenen hissin kalitesi, kullanıcı tarafından daha fazla bireysel frekans ayırt edilebildiğinden, kanal sayısı artırılarak artırılabilir. Böylece müziğin farklı bölümlerinin ayrımı geliştirilebilir.

Emoti sandalyesinde kullanılan MİK, sekiz audiotaktil kanaldan oluşur. Ses bobinleri, doğrudan ses sinyalleri tarafından çalıştırıldıkları için titreşimli cihazlar olarak kullanılır ve sandalyede iki sütuna sekiz sıra dizilerek düzenlenmiştir. İlk olarak giriş sesi sekiz kanallı bir ses kartı tarafından işlenir ve farklı frekans bantlarına bölünür. Her frekans bandının sinyalleri bir yükselticiye iletilir ve karşılık gelen ses kanalına atanır. Son olarak, cilde

vibrotaktil uyarı ses bobinlerinden kaynaklanır. Emoti sandalyesi kullanan deneklere göre farklı şarkılar, türler ve müzik nitelikleri arasında ayırım yapmak açıkça mümkündür.

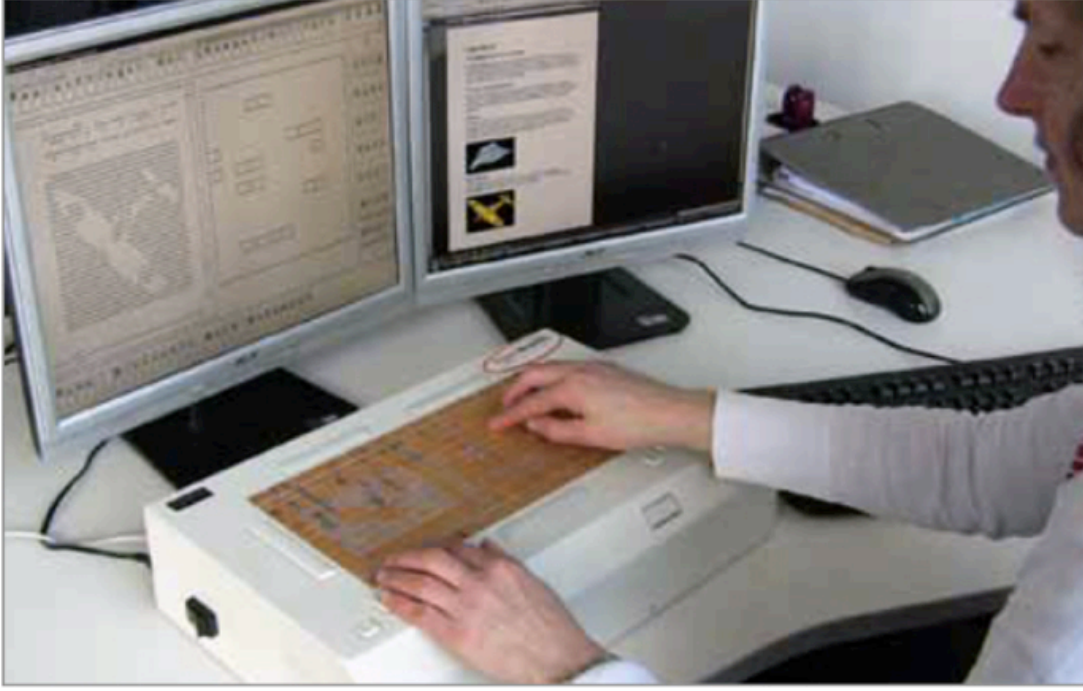


**Şekil 2.13.** Sol, MİK prototipi; sağ, müzik için kullarımdaki Emoti sandalyeleri (114).

### **HyperBraille**

Brailledisplay gibi cihazlar zaten dijital bilgilerin görsel olmayan kullanımını ve internette gezinmeyi mümkün kılmaktadır. Yine de, karmaşık bir yapıya veya çok sayıda grafik içeriğe sahip belgeler veya web siteleri, kör insanlar için neredeyse hiç kullanılamaz durumdadır. HyperBraille sistemi, dokunsal görme yoluyla dijital bilgileri, özellikle grafik öğeleri okumayı ve yorumlamayı sağlar (Şekil 2.14) (115). Sistemin ana unsuru, yüksekliği ayarlanabilen 7200 dokunsal pimden oluşan dokunulabilir bir alandır. Pimler, 2,5 mm mesafede iki boyutlu 120 x 60 matriste düzenlenmiştir. Klasik Braille'e benzer şekilde, kullanıcı parmakları matris üzerinde hareket ettirerek şekilleri tanıyabilir. Braille ekranının yanı sıra, yön duygusunu destekleyen ek düğmeler de vardır. Cihaz, USB yoluyla bir bilgisayara bağlanır ve popüler ofis ve internet uygulamalarının kullanımına izin veren çeşitli yazılım bileşenlerini uygular (115).





**Şekil 2.14.** HyperBraille cihazı web sitesi içeriğini görüntülerken (115).

### **2.3.2.5 Duyu ikamesinin geleceği**

Duyu ikamesi sistemlerinde yaklaşık 60 yıllık araştırma ve geliştirmeden sonra, soru, bu araştırma alanının ne kadar ileri bir gelecek potansiyeli sunduğu oluyor. Örneğin, Bach-y-Rita'nın DGDİ'sine atıfta bulunarak Lenay ve ark., ilk olarak 1960'larda geliştirilen bu cihazların görme engellilerin günlük yaşamında neden genel yaygın kullanıma geçmediğini sormaktadırlar (106). Bunun nedenleri görüntülenen bilgide düşük kalite, düşük taşınabilirlik ve yüksek eğitim ihtiyacı olarak sayılabilir. Ancak, BrainPort veya The vOICe gibi cihazlardaki artan kalite ve kullanılabilirlik ile günlük kullanımın da artışı sağlanabilir.

Teknolojik ilerlemelere bağlı olarak, önümüzdeki yıllarda kalite ve taşınabilirlik/küçültme büyük olasılıkla artacaktır. Örneğin, BrainPort gibi dokunsal görme cihazlarıyla ilgili olarak, daha yüksek çözünürlüklü dokunsal matrisler ve renkler gibi ek görsel bilgilerin aktarılmasıyla daha yüksek kalite elde edilebilir. Hacimli bir dışı koltuğundan, dile takılan küçük bir matrise ve beyin implantlarının görme sağlamasına kadar burada bahsedilen cihazlar, duyu ikamesinin gelişimini ve etkileyciliğini gözler önüne sermektedir. Yine de, duysal bozuklukların telafisi için mevcut duyu ikamesi sistemlerinin sonuçları,

bazen "ikame" ifadesi nedeniyle kullanıcı için bir hayal kırıklığı yaratabilir. Mevcut cihazlar, bozulmuş bir duyuya karşılık gelen bir tür algı sunsa da, onu tamamen ikame edemezler. Örneğin, BrainPort cihazı gibi dokunsal bir görme sistemi, görme engelli bir kullanıcının şekilleri "görmesini" ve dolayısıyla çevresini tanımasını sağlar. Yine de, Bach-y-Rita ve diğerlerine göre, eksik ayrıntılar nedeniyle duygusal içerik eksikliği olabilir (103).

#### **2.4. Görme Restorasyonunda Mevcut Zorluklar**

İster invaziv, ister invaziv olmayan yöntemlerle yapılacak mevcut görme restorasyon çabaları, genel görme engelli popülasyona uygulanabilmeyi etkileyebilecek çeşitli zorluklarla karşı karşıyadır. Bunlar iki ana özelliğe ayrılabilir:

1. Bilginin yeterli pratik görsel çözünürlük veya keskinlikle iletilmesi.
2. Günlük karmaşık sahnelerin ve görevlerin görsel olarak işlenmesini sağlamak.

İkisi biraz birbirinin yerine geçebilir gibi görünse de, çok farklı kaynaklardan gelmektedirler.

Birincisi, önemsiz olmasa da, özünde teknik bir iletme problemi ve daha da önemlisi yüksek çözünürlüklü bir görsel matrisin deşifre edilmesidir. Hem görsel protezler hem de duyu ikamesi cihazlarının çoğu, görsel protezlerde 1500 piksele kadar ve DGÜ'nün en güncel sürümünde 400 piksele kadar olmak üzere nispeten düşük piksel çözünürlüğü sunar.

Dahası, günümüzde görsel implantların en gelişmiş versiyonu olan retina protezleri, retinanın anatomik yapısına uyacak şekilde içbükey implantların oluşturulmasındaki problemler nedeniyle teknik olarak çok dar bir görme alanı ile sınırlıdır. Mevcut sürümler maksimum 60 elektrot çözünürlüğü ve 20° görme alanı (Argus II; Second Sight Inc., Sylmar, CA, ABD;) sağlar.

Belki daha da önemlisi, elde edilen keskinlik piksel sayısı göz önüne alındığında tahmin edilenden daha düşüktür, çünkü teknik çözünürlükten işlevsel keskinliğe çeviri oldukça karmaşıktır. Örneğin, en yeni subretinal protez teknik olarak 1500 piksele sahiptir, ancak yalnızca 20/1000 maksimum ölçülebilir keskinlikle beklenenden çok daha düşük bir işlevsel keskinlik sağlar

(58). Daha önce bahsedildiği gibi Snellen görme keskinliği eşelinde pay, test edilen kişinin bir çift nesneyi güvenilir bir şekilde ayırt edebildiği feet cinsinden mesafeyi ifade eder. Payda, standart görme keskinliğine sahip bir kişinin onları ayırt edebileceği mesafedir. Böylelikle, implant hastalarının 20 feet'ten görebilecekleri en küçük harf, normal gören bir kişi tarafından 1000 feet'ten görülebilir. Yani mevcut retina protezleri ve DİC'ler, DSÖ'nün körlük eşiği olan 20/400 görme keskinliği ve 10°'lik bir görme alanı sağlamaktan çok uzakta kalmaktadırlar.

Hiçbir görsel rehabilitasyon aracı körler için yüksek çözünürlüklü bir görsel matris sağlayamadığından, erken yaşlardan veya doğumdan itibaren kör olan kişilerin böylesine karmaşık bir "görsel" duyuşal dönüşümü işleyip işleyemeyeceği de açık bir soru olarak kalmaktadır.

## **2.5. Fonksiyonel Görsel Rehabilitasyonun Nöral Yönleri**

Rehabilitasyon tekniklerini daha da geliştirmek ve iyileştirmek hala muazzam bir teknolojik zorluk olsa da, duyuşal restorasyon çabaları, DİC'lerde olduğu gibi diğer duyuşal yollarla veya doğal görme sistemi aracılığıyla beyne görsel bilgilerin basitçe aktarılmasından fazlasını gerektirebilir. Bir bakıma, doğuştan kör bir bireyin beynine ilk kez tanıtıldığında, görsel bilgi anlamsızdır çünkü o kişi, bu tür bilgilerin yorumlanabileceği herhangi bir önceki deneyime sahip değildir. Dahası, bu tür bireylerin beyni yeni eklenen bilgiyi yorumlamak ve ona işlevsel anlam vermek için işleyen bir görsel sistemden yoksun olabilir. Daha önce bazı görsel deneyime sahip olan doğuştan kör olmayanlar söz konusu olduğunda bile, beyinlerine görsel bilgiyi yeniden tanıtmanın otomatik olarak tamamen karmaşık görsel algıya yol açması beklenemez.

Gerçekten de, bazı çalışmalar uzun süreli görme yoksunluğundan sonra cerrahi ile yapılan görme restorasyonu sonucunda kaybolan görmenin yerine konması için saf duyuşal görsel girdi sağlamanın restorasyon için yeterli olmayabileceğini öne sürmüştür (117-119). Tüm bu çalışmalardaki hastalar, uzun bir görme ve görsel eğitim döneminden sonra bile doğal nesnelere ve ortamları tanımada büyük zorluklar yaşadılar. Bu özellikle şekil ve form tanıma, şekil zemin ayırımı, derinlik, boyut vb. gibi beynin ventral akış fonksiyonları için

geçerliydi. Bu görme bozuklukları o kadar şiddetli kaldı ki, rapor edilen bazı vakalarda teknik olarak görsel olarak restore edilmiş birey işlevsel olarak mevcut olan görsel girdiyi kullanma yeteneği olmadan yaşamaya devam etti (120). Bu durum ileri yaşlarda görme yetisini kaybeden insanlar için bile geçerli olabilmektedir. 17 yaşında görmesini kaybeden ve 51 yıl sonra restore edilen bir görme restorasyon hastasında da görsel algıda önemli eksiklikler saptanmıştır (121). Bu durum, görsel bilginin beyne işlevsel bir retina yoluyla girmesine izin vermenin bile tam veya doğal görsel algıyı garanti etmediğini veya etkinleştirmedeğini göstermektedir.

## **2.6. Duyu Kaybının Nörolojik ve Bilişsel Sonuçları**

Duyusal bir yöntemi kaybetmiş bireylerin zihinlerini ve beyinlerini anlamaya çalışırken, beynimizin organizasyonunu etkileyen birçok faktörün varlığını hatırlamak önemlidir. Bu faktörler; çevresel faktörler, bireysel deneyimler ve faaliyetler, duysal girdiler, bilişsel zorluklar, genetik eğilim, ve beynin doğal gelişim yolları olarak sıralanabilir. Özellikle, günlük yaşamlarında aynı işlevsel seviyeye ulaşmak için, duyu kaybından muzdarip olanların, körlüklerini telafi etmek için alternatif kaynaklardan hedeflerine ulaşmak için bilgi elde etmelerini sağlayan stratejiler geliştirmeleri gerekir. Bu tür ayarlamalar, diğer duysal veya üst düzey bilişsel işlevlerde yeniden yapılanma yoluyla gerçekleştirilir (örneğin, bellek stratejilerinin aşırı kullanımı). Böylece, farklı bilişsel talepler, farklı bireysel deneyimlere ve faaliyetlere yol açar ve bu da, sinir sistemi içinde belirli bir plastik yeniden düzenleme modelini teşvik eder.

Ek olarak, görme kaybından muzdarip olan ve etyolojide veya duysal kaybın başlangıcında farklı olan bireylerin çeşitli alt popülasyonlarının plastisite potansiyelleri açısından farklı olduğunu akılda tutmak önemlidir. Doğuştan körlükte karşılaşılan duyu kaybının erken başlangıcı, en dramatik plastisite olgularını tetikler ve eksiklikleri telafi eden kapsamlı beyin yeniden yapılandırmasını mümkün kılar. Doğuştan veya erken başlayan körlük, özellikle beynin kendisine zarar vermeyen ancak bunun yerine beynin bazı kısımlarını doğal girdilerinden yoksun bırakan periferik hasardan (yani

disfonksiyonel retina veya duyu yolları) kaynaklandığında beynin büyük kısımlarını etkiler. Serebral korteksin %20'den fazlasının görsel bilgiyi analiz etmeye adanmış tahmin edilmektedir (122-124). Görsel girdi olmamasına rağmen, körlerin görme korteksleri dejenerasyona uğramaz. Daha ziyade, görsel olmayan bilişsel işlevlerde kullanılmak üzere kapsamlı plastisiteye maruz kalırlar. Tipik olarak daha az kapsamlı olsa da doğuştan olmayan duyu kaybından muzdarip popülasyonlarda da önemli ölçüde plastik değişiklikler meydana gelir. Bu nöroplastisite, görenlerinkiyle karşılaştırıldığında körlerde belirgindir ve bunların tümü görmeyi telafi etme yeteneği için çok önemlidir (124).

## **2.7. Duyu Kaybı Sonrası Nöroplastisite**

Doğuştan körlerin beyinlerinin maruz kaldığı kapsamlı yeniden düzenlemenin ilk kanıtı, bu tür bireylerin duyuusal eksikliklerini telafi eden gelişmiş duyuusal ve bilişsel yeteneklerinde bulunabilir. Görme engelli bireyler, normalde kişinin "bakarak neyin nerede olduğunu bilmesine" imkan veren ve düzlemlerin ve yüzeylerin birbirleriyle olan ilişkileri hakkında eşzamanlı bilgi sağlamak için dış ipuçlarına dayalı olarak görme eksikliklerini telafi etmelidirler. Görme engelliler, bu nedenle, görerek elde edemedikleri bu bilgiyi alternatif, duyuusal veya diğer stratejiler yoluyla elde etmek zorundadırlar. Örneğin, eski çağlardan beri, kör bireylerin görenlere kıyasla daha üstün hafıza yeteneklerine sahip oldukları biliniyordu (124). Görme engelli bireylerin bu tür olağanüstü yetenekleri, modern bilimsel çalışmalarda da gösterilmiştir (125). Benzer şekilde, körlerin daha üstün dokunsal ve işitsel algılama yeteneklerine sahip oldukları da gösterilmiştir (126, 127).

Spesifik olarak, bu avantajlar çoğu zaman, doğuştan ve erken başlangıçlı körlerle sınırlıyken, geç körlerin performansı, nöroplastinin yeniden yapılanma potansiyelindeki kısmi azalma nedeniyle düşük kalabilmektedir (128). Bununla birlikte, telafi edici mekanizmaların geç körlerde de ortaya çıktığını gösteren kanıtlar da vardır ve bu bireylerdeki nöroplastisiteye farklı nörofizyolojik mekanizmalar aracılık edebilir (129, 130). Ayrıca, mevcut duyuusal modalitelerin sayısının azalması bu tür faydalara yol açsa da, bu

değişimler otomatik olarak ortaya çıkmaz. Örneğin, görme engelli çocukların, özellikle dış ipuçlarına atıfta bulunmayı, yönleri ve nesnelere arasındaki mekansal ilişkileri anlamayı gerektiren bazı görevlerde önemli zorluklar yaşadıkları gösterilmiştir. Sonuç olarak, körler, bu tür görevleri yerine getirmek için gerekli olan yararlı bilgileri tanımakta sorun yaşarlar. Daha da önemlisi, eksik duyu girdisinin diğer yöntemlerden gelen eşdeğer bilgilerle değiştirildiği ve ikame edildiği bir aşamaya ulaşmak nispeten uzun bir eğitim gerektirse de, nihayetinde körlerin dokunsal ve işitsel girdileri temelinde oluşturulan uzamsal temsiller görebilen bireylerinki ile benzer olabilmektedir (131). Genel olarak, bulgular, körlerin, mevcut duyu yöntemleri ile baş etmeyi öğrendikten sonra, görenlere kıyasla birçok görevde karşılaştırılabilir veya üstün performans gösterebileceğini göstermektedir. Bu nedenle, mevcut kanıtlar, duyu kaybının, eksik duyu dışındaki işlevlerde genel uyumsuzluk ve işlev bozukluğuna yol açtığı fikrine karşı çıkmaktadır. Tam tersine, bu genel kayıp hipotezi, duyu kaybının kalan duyuların daha iyi gelişmesine yol açtığını öne süren alternatif telafi edici hipotez lehine terk edilmektedir (132).

Bu benzersiz telafi edici yetenekler, körlerin beyinlerindeki plastik değişikliklerin sonucudur. Son yıllarda, bilişsel işlevlerde duyu kaybının neden olduğu sinirsel değişiklikler kapsamlı bir şekilde incelenmiş ve beynin değişim yetenekleriyle ilgili zengin bilgiler sağlanmıştır. Doğuştan kör bireylerin sinirsel işleyişini araştıran çalışmalar ve bu koşulların hayvan modelleri, beynin tüm kısımlarında derinden değiştirilmiş işleyişine yansıyan bir plastisiteye sahip olduğunu göstermektedir. Körlerde oksipital korteksin işlevsel durumu ve bilişsel işlemlerin değişmesine ilişkin önemli kanıtlar, körlerin görsel olmayan duyu işlevlerini araştıran elektrofizyolojik çalışmalardan kaynaklanmaktadır. Bu çalışmalarda, görme engelli kişilerin işitsel ve somatosensoryel görevlerde olayla ilişkili potansiyeller için daha kısa gecikmeler ve bu görevlerde daha verimli işlem yapılmasını gösteren sonuçlar ortaya konmuştur (133). Ayrıca, görme engelli bireylerde ortaya çıkan olaya ilişkin potansiyel bileşenlerinin farklı topografileri, oksipital kortekslerinin görsel olmayan görevlere dahil edilmesi gibi, körlerde nöroplastisitenin ilk bulgularını sağladı (134). Fonksiyonel nörogörüntüleme çalışmaları, doğuştan kör bireylerin oksipital

lobunun (görme korteksi) diğer duyularla olan algıya işlevsel katılımını göstererek bu bulguları doğruladı (135, 136).

Nöroplastisite yeteneğinin sadece duyuusal engelli bireylerle sınırlı olmadığını, aynı zamanda belirli koşullar altında normal popülasyonun çoğunda da tespit edilebileceğini bilmek önemlidir (137). Körlerde bu katılım çok daha güçlüdür, çünkü alışılmış duyuusal girdilerinden yoksun kalan duyuusal alanlar, etkilenen duyularda derin değişikliklere yol açan farklı devrelere işlevsel olarak yeniden entegre olur.

Körlerde, bu değişikliklerin çoğu körlüğün başlamasını takip eden günler içinde ortaya çıkmaya başlar (132) ve bu nedenle sadece doğuştan körleri değil, aynı zamanda oksipitalde önemli bir yeniden yapılanma gösteren geç körleri de etkiler. (136). Örneğin, geç başlangıçlı körler, primer görme kortekslerinde ve diğer görsel alanlarda dil algısı için aktivasyon gösterirler ve Braille okuma esnasında görme korteksindeki aktivite tespit edilmiştir (138).

Tüm bu telafi edici yetenekler körlerin körlükle daha iyi başa çıkmasına yardımcı olur, ve DİC'lere uyumu artırır.

## **2.8. Yapay Zekâ ve Görüntü İşleme**

Genel bir tanım olarak yapay zekâ, belirli görevleri ve hedefleri yerine getirmek için insan beyninin işleyişine benzer biçimde çalışarak yeni veriler öğrenip öğrendiği veriler ve edindiği tecrübeler ile kendini güncelleyen yazılım veya robotik sistemler olarak tanımlanabilir (139). Yüzyıllardır yapay zekâ konseptine benzer sistemler hayal edilmiş olsa da yapay zekâ kavramının gerçeklik ile buluştuğu yılların 1950'ler olduğu düşünülmektedir. 1950 yılında İngiliz matematikçi Alan Turing tarafından yayımlanan "Computing Machinery and Intelligence" adlı makale ise yapay zekâ kavramının somutlaşmaya başladığı tarihlerden biri olarak kabul edilmektedir. Bahsi geçen makalede insanların problemleri çözmek ve karar almak için mevcut bilgi birikimlerini ve mantıklarını kullanmaları yönteminin makineler tarafından da yapılıp yapılamayacağı sorgulanmış ve makinelerin zekalarını/düşünme becerilerini ölçme için bazı metotlar tanımlanmıştır (140).

Alan Turing'in makalesinde tanımlanan ölçüm metotlarınca başarılı sayılacak makinelerin ve sistemlerin tasarlanması 1950'li yıllarda hayata geçirilememiş olsa da geçmişten günümüze kadar yapay zekâ sistemlerinin tasarımlarında çok büyük gelişmeler ve ilerlemeler kaydedilmiştir. Günümüzde de yapay zekâ geçmişe kıyasla çok daha popüler hale gelmiştir ve aktif olarak günlük yaşamımızdan bilimsel çalışmalara kadar birçok alanda kullanılmaktadır. Yapay zekanın bugün bu kadar popüler hale gelmesinde ise bazı etmenler vardır. Bu etmenler başlıca; bilgisayarların artan hesaplama kapasitesi, veri depolama aygıtlarının artan hacmi ve internet sayesinde büyük verilerin ulaşılabilir ve kolayca çoğaltılabilir hale gelmesi, büyük verileri işlemek için yeni ve etkili algoritmaların geliştirilmesi olarak sayılabilir (141). Veri teknolojilerinin ve bulut tabanlı araştırmaların da gelişmesi ile artık amatör araştırmacılar da yapay zekâ teknolojilerini etkili olarak kullanabilir hale gelmiştir. Kaydedilen bu ilerleme ile artık yapay zekâ akıllı telefonlardaki oyunlardan büyük ölçekli işletmelerin ürün stoklarını değerlendirmeye kadar çok çeşitli alanlarda kullanılmaya başlanmıştır. Veri güvenliği, finansal değer tahmini, sağlık uygulamaları ve kişisel sağlık asistanları, market araştırmaları, online aramalar ve alışveriş sistemleri, doğal dil işleme ve akıllı mobil asistanlar ve bankamatikler bu alanların başlıca örneklerini oluşturmaktadır (142).

Yapay zekanın bu denli geniş kullanım alanı olması ve pratik uygulamalarının artmasından tıp ve sağlık bilimleri de payını almıştır. Yapay zekanın sağlık bilimleri ve tıpta kullanılmasının en temel amaçlarından birisi önleme veya tedavi tekniklerinin hastalığın gidişatı ve sonuçları arasındaki ilişkiyi incelemektir (143). Bunun yanı sıra yapay zekâ, hastalığın tanı sürecinde, tedavi protokollerinin düzenlenmesinde, hasta monitörizasyonunda, tıbbi görüntüleme sistemlerinin iyileştirilmesinde, yeni tıbbi cihaz ve biyomedikal ürün geliştirilmesinde, tele-tıp uygulamalarında, ilaç etkileşimleri ve akılcı ilaç tasarımı gibi çok geniş bir aralıkta kullanılmaktadır (144).

Bu çalışmada yapay zekanın derin öğrenme ve obje tanıma alt dalları kullanılmakta olup bunun için görüntü işleme tekniklerinden de yararlanılmıştır. Görüntü işleme çeşitli yazılım ve algoritmalar kullanılarak dijital resimlerin



bilgisayar ortamında işlenmesine verilen addır (145). İlk temellerinin 1960'lı yıllarda "Bell Laboratories", "Jet Propulsion Laboratory", "University of Maryland", "Massachusetts Institute of Technology" ve bazı diğer fakülte ve laboratuvarlarda ortaya çıktığı düşünülen görüntü işleme tekniklerinin uzay araştırmaları, internet üzerinden görüntülü konuşma, tıbbi görüntüleme ve karakter tanıma (araba plakalarının otoyol geçiş sistemlerince okunması) gibi çok çeşitli alanlarda kullanıldığı görülmektedir (146).

Görüntü işleme genel bir kavram olup içerisinde çok farklı teknik ve uygulama alanlarına sahiptir. Görüntü işleme; sınıflandırma (classification), özellik çıkarma/ayıklama (feature extraction), çok ölçekli sinyal analizi (multi-scale signal analysis) ve patern/desen tanıma (pattern recognition) gibi bazı tekniklere dayalı olarak bir önceki paragrafta bahsedilen alanlardaki pratik uygulamalara dönüştürülmektedir. Bu çalışmada ise görüntü işlemenin; görüntüdeki gürültünün kaldırılması, desen ve karakter tanıma, sınıflandırma ve nesne tanıma uygulamaları kullanılmıştır.

Derin öğrenme ise yapay zekanın bir alt dalı olup evrişimli sinir ağlarına (convolutional neural network) dayanır ve konuşma tanıma, görsel işleme, doğal dil işleme, nesne tanıma gibi katmanlı verilerin ya da zamana bağlı verilerin işlenmesi uygulamalarında kullanılmaktadır (147). Derin öğrenme teknikleri ve algoritmalarının bulunması ve yaygınlaşmasından önce ise bilgisayar bilimlerinde çeşitli karar ağacı yapıları ve akış yapıları/algoritmalar kullanılmaktaydı. Algoritmalar ya da akış diyagramları; belirli bir problemin çözümüne ulaşmak için tasarlanan ve belirli adımları çeşitli kuralları izleyerek takip eden işlemler bütünü olarak düşünülebilir (148). Algoritmaları bir ağacın dalları olarak düşünebiliriz. Temel olarak algoritmalarda, başlangıç durumundan çözüme giderken her bir adımda belirli bir durum kontrol edilir ve bu durumun doğru yanlışlığına ya da çıktı değerlerine göre başka bir duruma/adıma geçilir. Bu şekilde birbirini izleyen soru veya durumlar ağı/ akışı oluşturulur ve bu da bir ağacın dalları gibi dallanmalar gösterir. Bilgisayar bilimlerindeki hemen hemen her problem veya iş için özelleşmiş algoritmalar bulunmakta veya tasarlanmaktadır. Algoritmaların oluşturulmasındaki en büyük neden ise belirlenen problemin en etkili ve verimli yönteminin belirli bir

prensip çerçevesinde belirlenmesini sağlamaktır ve algoritmalar sayesinde bilgisayar bilimlerindeki problemlere evrensel olarak anlaşılabilir çözümler tanımlanabilmektedir. Yapay zekâ konusunda da görüntü işleme, veri setlerini değerlendirme, gelecek durumları tahmin etme gibi konular için çeşitli algoritmalar tasarlanmış ve kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan obje tanıma modelleri de derin öğrenme uygulamalarına örnek olarak verilebilir. Görüntü işleme teknikleri ve derin öğrenme algoritmalarının kombine olarak kullanıldığı bu çalışma ile bilgisayar bilimlerinin geliştirdiği teknik ve teknolojinin tıbbi cihaz geliştirilmesine dönük uyarlanmasına yönelik bir uygulama yapılmıştır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Yapay Görme Sistemi

Cihazın ana yapısını Rasperry Pi isimli bir mikrobilgisayar oluşturmaktadır. Rasperry Pi masaüstü veya dizüstü bilgisayarlar kadar işlem gücü olan ancak bir sigara paketinden daha küçük ve güç gereksinimi çok az olduğu için pil ile çalışabilen bir bilgisayardır. Bahsedilen bu mikrobilgisayarın özel kamera girişi olduğu için yüksek çözünürlüklü optik girdi için ideal bir ortam oluşturmaktadır. Video kamera ile alınan dış ortama ait görsel bilgi Rasperry Pi mikrobilgisayarında işlenmektedir. Ham video bilgisi Python programlama dili kullanılarak hazırlanmış yapay sinir ağları ile işlenerek 5x4 (20) pikselden oluşan bir çıktıya dönüştürülmüştür. Bu çıktı 20 servo motordan oluşan bir yeleğe aktarılarak, yelekteki servo motorların dönmesi ile gönüllüler sırtlarında hafif bir dokunma (taktil uyarı) hissedeceklerdir. Yani, video kamera tarafından alınan dış ortama ait görüntü Rasperry Pi mikrobilgisayarı ile işlenerek 20 pikselden oluşan bir görüntüye çevrilerek ve görme bilgisi gönüllülere servo motorlar aracılığı ile dokunma bilgisi olarak iletilmektedir. Cihazın genel yapısı Şekil 3.1' de gösterilmiştir. Kullandığımız cihazımıza ait gerçek resim ise Şekil 3.2' de gösterilmiştir. Tüm sistem 5 V 2 Amper doğru akımla çalıştığı ve bu voltaj bir pilden sağlandığı için sistemden kaynaklanan bir bozukluk sonucu bir elektrik kaçağı olsa bile sistemi kullananların herhangi bir ciddi zarar görmesi söz konusu değildir. Sistemin kullanılması ile gerek gönüllülerin gerekse de araştırmacıların maruz kalabilecekleri potansiyel risk cep telefonu kullanmaktan daha fazla değildir. Sistemi oluşturan her bir elektronik modül (mini bilgisayar, kamera, powerbank olarak bilinen güç kaynağı) güvenlik sertifikalı ve güvenilir markalardan seçilerek potansiyel tehlikeler en aza indirgenmeye çalışılmıştır.



Şekil 3.1. Yapay Görme Sisteminin şematik yapısı



Şekil 3.2. Kendi laboratuvarımızda geliştirdiğimiz Yapay Görme Sistemi.

### 3.2. Kullandığımız Yapay Zeka ve Görüntü İşleme Teknikleri

Bu çalışmada bazı görüntü işleme tekniklerinden yararlanılmıştır. Öncelikle bu görüntü işleme tekniklerinden yararlanmak ve bu teknikleri etkili olarak kullanmak için programlama dili olarak “Python” kullanılmıştır. Yapay zeka ve derin öğrenme ile ilgili birçok program kütüphanesi içermesi, ve “Raspberry Pi” gibi mini bilgisayarlarda da kullanılabilir olması “Python”ı tercih etmemizin sebeplerinden bazılarıdır. Obje tanıma sistemi için derin öğrenmeye dayalı nesne tanıma algoritmalarından olan ve resim, görüntü ve video işleme gibi işlemlerde kullanılan “Bölgesel Tabanlı Konvolüsyonlu Sinir Ağı” (Region Based Convolutional Neural Network; R-CNN) ve bunun uygulamaları tercih edilmiştir. Bu tekniği kullanabilmek için Python kütüphanelerinden Numpy, OpenCV, Tensorflow ve Keras kütüphaneleri kullanılmıştır. OpenCV kütüphanesi ile resimler ve videolar üzerinde düzenleme yapılması sağlanırken Tensorflow ve Keras kütüphaneleri aracılığıyla obje, rakam ve harf tanıma işlemlerini gerçekleştirecek yapay sinir ağları ve derin öğrenme modelleri geliştirilmiştir. Derin öğrenme modelleri geliştirilirken daha önceden eğitilmiş modeller kullanılarak üzerine eklemeler yapılmış ve çalışmamıza uygun optimizasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu modellerin geliştirilmesi yüzlerce hatta binlerce resmin “resim ve resimde bulunan obje isimleri” formatında derin öğrenme algoritmalarına tanıtılarak bu algoritmaların tıpkı bir bebeğin eşyaların adlarını öğrenirken obje ile objenin görüntüsünü zihninde eşleştirerek öğrenmesi gibi objelerin ayırt edici/tanımlayıcı görünüş özelliklerini öğrenmesi sağlanmıştır. Bu sayede bu cihazın algıladığı görüntüde tanımlayabildiği bir cisim olduğunda o cisim kendine daha önceden öğretilen cisimler ile benzerlik kurup tanımlayabilmesi amaçlanmıştır. Burada oluşturulan model taşınabilir, yeni objeleri öğrenebilir ve yeniden eğitilebilir formda olduğu için proje geliştirmelere ve değişimlere açıktır.

Çalışmamızın harf ve rakamları tanıma kısmında ise “Optik Karakter Tanıma” (Optical Character Recognition; OCR) algoritmaları ve teknikleri kullanılmıştır. Bu çalışmada hali hazırda bulunan kütüphanelerin yanı sıra Python ve Keras ile yazılan derin öğrenme ve görüntü işlemeye yönelik modellerin oluşturulması sayesinde el yazısı veya bilgisayar yazısı ile yazılmış

harf ve sayıların cihazımız tarafından tanınabilmesi sağlanmıştır. Görüntünün ön işleme sırasında ise OpenCV kütüphanesi kullanılmıştır.

Çalışmada renk tanıma kısmında da OpenCV kütüphanesi kullanılmıştır. Bu kütüphanede bulunan “Morphological Transform” ve “HSV Color Space” ile renk filtreleme özellikleri kullanılmış ve görüntüdeki istenen renklerin ayırt edilebilmesi sağlanmıştır. Bu sayede gönüllülerin günlük hayatta kullandığı veya gördüğü eşyaları ve cisimleri renklerine göre tanıyabilmeleri hedeflenmiştir.

Son olarak yol takibi için “Canny Edge Detection” algoritması kullanılmıştır. OpenCV ve Numpy kütüphaneleri aracılığıyla cisimlerin kenarlarını yani sınırlarının tespit edilmesini sağlayan bu algoritma sayesinde hastalar bir yolun genel sınırlarını ve çizgilerini anlayabilecek bu sayede yolun nereye doğru şekil aldığını, genişliğinin nerede başlayıp nerede bittiğini anlayabileceklerdir.

### **3.3. Çalışma Örnekleme**

Çalışma için gerekli olan izin Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun 2021/05-25 sayılı ve 09.03.2021 tarihli onay kararı ile alınmıştır. Aynı onay kararıyla Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumuna da izin başvurusu yapmamız karara bağlanmış olup, ilgili kuruma başvuru yapılmış olup onay süreci devam etmektedir. Bu sebeple bu kısımda yapmayı planladığımız ancak onay prosedürünün uzamasından kaynaklı uygulamaya koyamadığımız ancak onay çıktıktan sonra uygulama yapacağımız gönüllü grubu tanımlanmıştır.

Tüm gönüllülerde körlük başlangıç zamanı, her iki gözde de ışık hissi varlığı ya da daha kötü görmenin olduğu yıl ve ay olarak belirlenecektir. Tüm gönüllülerin tıbbi kayıtları ve görme kaybı nedenleri incelenerek kaydedilecektir. Ayrıca hepsi görme keskinliği dahil tam oftalmolojik muayeneden geçirilecektir.

Çalışmaya 20 erkek ve 20 kadın, sağlıklı, 18-55 yaş aralığında, toplam 40 gönüllü katılımcı dahil edilecektir. Dahil edilme kriterleri; her iki gözde ışık hissi düzeyi veya daha az görmesi olan, sonradan görme engelli ise tanı ve

tedavi sürecinin üzerinden en az 1 yıl geçmiş olan, doğuştan veya sonradan kazanılmış görme engeli dışında, bilinen herhangi bir nörolojik veya psikiyatrik hastalığı olmayan, diğer tüm sistemler yönünden sağlıklı, nöropsikiyatrik ilaç kullanımı olmayan görme engelli bireyler araştırmaya alınmıştır. Tanı konulmuş santral sinir sistemi lezyonu, tümör, iskemik hastalıklar, mobilitiyi engelleyen hastalıklar, tanı ve tedavi süreci devam eden sistemik hastalığı olan görme engelliler çalışma dışı bırakılacaktır. Gönüllülere ulaşabilmek için Ankara'daki Gören Kalpler Görme Engelliler Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi'nden destek alınmaktadır.

Gönüllülerin ne kadar süre ile görme engelli olduğu ve görme kaybı etyolojileri kaydedilecek, baston kullanma yeteneği olup olmadığı, görme kaybının doğuştan ya da sonradan olduğu kaydedilecektir.

### **3.4. Uygulanacak Testler**

#### **3.4.1. Çorap ayırma testi**

Gönüllülerden, bir yığın halinde karıştırılmış 10 beyaz, 10 siyah olmak üzere 20 çorabı renklerine göre ayrı kutulara ayırması istenecektir. Görsel olmayan ipuçlarının varlığından kaçınmak için tüm çoraplar aynı malzemeden, boyutta ve şekilde yapılmış, tüm çoraplar aynı üreticiden satın alınmış olup dokunarak ayırt edilemez olmasına dikkat edilmiştir. Gönüllülerin görevi, çorapları iki farklı rengi temsil eden iki kümeye ayırmaktır. Test, tüm gönüllüler için eğitim merkezinde, aynı odada, ve aynı parlaklıktaki iç aydınlatma koşullarında aynı masa üzerinde gerçekleştirilecektir. Denekler çorapları yapay görme sistemi (YGS) açık ve kapalı konumda olmak üzere iki kez ayıracaktır. Denekler çorapları sıralamayı bitirdikten ve hangi yığının hangisi olduğunu belirledikten sonra (örneğin, "beyaz yığın, "siyah yığın"), her bir çorap yığınındaki her rengin sayısı sayılacaktır. Sonuçlar daha sonra doğru sıralanan beyaz ve siyah çorapların sayısı olarak kaydedilecektir. Çalışmamızın mevcut haliyle gönüllü olmaksızın YGS'nin çorap renklerini doğru algılamayı başarıp, gönüllünün sırtına temas edecek olan yelek

üzerinde monte servo motorlarda doğru çalışmayı sağlayıp sağlamadığı test edilmiştir. Şekil 3.3, çorap ayırma testini göstermektedir.



**Şekil 3.3.** Çorap ayırma testi

### **3.4.2. Kaldırımda yürüme simülasyonu**

Gönüllüler kaldırımda yürüme simülasyonu görevinde test edilecektir. Bu görev için, eğitim merkezinin bahçesi kullanılacaktır. Bahçede 3 m genişliğinde ve 10 m uzunluğunda bir yürüme hattı kenarları beyaz renkle işaretlenmek suretiyle belirlenecektir. Hattın bir kısmı düz, diğer bir kısım ise eğimli ve açılı olacaktır. Denekten, Şekil 3.4'te gösterildiği gibi, çizgilere yaklaşmamak koşuluyla yürümesi istenecektir. Denek, test boyunca baston veya herhangi bir hareket yardımcısı kullanmayacaktır. Test, YGS açık



konumdayken üç denemeden ve YGS kapalı konumdayken üç denemeden oluşacaktır. Denemelerin sırası, test eden tarafından değiştirilecek olup denemelerin tümü aynı gün tamamlanacaktır. Performans, deneğin sınırların dışına kaç kez çıktığı şeklinde ölçülecektir. Çalışmamızın mevcut halinde YGS'nin sınır çizgilerini doğru algılayıp, kenar çizgilerine yaklaşılmaması durumunda servo motorların çalışarak gönüllü sırtına istediğimiz uyarıyı verip vermediği test edilecektir.



**Şekil 3.4.** Kaldırımda yürüme simülasyonu testi

### **3.4.3. Önünden geçen kişinin yönünün bulunması testi**

Bu görev için gönüllü oturtulacak ve işaretçiler 3 metre uzağa yerleştirilecektir. Test, Şekil 3.5'te gösterildiği gibi, deneğin her iki tarafındaki belirlenmiş noktalarda duran iki yardımcı araştırmacının pozisyon almasıyla başlayacak, her 15 saniyede bir duyulan sesli uyarı ile, test uygulayıcılarından biri, bir taraftan diğer tarafa yürüyerek deneğin görüş

alanını geçecektir. Sesli uyarıdan birkaç saniye sonra denekten, kişinin hangi yönde hareket ettiğini söylemesi istenecektir.

Bu, iki alternatifli zorunlu seçmeli bir testtir; denek hareket görmediyse tahmin etmesi gerekmektedir. Test 40 denemeden oluşacaktır. İşitsel işaret olasılığını azaltmak için ilave özen gösterilecektir. Örneğin, test yapan yardımcı araştırmacı zemin sesini engellemek için ayakkabılarını çıkaracaktır. Görevin gerçek dünya koşullarını temsil etmesi amaçlandığından, maskeleme gürültüsü veya gürültü önleyici kulaklıklar kullanılmayacaktır. Görev, YGS açık ve kapalı iken gerçekleştirilecektir. Performans, doğru cevap sayısı ile, yani deneğin önünden geçen kişinin yönünü doğru bir şekilde belirlediği denemelerle ölçülecektir. Çalışmamızın mevcut halinde YGS'nin önünden geçen kişinin yönünü doğru algılayıp yeleğe doğru şekilde aktarma yapması esasına göre değerlendirilmiştir.



**Şekil 3.5.** Önünden geçen kişinin yönünün bulunması testi

#### **3.4.4. İstatistiksel analizler**

Gönüllülerin görevlerden aldıkları puanların ortalaması geliştirdiğimiz YGS başarı derecesini değerlendirmek için kullanılacaktır. Ayrıca doğuştan

görme engelli kadın ve erkekler sonradan görme engelli olan kadın ve erkeklerin bu testlerden aldıkları puanlar Student's t testi ile karşılaştırılarak geliştirdiğimiz sisteme gruptan birinin daha kolay uyum sağlayıp sağlamadığı belirlenmeye çalışılacaktır. Ayrıca her bir gruptaki kadın ve erkekler ile tüm kadın ve erkeklerin test puanları Student's t testi ile karşılaştırılarak, sisteme uyum sağlamada herhangi bir cinsiyetin avantajının olup olmadığını belirlemeye çalışacağız. Yine YGS açık ve kapalı olarak yapılan ölçümler "paired samples t test" ile karşılaştırılarak ve YGS sayesinde gerçekleşen gerçek başarı durumu ortaya konulmaya çalışılacaktır.

Çalışmamızın mevcut halinde her bir test için denemeler YGS ile gönüllü olmaksızın yapılmış olup, her bir test için YGS'nin yeleğe aktarımı doğru yapıp yapmadığı değerlendirilmiştir. Her bir test için 10 deneme yapılmış olup, sonuçlar değerlendirilmiştir.

## **4. BULGULAR**

### **4.1. Çorap Ayırma Testi Sonuçları**

Tüm denemelerde YGS ile doğru çıktı alınmıştır. Toplamda yapılan 10 denemenin tamamında YGS matrise doğru aktarım yapmıştır. Siyah renkli çorap kamera önüne getirildiğinde matrisin üst kısmındaki motorlar çalışmıştır. Beyaz renkli çorap kamera önüne getirildiğinde ise matrisin alt kısmındaki motorlar aktif olmuştur. Böylece gönüllünün sırtında üst ya da alt kısımdaki motorları hissederek çorap rengini ayırt etmesi beklenmektedir.

### **4.2. Kaldırım yürüme simülasyonu testi sonuçları**

Kaldırım yürüme simülasyonu testinde çizgilerin arasında yürüme simüle edilirken, YGS'nin çizgilere fazla yaklaşıldığında bu yakınlaşmayı algılayıp matrise aktararak gönüllünün yürüme yönünü düzeltmesi beklenmektedir. Bu amaca dönük matristeki uyarı hangi tarafa yaklaşıldıysa o taraftaki motorların aktifleşmesidir. Böylece gönüllünün o taraftaki çizgiye yaklaştığını fark etmesi beklenmektedir. Çalışmamızın mevcut haliyle toplamda 10 sefer çizgiye yaklaşma denemesi yapılmış olup YGS sağ taraftaki çizgiye yaklaştığında matrisin sağındaki motorları aktiflediği, sol taraftaki çizgiye yaklaşıldığında sol taraftaki motorları aktiflediği yapılan tüm denemelerde tespit edilmiştir.

### **4.3. Yürüme yönünün bulunması testi sonuçları**

YGS'nin önünden geçen kişinin yürüme yönünün bulunması testinde, sağdan sola doğru yüründüğünde matristeki motorların da şerit şeklinde ve yürüme yönü ile uyumlu olacak şekilde sağdan sola doğru sırasıyla aktiflenmesi beklenmektedir. Soldan sağa doğru yüründüğünde ise yine uyumlu olacak şekilde soldan sağa doğru motorların sırasıyla tek bir şerit şeklinde aktiflenmesi beklenmektedir. Toplamda yapılan 10 denemenin tümünde YGS matrisinde doğru aktarım gözlenmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Mevcut çalışma ile görme engellilerin hayatını kolaylaştırabilecek, gündelik yaşamlarına katkı sunma potansiyeli olan, duyu ikamesi yöntemlerinden faydalanan, yapay zeka imkanları ile güçlendirilmiş daha önce literatürde olmayan yeni bir YGS geliştirilmiş olup, bu YGS'nin doğru algılama ve kullanıcıya doğru aktarım yaptığı laboratuvar ortamında tespit edilmiştir. YGS'yi değerlendirmede kullandığımız testler sırasıyla, çorapları renklerine göre ayırma testi, kaldırımda yürüme simülasyonu testi ve önünden geçen kişinin yürüme yönünü tespit etme testiydi. Tüm bu testler gerçek yaşam verilerine dayalı testler olup, YGS'nin görme engelliler için gerçek yaşamın içinde sık karşılaştıkları durumlarda kullanım etkinliğini ölçmeyi amaçlamıştır. Kullandığımız bu testler günümüzde en çok kullanılan ve etkinliği kanıtlanmış yapay görme sistemlerinden biri olan Argus II'nin gerçek yaşamdaki etkinliğini ölçmek için araştırmacıların kullandığı testlerdir (149). Biz de bu testleri kullanmayı seçerek aslında bir nevi tasarladığımız YGS'nin Argus II ile gerçek yaşam verileri üzerinden etkinliğini kıyaslamayı amaçladık. Uzun bir sürecin sonunda Klinik Araştırmalar Etik Kurul başvurumuz olumlu sonuçlansa da, Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu başvuru sürecimiz halen devam etmektedir. Kurumdan onay alınmadan yasal mevzuat gereği görme engelli gönüllüler üzerinde tasarladığımız YGS'yi test etme imkanı olmadığı için aynı testler üzerinden YGS'nin laboratuvar ortamında gönüllünün sırt cildine doğru aktarım yapabilme imkanlarını değerlendirdik. Çorap rengini tespit etme denemelerinde toplamda 10 kez kamera önüne getirilen çorapların tümünde gönüllü sırtına dokunacak yelekteki motorlara doğru aktarım sağlandı. Kaldırımda yürüme simülasyonu denemelerinde, 10 kez yapılan denemelerin tümünde yol hattını işaretleyen kenar çizgilerine yaklaşıldığında YGS'nin gönüllü sırtına doğru bir şekilde aktarım yaptığı görüldü. Önünden geçen kişinin yürüme yönünün tespit edilmesi denemelerinde yapılan toplam 10 denemenin tümünde cihaz matrise doğru aktarım sağladı. Bulduğumuz bu sonuçlar geliştirdiğimiz YGS'nin plandığımız şekilde çalıştığını ve kullanıcıya aktarım sağladığını göstermektedir ancak, kullanıcıların YGS'ye alışma süreci

ve algılama kapasitelerinin ne olacağı ve kullandıkları esnada ne kadar fayda sağlayacağı mutlaka denenip görülmelidir.

Günümüzde en gelişmiş ve en sık kullanılan duyu ikamesi cihazlarından olan BrainPort ile geliştirdiğimiz YGS'yi karşılaştırdığımızda sistemimizin bazı avantaj ve dezavantajları vardır (111). BrainPort dil yüzeyini ileti aktarım yeri olarak kullanmaktadır ve bilindiği gibi iki nokta diskriminasyonu yönünden en hassas yüzey olması sebebiyle geliştirdiğimiz YGS'den daha yüksek çözünürlük sunabilmektedir. Biz sırt cildini kullandığımız için her ne kadar yüzey alanı daha geniş bir aktarım yüzeyi kullansak da yaklaşık 5-6 cm lik iki nokta diskriminasyonu çözünürlüğümüzü kısıtlamaktadır ve şimdilik 4X5 lik bir çözünürlük kullanabilmekteyiz. Ancak gün boyunca ağız içinde dil üzerinde sürekli bir cisim ile yaşamak çok da pratik olmayan bir durumdur. Yeme içme faaliyetleri ve konuşmayı kısıtlayıcı etkiye sahip bu tasarıma göre, yelege monte edilmiş sırt cildini kullanan servo motorlar sayesinde kullanıcının daha konforlu olmasını sağlıyoruz. Bu dezavantajlarına rağmen BrainPort ile yapılan klinik etkinlik çalışmalarında 75 görme engelli denekten oluşan bir kohortta 10 saatlik genel cihaz eğitiminden sonra ortalama nesne tanıma puanı %91 ve kelime tanıma puanı ortalama %58 olarak saptanmıştır (150). Aynı çalışmada mobilizasyon ve oryantasyon açısından yapılan, bir koridorda bir işareti bulması ve ona doğru ilerlemesi prensibine dayalı yapılan deneylerde, doğru tespit etme oranı %58 olarak saptanmış ve ciddi bir başarı olarak nitelendirilmiştir. Dolayısıyla duyu ikame sistemlerinden en güncel yöntem olan BrainPort'un klinik olarak etkinliği kanıtlanmıştır. Geliştirdiğimiz YGS'nin de doğru algılama ve sırt cildine doğru aktarım yapma potansiyelini gösterdiğimiz bu çalışma sonrasında yapılacak klinik denemelerde benzer sonuçları elde etmeyi bekliyoruz. Mevcut haliyle YGS'nin kendine has avantaj ve dezavantajlarıyla BrainPort'a rakip bir sistem olacağına inanıyoruz.

Elektrot tabanlı görsel protezlerden en yaygın olan Argus II'nin günlük yaşam aktivitelerine dayalı performansının değerlendirildiği ve bizim de karşılaştırma yapabilmek adına aynı testleri uyguladığımız çalışmaya göre çorapları rengine göre ayırma testinde cihazın açık konumda iken kapalı konuma göre 28 denekten 27'sinin daha başarılı olduğu görülmüştür (149).

Kaldırımında yürüme testinde cihaz açık konumunda iken kapalı konuma göre %67 daha az hata yapılmıştır. Önünden geçenin yürüme yönünün tespit edilmesi testinde yine cihaz açık konumda iken denekler daha yüksek doğruluk oranı yakalamıştır (149). Çalışma sonuçları umut vaad edicidir. Ayrıca duyu ikamesi sistemlerine kıyasla gerçek bir görme duyusu hissettirmesi Argus II' yi hastalar için daha tercih edilebilir gibi düşündürse de, maliyet, ameliyat riskleri ve ileri dönem sonuçların henüz belli olmadığı düşünüldüğünde tamamen tercih edilebilir ve sadece avantajları barındıran bir yöntem olmadığı da görülecektir. Argus II için 100.000 \$'a varan maliyetlere karşılık BrainPort yaklaşık maliyeti 10.000 \$ ve bizim geliştirdiğimiz YGS yaklaşık maliyeti 200 \$'dır. Ayrıca invaziv bir cerrahi işlem içeren Argus II implante edilen 32 hastada, cihaz veya cerrahi ile ilgili olduğu belirlenen 17 ciddi yan etki tespit edilmiştir (42). Bu riskler düşünüldüğünde duyu ikamesi sistemleri hiçbir risk içermemektedir. Ayrıca kullanılacak hasta popülasyonu açısından düşünüldüğünde Argus II'nin uygulanabilmesi için retina haricindeki tüm görme yollarının ve görme korteksinin sağlıklı olması ön koşulu bulunmaktadır. Bu açıdan bakıldığında duyu ikamesi sistemleri daha geniş görme engelli popülasyonlarında uygulanabilme potansiyeline sahiptir. Nitekim geliştirdiğimiz YGS'yi nörolojik ve psikiyatrik patolojisi bulunmayan tüm gruplarda kullanmayı planlamaktayız.

Gerek Argus II gibi elektrot tabanlı görsel protezler olsun, gerekse de BrainPort ya da bizim geliştirdiğimiz YGS gibi duyu ikamesi sistemleri olsun, tüm araştırmacıların üzerinde durduğu ortak bir nokta vardır. Kullanıcıyla bire bir ilgilenerek cihazın kullanılması konusunda yeterli süre eğitim verilmesi ve pratik yapmasının sağlanması yapay görme teknolojilerinde etkili bir kullanım için vazgeçilmez unsurdur (151). BrainPort' u geliştiren şirket Wicab, yeni kullanıcıların minimum 10 saatlik denetimli eğitime katılmaları gerektiğini bildirmektedir (150). 3 saatlik seanslarda uygulanan yaklaşık 10 ila 15 saatlik eğitimi kapsayan standartlaştırılmış bir eğitim protokolü ayrıntılı olarak açıklanmıştır (150). Bu oturumlar sırasında, yeni kullanıcı karmaşıklık düzeyleri artan bir dizi görevde adım adım ilerler. Öncelikle, yeni kullanıcı BrainPort'un bileşenleri, özellikleri ve dokunsal algıda üç boyutlu derinlik

ipuçlarının bulunmaması dahil olmak üzere temel sınırlamaları hakkında bilgi sahibi olur. Eğitim işlevsel seviyeye ilerler ve kullanıcılar kareler, üçgenler, harfler, sayılar ve nihayetinde kelimeler gibi temel yüksek kontrastlı şekillere aşına olur. Ardından, kullanıcıların perspektif, gölge ve nesne lokalize etme kavramlarını keşfetmesine olanak tanıyan daha karmaşık üç boyutlu görevler tanıtılır. Daha sonra, tarama tekniklerinin bir laboratuvar ortamının güvenliğinde çevreyi analiz etmek için öğretildiği preambulasyon teknikleri ve güvenlik önlemleri tanıtılır. Eğitim, bireysel son kullanıcıya özel olarak tasarlanmış ve kişiselleştirilmiş becerilerin öğretilmesiyle tamamlanır. Evde kullanım, tanıdık ortamlarda yeterliliği daha da artırabilir ve kullanıcılar, BrainPort'u kılavuz baston veya kılavuz köpek gibi mevcut yardımcılarıyla birlikte kullanmaya teşvik edilir. Yapılan araştırmalarda eğitim olmadan denekler BrainPort cihazında şansın ötesinde bir performans sergileyememiş olup ancak sınırlı düzeyde eğitim bile performansı artırmıştır. Ayrıca, evde cihazla alıştırmaya yapmanın daha sonra ileri düzey görevlerdeki puanları arttırdığı görülmüştür (151). Dolayısıyla, yapay görme sistemleri için ilk kullanım öncesi eğitim şarttır ve kullanım süresi arttıkça kullanıcıya sağladığı katkı da artacaktır. Biz de geliştirdiğimiz YGS'nin performansını değerlendirirken aynı zamanda kullanıcıların kaç saatlik bir eğitimle maksimum etkinlik düzeyine ulaştığını da tespit etmeyi amaçlıyoruz.

BrainPort cihazı ile yapılan çok sayıda çalışma, bu cihazlarla eğitimin, görme engelli kullanıcıların beyinde büyük plastik değişikliklere neden olduğunu ortaya çıkardı. Spesifik olarak, kullanılmayan görsel kortikal alanlar, BrainPort'tan gelen dokunsal girdiye duyarlı hale gelmektedir (152, 153). Duyu ikamesi cihazlarının tetiklediği nöroplastik etkiler genel bilgiler kısmında detaylıca incelenmiştir. Geliştirdiğimiz YGS'nin de benzer mekanizmalarla nöroplastisiteyi tetikleyici etki yapacağını ve kullanım tecrübesi arttıkça etkinliğinin artacağını düşünmekteyiz.

Mevcut çalışmamız her ne kadar literatüre yeni bir duyu ikamesi sistemi katıyor olsa da bazı kısıtlamaları vardır. Yasal mevzuat gereği hasta üzerinde gerçek etkinliğini test edememiş olmamız bu kısıtlamaların başında gelmektedir. Ancak laboratuvar ortamında kullanıcıya doğru aktarım



yapabiliyor olması da tasarladığımız şekilde çalıştığını göstermekte olup literatür bilgisi ışığında kullanıcıların kullanım süresi arttıkça etkinliğinin de artacağını beklemekteyiz. Yine sistemimizin duyu ikamesi yöntemlerinden biri olması sebebiyle kullanıcıya elektrot tabanlı protezlerde olduğu gibi fosfenler üreterek gerçek bir görme algısı iletmiyor olması da kısıtlamalarımızdan biri olarak sayılabilir. Ancak yukarıda ve önceki bölümlerde bahsedildiği gibi, elektrot tabanlı protezlerin komplikasyon riskleri düşünüldüğünde ve yine duyu ikamesi yöntemlerinde kullanıcılarda gelişen nöroplastisite ile görme korteksinin de sürece dahil oluyor olması ile uzun vadede geliştirdiğimiz YGS'nin de kullanıcıya görme duyusuna yakın düzeyde katkı sunma potansiyeli olduğuna inanıyoruz. Sırt cildini kullanmamız sebebiyle iki nokta diskriminasyonundan kaynaklı çözünürlüğümüz nispeten düşük kalmaktadır. Bu da aşmamız gerektiğine inandığımız kısıtlamalardan biridir ancak cihazı kullanıma sunduktan sonra kullanıcı geri dönüşleriyle beraber cihazı daha da geliştireceğimize inanıyoruz. Sonraki aşamalarda YGS'yi iki nokta diskriminasyonunun daha iyi olduğu cilt bölgelerinde kullanmayı düşünebiliriz.

Sonuç olarak, her ne kadar yukarıda saymış olduğumuz kısıtlamalar nedeniyle çalışmamızın etkinliği sınırlı kalsa da, kullanıcıyı günlük aktivitelerinde sınırlamayan tasarımı, ilk defa servo motorların kullanılıyor olması ve ilk defa yapay zeka unsurlarının kullanılıyor olması geliştirdiğimiz YGS'yi literatürde sunulmuş diğer duyu ikamesi sistemlerinden ayırmaktadır. Böylece bu çalışma ile literatüre yeni bir duyu ikamesi sistemi katmış bulunuyoruz.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Görme engelli popülasyonunun giderek arttığı günümüz dünyasında, bu insanları da yaşama katmak, engellerini aşmak çoğu gelişmiş ülkeler için üzerinde çalışılan alanlardan biridir. Duyu ikamesi yöntemleri 60 yıllık geçmişi olan ve günümüzde etkinliği giderek artan, riski olmayan yöntemlerden biri olması sebebiyle araştırmacıların dikkatini çekmektedir. Ülkemizde duyu ikamesi çalışmaları hiç yok denecek düzeydedir, ve dünyada pazarlanan duyu ikamesi yöntemleri, ne ülkemiz akademisyenlerinin ne de görme engelli popülasyonun ilgisini çekememiştir. Çalışmamız bu alanda ülkemizde ilk olma özelliğini taşımaktadır. Görme engellilere duyu ikamesi yöntemlerinin varlığı konusunda farkındalık yaratmak bu çalışmanın temel hedeflerinden biridir. Geliştirdiğimiz YGS kullanıcılar üzerinde denendikçe ve geliştirildikçe görme engellilerin hayatlarına yaptığı katkı da artacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Müller LJ, Marfurt CF, Kruse F, Tervo TMT. (2003) Corneal nerves: structure, contents and function. *Exp Eye Res* 76: 521–42.
2. Rüfer F, Schröder A, Erb C. (2005) White-to-white corneal diameter: normal values in healthy humans obtained with the Orbscan II topography system. *Cornea* 24: 259–61.
3. Van Buskirk EM. (1989) The anatomy of the limbus. *Eye (Lond)*; 3 (Pt 2): 101–8.
4. Miller NR, Newman NJ, eds. Embryology, anatomy, and physiology of the afferent visual pathway. In: Miller NR, Newman NJ, eds. *Walsh & Hoyt's Clinical Neuro-Ophthalmology*, Vol. 1, 6th edn. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2005; 3–82.
5. Schubert HD. Structure and function of the neural retina. Marmor MF. Retinal pigment epithelium. Roh S, Weiter JJ. Retinal and choroidal circulation. In: Yanoff M, Duker JS, eds. *Ophthalmology*, 3rd edn. Edinburgh, Mosby Elsevier: Elsevier Inc., 2009; 511–21.
6. Masland RH. (1986) The functional architecture of the retina. *Sci Am* 255: 102–11.
7. Young RW. (1971) The renewal of rod and cone outer segments in the rhesus monkey. *J Cell Biol* 49: 303–18.
8. Foulds WS. (1985) Do we need a retinal pigment epithelium (or choroid) for the maintenance of retinal apposition? *Br J Ophthalmol* 69: 237–9.
9. Grierson I, Hiscott P, Hogg P, Robey H, Mazure A, Larkin G. (1994) Development, repair and regeneration of the retinal pigment epithelium. *Eye*; 8 (Pt 2): 255–62
10. Reh TA, Levine EM. (1998) Multipotential stem cells and progenitors in the vertebrate retina. *J Neurobiol* 36: 206–20.
11. Bradford CA: *Basic Ophthalmology*, ed 8, revised. San Francisco, American Academy of Ophthalmology, 2004.
12. Swenor BK, Muñoz B, West SK. (2013) Does visual impairment affect mobility over time? The Salisbury Eye Evaluation Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 54(12):7683–7690.

13. Swenor BK, Muñoz B, West SK. (2014) A longitudinal study of the association between visual impairment and mobility performance in older adults: the Salisbury Eye Evaluation Study. *Am J Epidemiol.* 179(3):313–322.
14. World Health Organization. Visual impairment and blindness [internet sitesi]. WHO media centre. Erişim adresi: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/en/>. 2013. Erişim 19 Aralık 2020.
15. Stevens GA, White RA, Flaxman SR, ve ark. (2013) Global prevalence of vision impairment and blindness: magnitude and temporal trends, 1990–2010. *Ophthalmology.* 120(12):2377–2384.
16. Gao G, Yu M, Dai J, ve ark. (2016) Demographic and clinical characteristics of a paediatric low vision population in a low vision clinic in China. *Clin Exp Optom.* 99(3):274–279.
17. Kemmanu V, Hegde K, Giliyar SK, Shetty BK, Kumaramanickavel G, McCarty CA. (2016) Prevalence of childhood blindness and ocular morbidity in a rural pediatric population in Southern India: The Pavagada Pediatric Eye Disease Study-1. *Ophthalmic Epidemiol.* 23(3):185–192.
18. Singh N, Eeda SS, Gudapati BK, ve ark. (2014) Prevalence and causes of blindness and visual impairment and their associated risk factors, in three tribal areas of Andhra Pradesh, India. *PLoS One* 9(7):e100644.
19. Tabbara KF. Blindness in the eastern Mediterranean countries. (2001) *Br J Ophthalmol.* 85(7):771–775.
20. Onyango-Ogony PJ. (2006) Preventable causes of blindness. *East Afr Med J* 83(4):61–62.
21. GBD 2019 Blindness and Vision Impairment Collaborators; Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study. (2021) Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: the Right to Sight: an analysis for the Global Burden of Disease Study. *Lancet Glob Health* 9(4):e408.
22. WHO. Universal eye health: a global action plan 2014–2019. Geneva: World Health Organization, 2013 <http://www.who.int/blindness/actionplan/en/> (erişim tarihi 19 Aralık 2020).

23. Flaxman SR, Bourne RRA, Resnikoff S, ve ark. (2017) Global causes of blindness and distance vision impairment 1990-2020: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob Health* 5: e1221–34.
24. Mehta MC, Narayanan R, Thomas Aretz H, Khanna R, Rao GN. (2020) The L V Prasad Eye Institute: a comprehensive case study of excellent and equitable eye care. *Healthc (Amst)* 8: 100408.
25. Bourne RRA, Dineen BP, Ali SM, Huq DMN, Johnson GJ. (2003) Outcomes of cataract surgery in Bangladesh: results from a population based nationwide survey. *Br J Ophthalmol* 87: 813–19.
26. He M, Zheng Y, Xiang F. (2009) Prevalence of myopia in urban and rural children in mainland China. *Optom Vis Sci* 86: 40–44.
27. Hernández RA, Burr JM, Vale LD. (2008) Economic evaluation of screening for open-angle glaucoma. *Int J Technol Assess Health Care* 24: 203–11.
28. Garway-Heath DF, Crabb DP, Bunce C, ve ark. (2015) Latanoprost for open- angle glaucoma (UKGTS): a randomised, multicentre, placebo-controlled trial. *Lancet* 385: 1295–304.
29. Bloch SB, Larsen M, Munch IC. (2012) Incidence of legal blindness from age-related macular degeneration in Denmark: year 2000 to 2010. *Am J Ophthalmol* 153: 209–13.e2.
30. Ogurtsova K, da Rocha Fernandes JD, Huang Y, ve ark. (2017) IDF Diabetes Atlas: global estimates for the prevalence of diabetes for 2015 and 2040. *Diabetes Res Clin Pract* 128: 40–50.
31. Leasher JL, Bourne RRA, Flaxman SR, ve ark. (2016) Global estimates on the number of people blind or visually impaired by diabetic retinopathy: a meta-analysis from 1990 to 2010. *Diabetes Care* 39: 1643–49.
32. Yau JWY, Rogers SL, Kawasaki R, ve ark. (2012) Global prevalence and major risk factors of diabetic retinopathy. *Diabetes Care* 35: 556–64.
33. Teo ZL, Tham Y-C, Yu M, Cheng C-Y, Wong TY, Sabanayagam C. (2020) Do we have enough ophthalmologists to manage vision-threatening diabetic retinopathy? A global perspective. *Eye (Lond)* 34: 1255–61.

34. Wong TY, Sun J, Kawasaki R, ve ark. (2018) Guidelines on diabetic eye care: the International Council of Ophthalmology Recommendations for screening, follow-up, referral, and treatment based on resource settings. *Ophthalmology* 125: 1608–22.
35. Dalkara D, Goureau O, Marazova K, Sahel JA. (2016) Let There Be Light: Gene and Cell Therapy for Blindness. *Hum Gene Ther.* 27(2):134-47.
36. Negrel A.D., Thylefors B. (1998) The global impact of eye injuries. *Ophthalmic Epidemiol* 5: 143-169.
37. Aldrich, Michael S.; Alessi, Anthony G.; Beck, Roy W.; Gilman, Sid (1987). Cortical Blindness: Etiology, Diagnosis, and Prognosis. *Annals of Neurology.* 21 (2): 149–158.
38. Koc F; Erden VE; Sefi-Yurdakul N. Causes of low vision and blindness in a Turkish adult population: the Izmir eye study. *East Mediterr Health J.* 2018;24(2):161–168.
39. Volta, A., and Banks, J. I. (1800). On the electricity excited by the mere contact of conducting substances of different kinds. *Philos. Mag.* 7, 289–311.
40. Farnum A and Pelled G (2020) New Vision for Visual Prostheses. *Front. Neurosci.* 14:36.
41. Stingl, K., Bartz-Schmidt, K. U., Besch, D., Braun, A., Bruckmann, A., Gekeler, F., ve ark. (2013). Artificial vision with wirelessly powered subretinal electronic implant alpha-IMS. *Proc. R. Soc. BBiol Sci.* 280:20130077.
42. Humayun, M. S., Dorn, J. D., Da Cruz, L., Dagnelie, G., Sahel, J.-A., Stanga, P. E., ve ark. (2012). Interim results from the international trial of Second Sight's visual prosthesis. *Ophthalmology* 119, 779–788.
43. Hornig, R., Dapper, M., Le Joliff, E., Hill, R., Ishaque, K., Posch, C., ve ark. (2017). *Artificial Vision.* Berlin: Springer, 99–113.
44. Luo, Y. H. L., and Da Cruz, L. (2016). The Argus II retinal prosthesis system. *Progr. Retin. Eye Res.* 50, 89–107.
45. Bourne, R. R., Flaxman, S. R., Braithwaite, T., Cicinelli, M. V., Das, A., Jonas, J. B., ve ark. (2017). Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Global Health* 5, e888–e897.

46. Scott, A. W., Bressler, N. M., Ffolkes, S., Wittenborn, J. S., and Jorkasky, J. (2016). Public attitudes about eye and vision health. *JAMA Ophthalmol.* 134, 1111–1118.
47. Wittenborn, J. S., Zhang, X., Feagan, C. W., Crouse, W. L., Shrestha, S., Kemper, A. R., ve ark. (2013). The economic burden of vision loss and eye disorders among the United States population younger than 40 years. *Ophthalmology* 120, 1728–1735.
48. McLean, G., Guthrie, B., Mercer, S. W., and Smith, D. J. (2014). Visual impairment is associated with physical and mental comorbidities in older adults: a crosssectional study. *BMC Med.* 12:181.
49. Stelmack, J. (2001). Quality of life of low-vision patients and outcomes of lowvision rehabilitation. *Opt., Vis. Sci.* 78, 335–342.
50. Gordois, A., Cutler, H., Pezzullo, L., Gordon, K., Cruess, A., Winyard, S., ve ark.(2012). An estimation of the worldwide economic and health burden of visual impairment. *Global Public Health* 7, 465–481.
51. Tassicker, G. (1956). Preliminary report on a retinal stimulator. *Br. J. Physiol. Opt.*13:102.
52. Humayun, M., Propst, R., de Juan, E., McCormick, K., and Hickingbotham, D. (1994). Bipolar surface electrical stimulation of the vertebrate retina. *Arch. Ophthalmol.* 112, 110–116.
53. Humayun, M. S., De Juan, E., Dagnelie, G., Greenberg, R. J., Propst, R. H., and Phillips, D. H. (1996). Visual perception elicited by electrical stimulation of retina in blind humans. *Arch. Ophthalmol.* 114, 40–46.
54. Curcio, C. A., Sloan, K. R., Kalina, R. E., and Hendrickson, A. E. (1990). Human photoreceptor topography. *J. Comp. Neurol.* 292, 497–523.
55. Hebel, R., and Holländer, H. (1983). Size and distribution of ganglion cells in the human retina. *Anat. Embryol.* 168, 125–136.
56. Chow, A. Y., Chow, V. Y., Packo, K. H., Pollack, J. S., Peyman, G. A., and Schuchard, R. (2004). The artificial silicon retina microchip for the treatment of visionloss from retinitis pigmentosa. *Arch. Ophthalmol.* 122, 460–469.

57. Lorach, H., Goetz, G., Smith, R., Lei, X., Mandel, Y., Kamins, T., ve ark. (2015). Photovoltaic restoration of sight with high visual acuity. *Nat. Med.* 21:476.
58. Zrenner, E., Bartz-Schmidt, K. U., Benav, H., Besch, D., Bruckmann, A., Gabel, V.-P., ve ark. (2010). Subretinal electronic chips allow blind patients to read letters and combine them to words. *Proc. R. Soc. BBiol. Sci.* 278, 1489–1497.
59. Stingl, K., Bartz-Schmidt, K. U., Besch, D., Braun, A., Bruckmann, A., Gekeler, F., ve ark. (2013). Artificial vision with wirelessly powered subretinal electronic implant alpha-IMS. *Proc. R. Soc. BBiol Sci.* 280:20130077.
60. Stingl, K., Bartz-Schmidt, K., Besch, D., Gekeler, F., Greppmaier, U., Hörtdörfer, G., ve ark. (2012). What can blind patients see in daily life with the subretinal Alpha IMS implant? Current overview from the clinical trial in Tübingen. *Ophthalmol*109, 136–141.
61. Palanker, D. V., Le Mer, Y., Hornig, R., Buc, G., Deterre, M., Bismuth, V., ve ark. (2019). Restoration of sight in geographic atrophy using a photovoltaic subretinal prosthesis. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 60, 970–970.
62. Butterwick, A., Huie, P., Jones, B., Marc, R., Marmor, M., and Palanker, D. (2009). Effect of shape and coating of a subretinal prosthesis on its integration with the retina. *Exp. Eye Res.* 88, 22–29.
63. Spira, M. E., and Hai, A. (2013). Multi-electrode array technologies for neuroscience and cardiology. *Nature Nanotechnol.* 883.
64. Colodetti, L., Weiland, J., Colodetti, S., Ray, A., Seiler, M., Hinton, D., ve ark. (2007). Pathology of damaging electrical stimulation in the retina. *Exp. Eye Res.* 85, 23–33.
65. Boinagrov, D., Pangratz-Fuehrer, S., Goetz, G., and Palanker, D. (2014). Selectivity of direct and network-mediated stimulation of the retinal ganglion cells with epi-, sub-and intraretinal electrodes. *J. Neural Eng.* 11:026008.
66. Majji, A. B., Humayun, M. S., Weiland, J. D., Suzuki, S., D’Anna, S. A., and de Juan, E. (1999). Long-term histological and electrophysiological results



of an inactive epiretinal electrode array implantation in dogs. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 40, 2073–2081.

67. Ahuja, A. K., Dorn, J., Caspi, A., McMahon, M., Dagnelie, G., Stanga, P., ve ark. (2011). Blind subjects implanted with the Argus II retinal prosthesis are able to improve performance in a spatial-motor task. *Br. J. Ophthalmol.* 95, 539–543.

68. Da Cruz, L., Coley, B. F., Dorn, J., Merlini, F., Filley, E., Christopher, P., ve ark. (2013). The argus II epiretinal prosthesis system allows letter and word reading and long-term function in patients with profound vision loss. *Br. J. Ophthalmol.* 97, 632–636.

69. da Cruz, L., Dorn, J. D., Humayun, M. S., Dagnelie, G., Handa, J., Barale, P.-O., ve ark. (2016). Five-year safety and performance results from the Argus II retinal prosthesis system clinical trial. *Ophthalmology* 123, 2248–2254.

70. Hadjinicolaou, A.E., Meffin, H., Maturana, M.I., Cloherty, S.L., Ibbotson, M.R. (2015). Prosthetic vision: devices, patient outcomes and retinal research. *Clin. Exp. Optometry* 98, 395-410.

71. Parver, L.M., Auker, C.R., Carpenter, D.O. (1983). Choroidal blood flow. III. Reflexive control in human eyes. *Arch. Ophthalmol.* 101, 1604-1606.

72. Yamauchi, Y., Franco, L.M., Jackson, D.J., Naber, J.F., Ziv, R.O., Rizzo, J.F., Kaplan, H.J., Enzmann, V. (2005). Comparison of electrically evoked cortical potential thresholds generated with subretinal or suprachoroidal placement of a microelectrode array in the rabbit. *J. Neural Eng.* 2, S48-S56.

73. Yue L, Weiland JD, Roska B, Humayun MS. (2016) Retinal stimulation strategies to restore vision: Fundamentals and systems. *Prog Retin Eye Res.* 53:21-47.

74. Veraart, C., Wanet-Defalque, M. C., Gérard, B., Vanlierde, A., and Delbeke, J. (2003). Pattern recognition with the optic nerve visual prosthesis. *Artif. Organs* 27, 996–1004.

75. Brelén, M. E., Duret, F., Gérard, B., Delbeke, J., and Veraart, C. (2005). Creating a meaningful visual perception in blind volunteers by optic nerve stimulation. *J. Neural Eng.* 2:S22.
76. Duret, F., Brelén, M. E., Lambert, V., Gérard, B., Delbeke, J., and Veraart, C. (2006). Object localization, discrimination, and grasping with the optic nerve visual prosthesis. *Restor. Neurol. Neurosci.* 24, 31–40.
77. Delbeke, J., Oozeer, M., and Veraart, C. (2003). Position, size and luminosity of phosphenes generated by direct optic nerve stimulation. *Vis. Res.* 43, 10911102.
78. Jonas, J. B., Schmidt, A. M., Müller-Bergh, J., Schlötzer-Schrehardt, U., and Naumann, G. (1992). Human optic nerve fiber count and optic disc size. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 33, 2012–2018.
79. Chai, X., Li, L., Wu, K., Zhou, C., Cao, P., and Ren, Q. (2008). C-sight visual prostheses for the blind. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 27, 20–28.
80. Gaillet, V., Cutrone, A., Artoni, F., Vagni, P., Pratiwi, A. M., Romero, S. A., ve ark. (2019). Spatially selective activation of the visual cortex via intraneural stimulation of the optic nerve. *Nat. Biomed. Eng.* 3, 1–14.
81. Sakaguchi, H., Kamei, M., Fujikado, T., Yonezawa, E., Ozawa, M., CeciliaGonzalez, C., ve ark. (2009). Artificial vision by direct optic nerve electrode (AV-DONE) implantation in a blind patient with retinitis pigmentosa. *J. Artif. Organs* 12, 206–209.
82. Schneider, K. A., Richter, M. C., and Kastner, S. (2004). Retinotopic organization and functional subdivisions of the human lateral geniculate nucleus: a highresolution functional magnetic resonance imaging study. *J. Neurosci.* 24, 89758985.
83. Kyada, M. J., Killian, N. J., and Pezaris, J. S. (2017). *Artificial Vision*. Berlin: Springer, 177–189.
84. Gupta, N., Greenberg, G., De Tilly, L. N., Gray, B., Polemidiotis, M., and Yücel, Y. H. (2009). Atrophy of the lateral geniculate nucleus in human glaucoma detected by magnetic resonance imaging. *Br. J. Ophthalmol.* 93, 56–60.

85. Panetsos, F., Sanchez-Jimenez, A., Diaz-de Cerio, E. R., Diaz-Guemes, I., and Sanchez, F. M. (2011). Consistent phosphenes generated by electrical microstimulation of the visual thalamus. An experimental approach for thalamic visual neuroprostheses. *Front. Neurosci.* 5:84.
86. Pezaris, J. S., and Reid, R. C. (2007). Demonstration of artificial visual percepts generated through thalamic microstimulation. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 104, 7670–7675.
87. Gabel, V. P. (2016). *Artificial Vision: A Clinical Guide*. Berlin: Springer.
88. Sadato, N., Pascual-Leone, A., Grafman, J., Ibañez, V., Deiber, M.-P., Dold, G., ve ark. (1996). Activation of the primary visual cortex by Braille reading in blind subjects. *Nature* 380:526.
89. Pietrini, P., Furey, M. L., Ricciardi, E., Gobbin, M. I., Wu, W. H. C., Cohen, L., ve ark. (2004). Beyond sensory images: object-based representation in the human ventral pathway. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 101, 5658–5663.
90. Dagnelie, G. (2011). *Visual Prosthetics: Physiology, Bioengineering, Rehabilitation*. Berlin: Springer Science & Business Media.
91. Brindley, G. S., and Lewin, W. (1968). The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex. *J. Physiol.* 196, 479–493.
92. Dobelle, W. H., Mladejovsky, M., and Girvin, J. (1974). Artificial vision for the blind: electrical stimulation of visual cortex offers hope for a functional prosthesis. *Science* 183, 440–444.
93. Dobelle, W. H., Mladejovsky, M. G., Evans, J. R., Roberts, T., and Girvin, J. (1976). 'Braille' reading by a blind volunteer by visual cortex stimulation. *Nature* 259:111.
94. Bak, M., Girvin, J., Hambrecht, F., Kufta, C., Loeb, G., and Schmidt, E. (1990). Visual sensations produced by intracortical microstimulation of the human occipital cortex. *Med. Biol. Eng. Comput.* 28, 257–259.
95. Schmidt, E., Bak, M., Hambrecht, F., Kufta, C., O'rouke, D., and Vallabhanath, P. (1996). Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical micro stimulation of the visual cortex. *Brain* 119, 507–522.

96. Wandell, B. A., Dumoulin, S. O., and Brewer, A. A. (2007). Visual field maps in human cortex. *Neuron* 56, 366–383.
97. Cha, K., Horch, K. W., and Normann, R. A. (1992). Mobility performance with a pixelized vision system. *Visi. Res.* 32, 1367–1372.
98. Wong, Y. T., Feleppa, T., Mohan, A., Browne, D., Szlawski, J., Rosenfeld, J. V., et al. (2019). CMOS stimulating chips capable of wirelessly driving 473 electrodes for a cortical vision prosthesis. *J. Neural Eng.* 16:026025.
99. Pouratian, N., Yoshor, D., Niketeghad, S., Dornm, J., and Greenberg, R. (2019). Early feasibility study of a neurostimulator to create artificial vision. *Neurosurgery* 66:nyz310\_146.
100. Chen, S.C., Hallum, L.E., Suaning, G.J., and Lovell, N.H. (2007). A quantitative analysis of head movement behaviour during visual acuity assessment under prosthetic vision simulation. *Journal of Neural Engineering* 4, S108.
101. Lauritzen, T.Z., Harris, J., Mohand-Said, S., Sahel, J.A., Dorn, J.D., McClure, K., and Greenberg, R.J. (2012). Reading visual braille with a retinal prosthesis. *Front Neurosci* 6,168.
102. Ahuja, A.K., and Behrend, M.R. (2013). The Argus™ II retinal prosthesis: Factors affecting patient selection for implantation. *Progress in Retinal and Eye Research* 36, 1-23.
103. P. Bach-y-Rita and S. W. Kercel. (2003) Sensory substitution and the human machine interface. *Trends in Cognitive Sciences*, 7(12):541–546.
104. Y. Visell. Tactile sensory substitution: Models for enactment in HCI. *Interacting with Computers*, 21(1-2):38–53, Jan. 2009.
105. P. Bach-y-Rita, C. Collins, F. Saunders, B. White, and Scadden. (1969) Vision substitution by tactile image projection. *Nature* 221:963–964.
106. C. Lenay, O. Gapenne, and S. Hanneton. Sensory substitution: Limits and perspectives. In *Touching for knowing: cognitive psychology of haptic manual perception*, pages 275–292, 2003.

107. P. Meijer. (1992) An experimental system for auditory image representations. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 39(2):112–121.
108. T. Marcinkowski. (1991) Doktoraty HC: Prof. Witold Starkiewicz. *MedykCzasopismo lekarzy i studentów*, 10:12.
109. J. McGrath, A. Estrada, M. Braithwaite, A. Raj, and A. Rupert. (2004) Tactile Situation Awareness System Flight Demonstration Final Report. USAARL Report No. 2004-10.
110. P. Bach-y-Rita, M. Tyler, and K. Kaczmarek. (2003) Seeing with the Brain. *International Journal of Human-Computer Interaction* 15(2):285–295, Apr.
111. Stronks HC, Mitchell EB, Nau AC, Barnes N. (2016) Visual task performance in the blind with the BrainPort V100 Vision Aid. *Expert Rev Med Devices* 13(10):919-931.
112. C. Antfolk, C. Balkenius, G. Lundborg, B. Rosén, and F. Sebelius. (2010) Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system. *Biomedical Engineering Online*, 9:50.
113. N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Moreau-Gaudry, A. Fleury, J. Demongeot, and Y. Payan. Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement – Biomedical application to prevent pressure sores formation and falls. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 6113–6116, Lyon, France, 2007.
114. M. Karam, C. Branje, G. Nespoli, N. Thompson, F. Russo, and D. Fels. The emoti-chair: an interactive tactile music exhibit. In *Proceedings of the 28th of the international conference extended abstracts on Human factors in computing systems*, pages 3069–3074. ACM, 2010.
115. Metec AG. HyperBraille. <http://www.hyperbraille.de>. Erişim tarihi 14.01.2021
116. A. Cassinelli, C. Reynolds, and M. Ishikawa. Augmenting spatial awareness with haptic radar. In *Wearable Computers, 2006 10th IEEE International Symposium on*, pages 61–64, Montreux, 2007. IEEE.

117. Sinha, P. (2003). Face classification following long-term visual deprivation. *J Vis* 3, 104.
118. Ostrovsky, Y., Meyers, E., Ganesh, S., Mathur, U., and Sinha, P. (2009). Visual Parsing After Recovery From Blindness. *Psychol Sci* 20 1484-1491.
119. Gregory, R.L. (2003). Seeing after blindness. *Nat Neurosci* 6, 909-910.
120. Carlson, S., Hyvarinen, L., and Raninen, A. (1986). Persistent behavioural blindness after early visual deprivation and active visual rehabilitation: a case report. *Br J Ophthalmol* 70, 607-611.
121. Šikl, R., Šimeček, M., Porubanová-Norquist, M., Bezdíček, O., Kremláček, J., Stodůlka, P., Fine, I., and Ostrovsky, Y. (2013). Vision after 53 years of blindness. *i-Perception* 4, 498-507.
122. Beauchamp, M.S. (2005). See me, hear me, touch me: multisensory integration in lateral occipital-temporal cortex. *Curr Opin Neurobiol* 15, 145-153.
123. Cappe, C., and Barone, P. (2005). Heteromodal connections supporting multisensory integration at low levels of cortical processing in the monkey. *Eur J Neurosci* 22, 2886-2902.
124. Striem-Amit, E., Bubic, A., and Amedi, A. (2011). Neurophysiological mechanisms underlying plastic changes and rehabilitation following sensory loss in blindness and deafness. In *Frontiers in the Neural Bases of Multisensory Processes*, M.M. Murray, and M.T. Wallace, eds. (Oxford, UK: Taylor and Francis).
125. Raz, N., Striem, E., Pundak, G., Orlov, T., and Zohary, E. (2007). Superior Serial Memory in the Blind: A Case of Cognitive Compensatory Adjustment. *Curr Biol* 17, 1129-1133.
126. Collignon, O., Renier, L., Bruyer, R., Tranduy, D., and Veraart, C. (2006). Improved selective and divided spatial attention in early blind subjects. *Brain Res* 1075, 175-182.
127. Doucet, M.E., Guillemot, J.P., Lassonde, M., Gagne, J.P., Leclerc, C., and Lepore, F. (2005). Blind subjects process auditory spectral cues more efficiently than sighted individuals. *Exp Brain Res* 160, 194-202.

128. Fine, I. (2008). The behavioral and neurophysiological effects of sensory deprivation. In *Blindness and brain plasticity in navigation and object perception*, J.J. Rieser, D.H. Ashmead, F.F. Ebner, and A.L. Corn, eds. (New York: Taylor & Francis).
129. Fieger, A., Röder, B., Teder-Salejarvi, W., Hillyard, S.A., and Neville, H.J. (2006). Auditory spatial tuning in late-onset blindness in humans. *J Cogn Neurosci* 18, 149-157.
130. Voss, P., Lassonde, M., Gougoux, F., Fortin, M., Guillemot, J.P., and Lepore, F. (2004). Early- and late-onset blind individuals show supra-normal auditory abilities in far-space. *Curr Biol* 14, 1734-1738.
131. Vanlierde, A., and Wanet-Defalque, M.C. (2004). Abilities and strategies of blind and sighted subjects in visuo-spatial imagery. *Acta Psychol (Amst)* 116, 205-222.
132. Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., and Merabet, L.B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annu Rev Neurosci* 28, 377-401.
133. Röder, B., Rösler, F., and Neville, H.J. (2000). Event-related potentials during auditory language processing in congenitally blind and sighted people. *Neuropsychologia* 38, 1482-1502.
134. Lessard, N., Pare, M., Lepore, F., and Lassonde, M. (1998). Early-blind human subjects localize sound sources better than sighted subjects. *Nature* 395, 278-280.
135. Frasnelli, J., Collignon, O., Voss, P., and Lepore, F. (2011). Crossmodal plasticity in sensory loss. *Prog Brain Res* 191, 233-249.
136. Burton, H., Snyder, A.Z., Conturo, T.E., Akbudak, E., Ollinger, J.M., and Raichle, M.E. (2002). Adaptive changes in early and late blind: a fMRI study of Braille reading. *J Neurophysiol* 87, 589-607.
137. Amedi, A., von Kriegstein, K., van Atteveldt, N.M., Beauchamp, M.S., and Naumer, M.J. (2005). Functional imaging of human crossmodal identification and object recognition. *Exp Brain Res* 166, 559-571.
138. Burton, H. (2003). Visual cortex activity in early and late blind people. *J Neurosci* 23, 4005-4011.

139. What is artificial intelligence—AI?, <https://www.oracle.com/artificial-intelligence/what-is-ai/>
140. Evolution of AI: Past, Present, Future, <https://medium.datadriveninvestor.com/evolution-of-ai-past-presentfuture-6f995d5f964a>
141. [https://www.sas.com/tr\\_tr/insights/analytics/yapay-zeka-nedir.html](https://www.sas.com/tr_tr/insights/analytics/yapay-zeka-nedir.html)
142. The Top 10 AI And Machine Learning Use Cases Everyone Should Know About, <https://www.forbes.com/sites/bernardmarr/2016/09/30/what-are-the-top-10-use-cases-for-machine-learningand-ai/?sh=7127175f94c9>
143. Coiera E (1997). Guide to medical informatics, the Internet and telemedicine. Chapman & Hall, Ltd.
144. Artificial intelligence in healthcare, [https://en.wikipedia.org/wiki/Artificial\\_intelligence\\_in\\_healthcare](https://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_intelligence_in_healthcare).
145. Digital Image Processing, [https://en.wikipedia.org/wiki/Digital\\_image\\_processing](https://en.wikipedia.org/wiki/Digital_image_processing).
146. Azriel Rosenfeld, Picture Processing by Computer, New York: Academic Press, 1969.
147. Deep Learning, [https://en.wikipedia.org/wiki/Deep\\_learning](https://en.wikipedia.org/wiki/Deep_learning).
148. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Algoritma>
149. Dagnelie G, Christopher P, Arditi A, da Cruz L, Duncan JL, Ho AC, Olmos de Koo LC, Sahel JA, Stanga PE, Thumann G, Wang Y, Arsiero M, Dorn JD, Greenberg RJ; Argus® II Study Group. (2017). Performance of real-world functional vision tasks by blind subjects improves after implantation with the Argus® II retinal prosthesis system. Clin Exp Ophthalmol 45(2):152-159.
150. Grant P, Spencer L, Arnoldussen A, ve ark. (2016) The functional performance of the BrainPort V100 device in persons who are profoundly blind. J Vis Impair Blind 110(2):77–88.
151. Nau AC, Pintar C, Arnoldussen A, ve ark. (2015) Acquisition of visual perception in blind adults using the BrainPort artificial vision device. Am J Occup Ther 69(1):1–8.



152. Lee VK, Nau AC, Laymon C, ve ark. (2014) Successful tactile based visual sensory substitution use functions independently of visual pathway integrity. *Front Hum Neurosci* 8(29):1–12.
153. Ptito M, Matteau I, Zhi Wang A, ve ark. (2012) Crossmodal recruitment of the ventral visual stream in congenital blindness. *Neural Plast* 2012:1–10.