

MANİSA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

Göz Hastalıkları Anabilim Dalı

Uzun süre yumuşak kontakt lens kullanımının kornea epiteli, korneal volüm,
kornea endotel hücre özellikleri ve kornea biyomekanikleri üzerine etkisi

UZMANLIK TEZİ

Dr. Cansu SARIGÜL

Tez Danışmanı

Dr. Öğretim Üyesi Hüseyin MAYALI

Manisa, 2018

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım süresince bana yol gösteren, bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım, asistanlığım boyunca desteğini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğretim Üyesi Hüseyin Mayalı'ya

İhtisasım süresince tıbbi ve sosyal açıdan donanımlı bir göz hastalıkları hekimi olarak yetişmemde emeği geçen, tüm bilgi, birikim ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof.Dr. Emin Kurt'a, Prof.Dr. Süleyman Sami İlker'e, Prof.Dr.Özcan R. Kayıkçıoğlu'na, Prof.Dr. Esin F. BAŞER'e, Doç.Dr.R.Göktuğ Seymenoğlu'na, Dr. Öğretim Görevlisi Muhammed ALTINIŞIK'a

Tezimin değerlendirme aşamasında katkı ve desteklerini esirgemeyen Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Sait Eğrilmez'e

Uzmanlık eğitimim boyunca birçok güzel anı paylaştığım, birlikte çalışmaktan ve vakit geçirmekten mutluluk duyduğum, uzmanlık eğitimini tamamlamış ve hala araştırma görevlisi olarak görev yapan tüm arkadaşlarıma,

Ameliyathane, poliklinik, servis ve birimlerde birlikte çalıştığımız, başta kornea bankası teknisyenleri Mustafa Durmuş ve Hakan Çavdar olmak üzere tüm hemşire, biyolog ve sekreter arkadaşlarıma,

Hayatta ve mesleğimde ulaştığım bu noktaya gelmemi sağlayan, zorlu geçen eğitim sürecinde bana olan desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen, her türlü fedakarlık ve özveriyi gösteren, hayatımın her anında yanımda olan annem, babam ve kardeşime, desteğini ve sevgisini hep yanımda hissettiğim sevgili eşim Dr. Çağlar Sarıgül'e tüm kalbimle ve içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER TABLOSU

ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER TABLOSU.....	II
KISALTMALAR.....	IV
GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER	3
KORNEA ANATOMİSİ	3
KORNEA HİSTOLOJİSİ.....	4
Epitel Tabakası	5
Bowman Tabakası	6
Stroma	6
Descemet Tabakası	7
Endotel Hücre Tabakası.....	7
KORNEA İNNERVASYONU	8
KORNEANIN FİZYOLOJİK ÖZELLİKLERİ.....	9
Epitel Tabaka Özellikleri.....	9
Stroma Fizyolojisi	9
Endotel Hücre Fizyolojisi	10
KONTAKT LENSLEER	11
Sert Kontakt Lensler.....	12
Gaz Geçirgen Olmayan Sert Kontakt Lensler	12
Gaz Geçirgen Sert Kontakt Lensler	13
Yumuşak Kontakt Lensler	14
Birinci Nesil Silikon Hidrojel Lensler	16
İkinci Nesil Silikon Hidrojel Lensler	17

Üçüncü Nesil Silikon Hidrojel Lensler.....	17
SPEKÜLER MİKROSKOBİ	17
Speküler Mikroskopinin Tarihçesi.....	17
Speküler Mikroskopinin Optik Prensipleri	18
Speküler Görüntüde Endotelin Kalitatif Morfometrik Analizi	19
Speküler Görüntünün Kantitatif Morfometrik Analizi	19
SCHEİMPFLUG GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ	21
Korneal Dansitometri.....	22
ÖN SEGMENT OPTİK KOHERANS TOMOGRAFİ.....	24
OKÜLER CEVAP ANALİZÖRÜ.....	26
MATERYAL VE METHOD	29
Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	29
Çalışma Dışı Bırakılma Kriterleri	29
BULGULAR	32
Demografik Bulgular.....	32
Pentacam Bulguları.....	33
Speküler Mikroskopi Bulguları	35
Oküler Cevap Analiz Bulguları.....	35
Ön Segment Optik Koherans Tomografi Bulguları	36
TARTIŞMA	39
SONUÇLAR.....	45
ÖZET.....	46
ABSTRACT	48
KAYNAKLAR	51

KISALTMALAR

SKK: Santral kornea kalınlığı

D: Diyoptri

Na⁺ : Sodyum

K⁺: Potasyum

ATP: Adenozin trifosfat

PMMA: Polimetilmetakrilat

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

Dk: Oksijen geçirgenliği

Dk/t: Oksijen iletkenliği

ORA: Oküler cevap analizörü

CRH: Korneal rezistans faktör

CH: Korneal histerezis

GİB: Göz içi basıncı

GAT: Goldman aplanasyon tonometri

GİBcc: Korneal kompanse göz içi basıncı

GİBg: Goldman ile korele göz içi basıncı

ÖS-OKT: Ön segment optik koherans tomografi

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

CV: Değişkenlik katsayısı

CD: Endotel hücre yoğunluğu

HEX: Hekzagonal hücre oranı

GİRİŞ VE AMAÇ

Düzeltilmemiş kırma kusurları kişinin görme kalitesini ve görme keskinliğini etkileyerek yaşam kalitesini düşürmektedir. Kırma kusurlarını düzeltmek amacıyla 17. yüzyıldan günümüze kadar kullanılan gözlük camlarına alternatif olarak üretilen kontakt lensler, günlük hayatta gözlük camlarının yerini almaya başlamıştır. Kontakt lens kullanımının günlük hayatta gözlük camlarına kıyasla avantajı bulunmasına rağmen dikkat edilmesi gereken özellikleri de mevcuttur.

Göze uygulanan kontakt lens, kornea ve konjonktiva ile sürekli temas halindedir. Yabancı cisim olarak kabul edilebilecek kontakt lense gözün uyumu için, lens parametrelerinin gözün ön segmentine uygun olması gerekmektedir. Bu sebeple kullanılacak kontakt lensin kornea eğimine uygun ve duruşunun iyi olması ve kontakt lensin altındaki gözyaşının değişimine izin vermesi gerekmektedir.[1] Kontakt lensler gözde kaldıkları süre içinde kronik travmaya neden olabilirler. Kontakt lenslerin korneada neden oldukları değişiklikler, etkilenen doku tabakasına göre (epitel, stroma, endotel) sınıflanabilir. Kontakt lenslerin kornea dokusundaki istenmeyen etkilerinin ortaya çıkmasına neden olan en önemli neden kronik hipoksi ve ona eşlik eden hiperkapnidir. Diğer nedenler ise mekanik stres, gözyaşı filmi stabilitesinin bozulması, alerji, toksisite, mekanik travma, lens üzerindeki depozitlere veya lens solüsyonlarına karşı immünolojik reaksiyonlar ve enfeksiyonlar olarak sıralanabilir.[2]–[4]

Hipoksi ile birlikte epitel tabakasında defektler, yeni damar oluşumları ve mikrokistler ortaya çıkabilir. Kontakt lens kullanımıyla kısa vadede stromada asidoz ve ödem, uzun vadede kornea kalınlığı azalması ve yeni damar oluşumları gözlenebilir.[4], [5]

Kontakt lens kullanımına sekonder olarak oluşan hipoksiden en çok etkilenen tabaka, kornea endotel tabakasıdır. Uzun sureli kullanımda polimegatizm, pleomorfizm, endotel hücre kaybı ve eğer bu değişikler engellenemezse endotel fonksiyon kaybı ortaya çıkar.[4], [5]

Bu çalışmanın amacı; yumuşak kontakt lens kullanan gözlerde, kullanım suresine bağlı olarak kornea kalınlığı, kornea epiteli, kornea endoteli, kornea volümü, kornea kurvatürü ve korneanın biyomekanik özelliklerinde meydana gelen değişiklikleri incelemektir.



GENEL BİLGİLER

KORNEA ANATOMİSİ

Kornea göz küresinin ön kısmında yer alan, periferde daha da kalınlaşarak sklera ile devamlılık gösteren gözün kırıcılık gücü en yüksek yapısıdır. Eğrilik yarıçapı skleradan küçük olduğu için saat camı gibi konveks çıkıntı yapar. Erişkin insanlarda korneanın horizontal çapı 12,6 milimetre (mm), vertikal çapı 11,7 mm, anterior kurvatür yarıçapı 7,8 mm ve posterior kurvatür yarıçapı 6,8 mm'dir. Santral korneanın eğrilik çapı ortalama 7,8 mm'dir. Santral kornea kalınlığı (SKK) 520 mikrometre (μm), periferde 650 μm 'dir.[6]

Kornea gözün toplam kırma gücünün %70'ini oluşturmaktadır. Korneanın kırıcılık gücü, korneanın eğrilik yarıçapı ile hava arasındaki kırıcılık indeksi farkına bağlıdır. Kornea anterior yüzeyin kırma gücü 48 diyoptri (D), posterior yüzeyin kırma gücü -5.8 D, net kırma gücü ise 43 D'dir. Korneanın anterior yüzü asferik yapıda olup, merkezi 3-4 mm'lik alan sferiktir. Kırıcılık merkezden limbusa doğru gittikçe düşer.

Eğrilik yarıçapının kısalığı (dik kornea) kırıcılığın artması nedeniyle miyopiye yol açarken, uzun olması (düz kornea) ise kırıcılığı azaltarak hipermetropiye neden olmaktadır. Dikey ekseninde eğrilik yarıçapı, yatay eksene göre daha kısa olduğundan dikey ekseninde kırıcılık daha fazladır. Ancak bu durum fizyolojiktir ve çoğu zamanda kristalin lens tarafından düzeltildiği için refraktif kusur oluşturmaz.[6], [7]

Gestasyonun 5. haftasında, yüzey ektoderminden epitel, nöroektoderminden endotel hücreleri, 13. haftasında da yassılaştırmış endotel hücrelerinden Descemet membranı gelişir. Mezoderminden gelişen stroma,

intrauterin 6. haftanın sonunda oluşmaya başlar ve dördüncü ayda epitel altında yoğunlaşarak, Bowman tabakasını oluşturur.[6]

Korneanın epitel tabakası gözyaşı filmi ile, endotel tabakası ise aköz hümör ile temas halindedir. Gözyaşı film tabakası 7 µm kalınlıktadır.

Gözyaşı filmi 3 tabakadan oluşur. Bu tabakalar:

1. Lipit tabaka: En dışıdır. 0.5 µm kalınlığındadır. Göz kapağında yerleşmiş olan Meibomian, Zeis ve Moll bezlerinden salgılanır. Gözyaşının buharlaşmasını engeller.

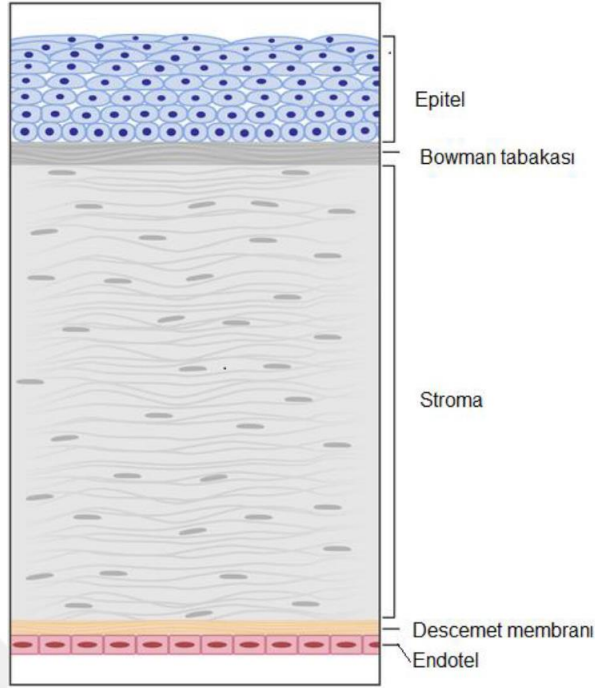
2. Aköz tabaka: 6 µm kalınlığındadır. NaCl, glukoz, üre, immünglobulinler, kompleman ve albumin gibi proteinleri içerir. Lakrimal bez ile konjonktivada yerleşmiş olan Krause ve Wolfring bezlerinden salgılanır.

3. Müsin tabaka: 0,2–0,5 µm kalınlığındadır. Konjonktivada yerleşmiş olan Goblet hücrelerinden salgılanır. Hidrofilikliği arttırarak gözyaşının göz yüzeyine dağılımını sağlar.

Her göz kırpma ile gözyaşı film tabakası yenilenerek göz yüzeyi ıslatılır. Atmosferdeki oksijen gözyaşında çözünür ve avasküler bir yapı olan korneanın oksijenizasyonuna katkı sağlar.[8]

KORNEA HİSTOLOJİSİ

Kornea önden arkaya doğru sırasıyla epitel tabakası, Bowman tabakası, stroma, Descemet membranı ve endotel olmak üzere 5 tabakadan oluşmaktadır. (Resim 1) Bu tabakalar dışında Dua tabakası yeni tanımlanmış bir tabaka olup, pre-Descemetik stroma içerisinde yer alır.[9]



Resim 1: Kornea tabakaları

Epitel Tabakası

Kornea epitel tabakası çok katlı non-keratinize hücrelerden oluşur, 40-50 µm kalınlıktadır ve korneanın tüm kalınlığının %10'unu oluşturur. 5-7 sıra hücreden oluşur. Yüzeyel hücreler, poligonal kanatsız hücreler ve kolumnar bazal hücreler olmak üzere 3 tip hücre içerir.

Yüzeyel hücreler yassı hücreler olup iki sıralıdır. Elektron mikroskopisinde görülebilen mikrovillusları hidrofobik yapıdadır. Gözyaşının müsin tabakası bu mikrovillusları çevreleyerek hidrofilik özellik kazandırır. Bu mikrovilluslar glikoprotein yapıda olup gözyaşı film tabakasının dağılımı, stabilizasyonu ve düzgün bir kornea ön yüzey oluşumunda oldukça büyük önem taşır. Yüzeyel epitel hücreleri desmozomal sıkı bağlantılar yaparak, dış etkenlere ve gözyaşına karşı sıkı bir bariyer oluştururlar.[10]–[12]

Kolumnar hücreler, bazal membran üzerine tek sıra dizilirler. Bu hücreler mitotik aktivite ile çoğalarak öne doğru ilerleyip kanatsız hücreleri oluştururlar. Yüzeğe yaklaştıkça kanatsız hücreler inceliyor yassılaşıyor uzantılarını kaybederler.[9], [12]

Kolumnar hücreler aktin filamanlar ve tonofilamanlar ihtiva eder. Tonofilamanlar hücre iskeletini stabil hale getirir. Aktin filamanlar yara iyileşmesi gibi durumlarda hücre migrasyonunda görevlidir. Kolumnar hücreler altındaki bazal membrana hemidesmozomlar ile tutunmuştur. Tekrarlayan kornea erozyonunda hemidesmozom kaybından dolayı epitel tabakası sıkı ve sürekli bir yapı oluşturamaz. Bazal membran gerçek bir membran yapısındadır ve PAS (+) boyanır. Hücreler arası sıkı bağlantılar sadece hücreler arası küçük moleküllerin geçişine izin verir.[13]

Epitel hücreleri, korneada periferden santrale doğru ilerler. Bazal ve kanatsız hücreler ise arkadan yüzeye doğru ilerler ve gözyaşı film tabakasına dökülürler. Bu durum, X-Y-Z hipotezi olarak bilinmektedir. Epitel kök hücreleri limbusta yerleşmişlerdir ve epitel rejenerasyonunda büyük rol oynarlar.[12], [13]

Bowman Tabakası

8-14 µm kalınlığında zar yapısında olmayıp gelişigüzel dağılan Tip I kollajen fibrillerden oluşmuş bir tabakadır. Travmaya dirençlidir. Bu tabaka mikroorganizma ve tümör hücrelerinin penetrasyonuna karşı bariyer görevi görür. [14] Perifere uzanan myelinsiz sinir lifleri için kanallar içerir. Descemet membranının aksine travmatize olduğunda rejenerasyon olmaz, skar dokusu ile iyileşir. Yaşam boyu yapısı ve kalınlığı değişmez ancak limbusa yakın kısımlarında bazofilik lökositler ve kalsifik depozitler görülebilir. Epitel ile stroma arasında önemli bir bariyer teşkil etmektedir. [9], [11]

Stroma

Korneanın %90'ını oluşturan en kalın tabakasıdır. %78'i sudan oluşur ve 500 µm kalınlığındadır. Stromanın kuru ağırlığının %80'ini kollajen lifler, %15'ini intersellüler matriks, %5'ini ise hücreler oluşturmaktadır. Stroma büyük oranda tip 1 kollajen, az miktarda ise tip 3 ve tip 4 kollajen içerir. Kollajen lif demetleri 300µm çapında olup mukopolisakkaritlerle lameller tarzda ayrılmıştır. Kollajen lifler ön 1/3'de oblik, arka 2/3'de paralel demetler şeklinde yerleşmiştir. Kollajen demetlerin birbirine olan uzaklığı, ışık dalga

boyundan daha kısa olduğu sürece stromal saydamlık devam eder. Stromada kollajen liflerin arasını dolduran başlıca 3 tip glikozaminoglikan bulunmaktadır. Stroma içerisinde keratosit adı verilen mezenşimal kökenli hücreler bu glikozaminoglikanların sentezinden sorumludurlar. Majör glikozaminoglikan olan keratan sülfat %50 oranında, minör glikozaminoglikanlar olan kondroitin sülfat ve kondroitin sülfat-A ise %25 oranında bulunurlar.[13], [14]

Descemet Tabakası

Descemet tabakası, stromanın arka sınırında yer alan 10 µm kalınlığında, ağırlıklı olarak tip IV kollajenden oluşan endotel hücrelerinin bazal membranıdır. Rejenerasyon yeteneği vardır. Travma ile veya iatrojenik olarak stromadan ayrılabilir ve endotel hücreleri tarafından tekrar salgılanarak rejenerere olur. Kornea endoteli ile ilgili olan hastalıklar Descemet membranı üzerinde değişikliklere neden olur. İridokorneal açığa 2 mm yaklaştığında Schwalbe çizgisini oluşturarak sonlanır.[14]

Endotel Hücre Tabakası

Endotel hücre tabakası korneanın en iç katında hegzagonal paternli tek katlı hücre tabakasıdır. Bu tabaka yeni doğanda 10 µm'dir ve yaşlanma ile 5 µm kalınlığına ulaşır. Endotel hücrelerinin arka yüzü mikrovilluslar ile kaplıdır. Bazılarında oligosilyalar mevcuttur. Hücrelerin kenarlarında gap junction ve tight junctionlar bulunur. Endotel hücrelerinin arka yüzeylerinde ayrıca Na-K ATPaz pompaları yer alır. Endotel hücreleri, Descemet membranına hemidesmozomlar ile bağlanır.[5], [10], [15] Endotel hücrelerinin rejenerasyon yeteneği yoktur. Yenidoğanda endotel hücre dansitesi 3500-4000 hücre/mm² olup, hücre yoğunluğu yaşlanma ile birlikte azalır. Doğum sonrası 1. yılda korneanın hızlı büyümesi ile birlikte endotel hücre yoğunluğu düşer. Toplam endotel hücre sayısı değişmez iken endotel hücreleri hipertrofiye uğrar. 20 yaşından sonra hücre yoğunluğunda yıllık ortalama %0,52 oranında azalma gerçekleşir. Aynı zamanda endotel hücre

hekzagonalitesi de %75'ten %65'e iner.[16], [17] Endotel hücrelerinde küçük hasarlar olduğunda hücreler sadece hacimleri artırarak kayıp hücreyi kompanse ederler. Cerrahi, travma ve toksisite gibi nedenlerle daha fazla sayıda endotel hücre kaybı olduğunda, komşu hücreler bu duruma hipertrofi ve hücre göçü ile yanıt verirler. Bu hücre göçünden bir mikrofilaman olan f-aktin sorumludur.[17], [18] Hücre göçü olduğunda mm²'deki hücre yoğunluğu azalır, hücre boyutu artar. Hasarlı bölgelerde hekzagonalitesini kaybetmiş dev hücreler görülebilir. Yeni katılan hücreler birbirine temas ettiğinde kontakt inhibisyon gerçekleşerek göç ve hücre hipertrofisi son bulur.[15], [19], [20] Yeniden yapılanma ile hücre boyutları ve hekzagonalite normale dönse bile hücre yoğunluğundaki azalma endotel hücrelerinin rejenerasyon yeteneğinin olmamasına bağlı olarak kalıcıdır.[21]

KORNEA İNNERVASYONU

Korneanın duysal innervasyonu, trigeminal sinirin oftalmik dalının, posterior longitudinal silier dalları tarafından oluşturulan perilibal pleksus tarafından sağlanır. Sinir lifleri periferik stromadan ışınal tarza girerek öne doğru uzanır ve epitel altında pleksus oluşturur. Sinir lifleri stromaya girdiğinde miyelin kılıflarını kaybederler. Bowman tabakasını geçtikten sonra epitel hücre tabakasında sonlanırlar. Bu durum yüzeyel epitel açıldığında oluşan şiddetli ağrıyı açıklamaktadır.[10], [22], [23] Endotel tabakasında sinir lifi bulunmamaktadır.[10], [22], [23]

KORNEANIN FİZYOLOJİK ÖZELLİKLERİ

Epitel Tabaka Özellikleri

Kornea epitel hücreleri lipid transfüzyonuna izin veren özelliktedirler. Epitel ve endotel hücreleri hem mekanik bariyer, hem de sıvı ve iyon dengesinin sağlanmasıyla, korneanın korunmasında önemli görevlere sahiptir. Epitel hücreleri yaşamsal faaliyetlerini yerine getirebilmek için gerekli olan oksijeni göz kapakları açık iken gözyaşından difüzyon yoluyla sağlarken, göz kapakları kapalı iken limbustaki kapiller damarlar ile sağlar.[24] Epitel hücrelerinin esansiyel aminoasit ve vitamin gibi ihtiyaçları aköz hümörden sağlanırken, glikoz ihtiyacının %90'ı aköz hümörden, %10'u ise limbale kapillerlerden ve gözyaşından sağlanır. Ayrıca epitel hücrelerinin glikojen depolama özelliği de mevcuttur. Stres durumlarında hücreler bu kaynağı da kullanabilirler. Kornea epitel hücreleri gerekli olan enerjinin %65'ini glikoliz yoluyla, geri kalanı da trikarboksilik asit siklusu ile elde eder.[25]

Kornea epitel hücrelerinin, apikal membran geçirgenliğinin düşük olması ve interselüler sıkı bağlantılar, iyonların epitel tabakasından geçişlerine engel olmaktadır. Paraselüler yol iyon geçişi için temel yolu teşkil etmektedir. Kornea epitel hücreleri, klor iyonunu apikal yüzeyden gözyaşına pompalarken, bazolateral kenardan Na-K ATPaz ile sodyum iyonunu stromaya pompalayan aktif bir iyon transport sistemi kullanır. Stromanın sıvı regülasyonunda epitel hücrelerinin aktif iyon transport etkinliği, endotel hücre etkinliğinin 30 katı kadardır.[26]

Stroma Fizyolojisi

Kornea stroması ağırlıklı olarak interselüler matriksten oluşmaktadır. Stromanın su içeriği %78'dir. Stromadaki sıvı oranının artışı ile kornea kalınlığında artış olacaktır. Stroma interselüler matrikstekki proteoglikanlar nedeniyle epitel tabakasına göre 2000 kat, endotel tabakasına göre 10 kat su çekebilme potansiyeline sahiptir. Na ve K iyonlarının stromadaki konsantrasyonları, aköz hümördeki konsantrasyonlarından fazla olmasına

karşın, stromadaki proteoglikanların negatif yükleri sayesinde iyonik aktiviteleri düşüktür. Bu nedenle stromaya su çekememektedirler[27].

Bazı çalışmalarda göz içi basıncının 50-60 mmHg üzerine çıktığı durumlarda, normal hidrasyona sahip kornealarda epitel ödemi geliştiği izlenmiştir. Bu ödemin endotel hücre hasarına bağlı suyun korneaya geçtiğine bağlı olduğu belirtilmektedir.[28]

Endotel Hücre Fizyolojisi

Kornea stromasında yerleşmiş olan proteoglikanların negatif elektriksel yükü sebebiyle stroma, su çekme eğilimindedir. Buna rağmen fizyolojik olarak stroma ödemi gelişmez. Temel iki faktör kornea stromasının sıvı regülasyonunu sağlar. Bunlar; endotel tabakasının mekanik bariyer özelliği ve aktif pompa fonksiyonlarıdır. Deneysel çalışmalarda endotel hücre tabakası korneadan eksizye edildiğinde kornea kalınlığının bir saatte 127 µm arttığı, endotel hücrelerinin aktif pompa sistemi engellendiğinde ise kornea kalınlığı saatte 33 µm arttığı izlenmiştir. Bu durum endotel hücrelerinin su ve iyonların hem mekanik olarak korneaya geçişini engellediğini hem de aktif pompa sistemiyle regüle ettiğini göstermektedir.[10], [29] Stromaya doğru olan fizyolojik sıvı sızıntısı, korneanın yaşamsal fonksiyonlarının devam etmesi için gerekli olan glukoz ve aminoasit gibi beslenme ihtiyaçlarını sağlar.[11], [29]

Sıcaklık kornea kalınlığının regülasyonunda etkili olan bir diğer faktördür. Korneal sıcaklık düştüğünde kornea ödemlenirken, sıcaklık normal seviyeye geri döndüğünde korneal kalınlık da normale döner. Sıcaklık değişimi ile korneal kalınlıkta izlenen bu değişiklikler, kornea sıvı regülasyonunun metabolik olarak enerji bağımlı bir olay olduğunu göstermiştir. Bu durum literatürde "temperature reversal" olarak tanımlanır.[30], [31] Endotel hücre membranında iyonlar, aminoasitler ve glukoz için aktif transport molekülleri bulunurken su için aktif transport tanımlanmamıştır.[29], [32] Su aktif transporttan ziyade, iyon düzenlenmesi ile birlikte ozmotik fark ile hareket eder. Endotel hücreleri tarafından

stromadan her saatte 6-8 ml su aköz hümöre transport edilir. Kornea endotelinde en iyi bilinen iyon transport sistemi hücrelerin bazolateral membranında her hücrede yaklaşık olarak bir buçuk milyon adet bulunan Na-K ATPaz pompasıdır. Bu pompa korneanın sıvı regülasyonunda rol oynayan en önemli sistemdir ve oubain ile inhibe edilebilir. İnhibisyon durumunda Na transportu durur ve kornea ödemlenir. Korneanın sıvı regülasyonunda bikarbonat da gereklidir. Karbonik anhidraz enzimi ile oluşan karbonik asit hidrojen ve bikarbonat iyonlarına ayrılarak sıvı regülasyonuna yardımcı olur. İrrigasyon sıvılarından bikarbonat iyonunun çıkarılması; bikarbonatın stromadan ön kamaraya geçmesine ve korneanın ödemlenmesine neden olur. İn vitro çalışmalarda karbonik anhidraz enziminin inhibe edilmesi ile korneal ödem oluşur fakat bu ödem Na-K pompa inhibisyonu ile ortaya çıkan korneal ödem kadar ağır değildir. Bu mekanizmaların her biri endotel metabolik pompasının efektif çalışmasına katkı sağlar.[29], [32], [33]

KONTAKT LENSLEER

Tauhy 1947'de polimetilmetakrilattan (PMMA) yapılmış; korneayı örten, gözyaşı film tabakası üzerinde hareket eden ve konjonktiva ile korneaya temas eden, optik güce sahip kontakt lensleri geliştirmiştir. 1964 yılında Wicterle ve Lim yumuşak kontakt lenslerin ana maddesi olan ve hidrofilik polimer adı verilen hidroksietilmetakrilatı (HEMA) keşfetmişlerdir. Sonrasında daha yüksek oksijen geçirgenliğine sahip silikon ve selüloz asetat bütirat lensler üretilmiştir.[5]

Yeni gelişen teknoloji ile birlikte hidrojel materyalden ve hidrojel materyallere silikon ilavesi ile daha uzun süre gözde kalabilen kontakt lensler üretilmiş ve yaygın şekilde kullanıma sunulmuştur.[33]

Kontakt lensler ile ilgili parametreler

Dk: Oksijenin kontakt lens materyalinden pasif olarak difüzyon yeteneğinin bir tanımlamasıdır.

Dk/t: Oksijen geçirgenliğinin kontakt lens kalınlığına oranıdır.

Modülüs: Lens materyalinin basınç karşısında meydana gelen değişim ve geriliminin ölçüsüdür. Lensin kalınlığından bağımsız olarak sertliğini ifade eder.

Elastisite: Lensin üretildiği materyalin göz yüzeyine oturma ve basınç ile oluşabilecek şekil değişikliğine karşı oluşan direncidir.

Sürtünme katsayısı: Lens yüzeyinin kayganlığını belirtir.

Islanma derecesi: Lens yüzeyinin su tutabilme kapasitesidir.

Kontakt lensler sert ve yumuşak olmak üzere iki gruba ayrılmıştır.

Sert Kontakt Lensler;

Gaz Geçirgen Olmayan Sert Kontakt Lensler

Gaz Geçirgen Sert Kontakt Lensler

Yumuşak Kontakt Lensler

Konvansiyonel Yumuşak Kontakt Lensler

Silikon Hidrojel Yumuşak Kontakt Lensler

Sert Kontakt Lensler

Gaz Geçirgen Olmayan Sert Kontakt Lensler

PMMA'dan üretilmişlerdir. PMMA stabil, saydam, toksik ve alerjen olmayan, optik uygunluğu iyi, renk bozulmasına karşı dayanıklı, kolay işlenebilen, kolay üretilebilen, görüş netliği ve keskinliği açısından, optik olarak mükemmel bir hammaddedir.

Diğer kontakt lens çeşitlerine oranla daha hesaplıdır, temizliği ve muhafazası daha rahattır. Ön kırıcı yüzey diğer lenslere kıyasla daha kaliteli ve uzun ömürlüdür.[5], [33] Oksijen geçirgen olmayışı, hidrofilik özelliğinin az olması ve yüzeyinin zor ıslanması gibi dezavantajları vardır. PMMA materyalden üretilmiş lenslerin en büyük problemi korneaya oksijen geçişini engellemesidir. Kornea yaşamsal faaliyetlerini sürdürmesi için gerekli olan

oksijeni havadan aldığı için, gaz geçirgen olmayan sert kontakt lenslerin tüm çapları, korneanın tüm çapından daha küçük olmalıdır ve her göz kırpması ile hareket edebilir özellikte olmalıdır. Uykuda iken oksijeninin korneaya geçmesini tamamen engelleyeceği için kesinlikle çıkartılmalıdır.[33], [34] Lensin üretildiği materyalin sertliği korneal astigmatizmanın düzeltilmesine olanak sağlar. Fakat sert olduğundan dolayı kullanımını diğer lensler kadar konforlu değildir, daha uzun bir alışma süresi gerektirirler. Bu nedenle PMMA lensler aralıklı olarak lens kullanmak isteyen hastalar için uygun değildir.[5], [35]

Gaz Geçirgen Sert Kontakt Lensler

Gaz geçirgen sert kontakt lensler 1970'li yıllarda klasik sert lenslerin oksijen yetersizliğine bağlı olarak neden olduğu kornea ödemi engellemenin amacı ile üretilmiştir.

Gaz geçirgen sert kontakt lensler içerdikleri maddelere göre alt gruplara ayrılırlar.

Selüloz asetat bütirat lensler

1970'de selüloz asetat bütirattan birinci kuşak gaz geçirgen lensler üretilmiştir. Islanma yüzeyi PMMA'dan daha iyidir, ancak PMMA kadar stabil durmazlar. PMMA'ya göre daha yumuşaktır. Bu maddelerden üretilen lensler fazla inceltilemezler ve düşük Dk değerleri dolayısıyla yeterli oksijen geçirmezler.[5]

Silikon-akrilat lensler

Çok sayıda monomer kullanılarak 1970'li yılların sonlarında üretilmişlerdir. Oksijen geçirgenliği için silikon molekülleri, ıslanabilirlik için metakrilik asit, mekanik ve optik özellikler için PMMA temel madde olarak kullanılır. Bu monomerler birbirlerine bağlı olmadan hareket edebilirler. Bu durum oksijen geçirgenliğini artırırken stabilizasyonu azaltır. Bu hareketleri

azaltmak için, moleküller bağlayıcı monomerler ile birbirlerine bağlanır ve eğilme önlenerek stabilizasyon sağlanır.[5], [36]

Florosilikon-akrilat lensler

Silikon-akrilat lenslere florin eklenmesiyle elde edilir. Florin, kontakt lense olan birikimleri engellemektedir. Florosilikon-akrilat lensler, silikon akrilat lenslere göre kullanım açısından daha konforludur. Ayrıca gözyaşı lens yüzeyinde iki kat daha uzun süre kalır. Florosilikon-akrilat lenslerde florin ek oksijen geçirgenliği sağlar ve bu sayesinde, silikon ihtiyacı azalır. Bu durum da yapılarının silikon akrilat lenslerine göre daha stabil olmasını sağlamaktadır.[5], [36]

Polystren lensler (Soft-perm)

Santraldeki sert gaz geçirgen materyal ile periferdeki hidrofilik yumuşak materyalin birleşiminden oluşan hibrit lenslerdir. Santralde tersiyer butilstren, metakrilat ve ıslanma ajanı periferde ise HEMA mevcuttur. Başlangıçta kolay uyum sağlanır. Astigmatizmayı düzeltir ve iyi merkezlenir. Buna karşılık maliyeti yüksektir, sert-yumuşak bölgeler birbirinden ayrılabilir ve lensin çıkarılması güçtür.[33], [37]

Silikon lensler

Sadece silikon kullanılarak yapılmış kontakt lensler en yüksek oksijen geçirgenliğine sahiptir. Ancak bu lenslerin yüzeyi hidrofobiktir ve ciddi ıslanma problemleri yaşarlar. Farklı yöntemler ve kaplamalar ile hidrofilik hale getirilebilmiş olmalarına rağmen hasta uyumu, kirlenme ve bakım sorunları devam ettiği için kullanım alanı oldukça sınırlıdır.[5], [38]

Yumuşak Kontakt Lensler

Yumuşak kontakt lensler hidrofilik polimerlerden üretilirler. Hidrofilik materyal lensin yumuşak ve esnek olmasını ayrıca oksijenin korneaya

geçebilmesini sağlar. Hidrofilik polimerler için hidrojel sözcüğü de kullanılır. Günümüzde su içeriği %35 ile %80 arasında değişen hidrojel malzemeler mevcuttur. Lensin tasarımına ve üretildiği maddeye bağlı olarak yumuşak kontakt lensler uzun süreli veya gündelik kullanılabilirler[5]. Yumuşak kontakt lensler yüksek oksijen geçirgenlikleri sayesinde kontakt lenslerin kornea üzerine oluşturdıkları hipoksi sorununu azaltmışlar ve yeni bir dönemi başlatmışlardır.

Hidrofilik yumuşak lensler içerdikleri materyallere göre sınıflandırılabilirler. Bu sınıflama lenslerin içerdikleri su miktarı ve iyonik özelliklerine göre belirlenen kimyasal bir sınıflamadır. Su içeriği %50'nin üzerinde olan lensler yüksek su içeriklidir. %0.2'den fazla metakrilik asit içeren polimerler iyonik polimerlerdir. %50'den fazla su içerikli iyonik materyaller çevresel faktörlere karşı daha duyarlıdır. Bu materyaller kullanılarak üretilen lenslerin parametreleri dış etmenler ile kolaylıkla değişkenlik gösterebilir. Bu materyallerde özellikle protein depozitleri kolay oluşur. Bu sebeplerden dolayı çevresel koşullara direnci az olan bu materyaller geleneksel lenslerden çok, kullan-at yumuşak kontakt lens üretiminde tercih edilir. Ayrıca kontakt lenslere materyallerine göre jenerik isimler verilmiştir.[1]

Materyal özelliklerine göre 4 grup yumuşak kontakt lens vardır:

1. (HEMA)
2. HEMA+ diğer polimerler; etilenglikoldimetilakrilat, etoksietilmetakrilat, vinilpirolidon
3. HEMA, metilmetakrilat vinilprolidonun etilenglikoldimetilakrilat veya alkilmetakrilat ile çapraz bağlanması
4. Yumuşak silikon lensler, hidrojel dışı polimerlerdir. Polidimetilsiloksan polimeri olan bu materyalin oksijen geçirgenliği PMMA lenslerden 1000 kat daha yüksektir. Yumuşaklığı ve esnekliği ile hidrojel lenslere benzer fakat ileri derecede hidrofobik bir materyaldir.

Günümüzde kullanılan hidrofilik lenslerin su içerikleri genellikle %38-46 arasındadır ve bu lensler çoğunlukla HEMA içerirler.

Yumuşak kontakt lensler 1970'li yıllarda kullanıma girmiş olmakla beraber 1986 yılında planlı değişim lenslerinin çıkması, kullanımı arttırmıştır. Ancak asıl gelişme 1999'da silikon hidrojel lenslerin kullanıma girmesi ile yaşanmıştır. Bu yeni materyal silikonun yüksek oksijen geçirgenliği ile hidrojel materyalin ıslanabilirlik ve rahatlık gibi olumlu özelliklerini birleştirmiştir. Silikon hidrojel kontakt lensler yüksek oksijen geçirgenliklerinin yanında su içerikleri, sertlik modülüsü, ıslanabilme ve yüzey özellikleri ile 3 nesil halinde sınıflanabilir.[1], [5], [33]

Silikon hidrojel lenslerin hem su hem de silikon içermesi dolayısıyla, oksijen geçişini sağlamak için hidrojel lenslerde olduğu gibi su fazını artırmaya gerek olmadan lensler düşük su içerikli üretilebilmiştir. Bu durum protein birikimini azaltmıştır ancak buna karşın silikon miktarının fazla, su miktarının az olması nedeniyle artan sertlik modülüsü olumsuz mekanik ve immünolojik reaksiyon sürecine yol açmıştır. Ayrıca bu lenslerde protein birikimi azalsa da lipit birikimi artmıştır. Bu birikimler mantar ve bakteri gibi mikroorganizmaların hızlı çoğalmasına uygun zemin hazırlar. Dolayısıyla, temizlik ve dezenfeksiyon gibi lens bakım işlemlerin daha sık ve düzenli uygulanması gerekir.[1]

Yumuşak kontakt lensler sert kontakt lenslerden daha dayanıksızdır. Renkleri kolay bozulur ve istenmeyen kimyasal maddeleri daha kolay emer. Ayrıca nem, ısı ve pH gibi çevresel etkilere daha hassastır.[39]

Birinci Nesil Silikon Hidrojel Lensler

Silikonun hidrofobik yapıda olması, lensin korneaya yapışmasına neden olur. Bu durumu önleyebilmek için birinci nesil silikon hidrojel lensler olan Lotrafilcon A'da plazma kaplama, Balafilcon A'da ise plazma oksidasyon yöntemleri ile yüzey düzeltmesi yapılarak lens hidrofilik hale getirilmiştir.

Birinci nesil silikon hidrojel lenslerde; su içeriği düşük (%24,%36), modülüs yüksek ($1,4\pm 0,1$ ve $1,2\pm 0,1$) ve Dk değerleri yüksektir (140, 101 cm/ml/O₂).

Modülüs yüksekliği mekanik etki ile üst epitelyal arkuat lezyon, müsin topları, kontakt lense bağlı periferik ülser, dev papiller konjonktivit gibi komplikasyonlara neden olur.[40]

İkinci Nesil Silikon Hidrojel Lensler

Galifilcon A ve Senofilcon A materyalinden yapılan lenslere herhangi bir yüzey işlemi yapılmamıştır. Bu lens materyallerine yüksek molekül ağırlıklı polivinil piroidon eklenerek ıslanabilirliği ve hidrofiliği artırılır. İkinci nesil silikon hidrojel lenslerin modülüsleri düşüktür.[1]

Üçüncü Nesil Silikon Hidrojel Lensler

Comfilcon A, Samfilcon A, Enfilcon A lensler üçüncü nesil hidrojel lenslerdir. Her materyale de uzun zincirli siloksan makromeri eklenerek yüksek oksijen geçirgenliği ve oldukça düşük modülüs değeri sağlanmıştır. Bu materyaller bir iç ıslatıcı ajan ya da yüzey işlemine gerek duymadan kendiliğinden ıslanabilme özelliğine sahiptir.[1]

SPEKÜLER MİKROSKOPİ

Speküler mikroskop, kornea endotel tabakasının hücresel düzeyde incelenmesine olanak sağlayan bir muayene metodudur.

Speküler Mikroskopinin Tarihçesi

1918 yılında Vogt, slit ışıklı mikroskopta speküler aydınlatma yöntemi ile kornea endotelinin hegzagonal yapısını ilk kez göstermiştir. Kullandığı mikroskopun magnifikasyon gücü yetersizdir, bu sebeple yönteminin klinik olarak kullanımı kısıtlıdır.

1968'de Maurice görüntüyü 500 kat büyütebilen bir mikroskop geliştirerek, Vogt'un koyduğu prensipleri uygulamış ve klinik kullanım olanağı olan ilk speküler mikroskopu üretmiştir.

1975 yılında Laing, korneaya temas eden konik bir lens ile in-vivo olarak endotel görüntülerini elde etmiş, aynı yıl içinde ise Bourne ve Kaufman bu metotta bazı değişiklikler yaparak oftalmolojik muayenede kontakt speküler mikroskopu kullanmışlardır.

1978'de Holm ve McCarey oküler yüzeye temas etmeden endoteli görüntülemeyi sağlayan non-kontakt speküler mikroskopu geliştirmişlerdir.

1990'lı yıllarda bilgisayar, elektronik ve optik alanlarındaki teknolojik ilerlemeler sayesinde speküler mikroskopların gelişimi hızlanmıştır. Günümüzde çok kısa sürede kornea endotelinin incelenmesine olanak sağlayan bilgisayar bağlantılı nonkontakt speküler mikroskoplar kullanılmaktadır.[5], [41]

Speküler Mikroskopinin Optik Prensipleri

Speküler mikroskop, kornea üzerine gönderilen ışığın endotel tabakası ve aköz hümör birleşim yerinde yüzeyden yansıyan görüntülerin kaydedildiği bir ışık mikroskobudur. Speküler mikroskopinin en önemli özelliği, kornea endotel hücrelerinin görüntüsünün morfometrik analizini mümkün hale getirmesidir. Sağlıklı genç erişkinlerde, speküler mikroskopide endotel hücrelerinin neredeyse hepsi benzer şekilli ve düzenli hegzagonal görünümündedir. Yaşlanma, oküler travma, uzun süre kontakt lens kullanımı, oküler cerrahi ve korneal hastalıklarla bu hegzagonal yapı bozulabilir.[42], [43] Sağlıklı saydam korneada ışığın bir kısmı kornea yüzeyi tarafından yansıtılırken bir kısmı doku tarafından absorbe edilir. Işığın büyük kısmı stromaya ilerler. Az miktarda ışık ise hücresel organeller tarafından emilebilir veya saçılır. Kornea ödemi geliştiğinde ışığın saçılan kısmı artar ve puslu görünen (hazy) kornea oluşur. Işık kornea arka yüzeyine ulaştığında tamamına yakını aköz hümöre geçer sadece iki yüzey arasında oluşan kırıcılık değişimine bağlı olarak ışığın yaklaşık %0.022'si yansır. Klinik

speküler mikroskopide önemli olan yansıyan ışığın açısının gelen ışığın açısına eşit olan ışıktır. Speküler mikroskopide endotel tabakasından yansıyan ışıkta, endotel hücrelerinin görüntüsü yakalanır.[43], [44]

Speküler Görüntüde Endotelin Kalitatif Morfometrik Analizi

Kalitatif hücresel analiz, endotel hücrelerinin yapılarını tanımlar ve görüntünün ayrıntılı incelemesini hedefler. Endotel tabakasının subjektif değerlendirilmesini sağlar. Speküler mikroskop görüntüsünde kesin bir sayısal değer belirlenemez. Bu görüntü endotel tabakasının hızlı muayenesini sağlar. Tam kalitatif muayene için hücre morfolojilerinin benzerliği, hücre sınırları, karanlık bölge sınırın şekli ve aselüler yapılar değerlendirilir.[45]

Hücre benzerliği

Sağlıklı genç bireylerde santral endotel hücreleri hegzagonal şekilli ve aynı boyuttadır. Hücre alan dağılımı normaldir. Yaşlanma ile birlikte ortalama hücre alanı ve hücre boyutu büyür ve hücreler pleomorfik hale gelir. Sağlıklı genç insanlarda endotel hücrelerinin kenar uzunlukları birbirine eşit iken, yaşlanma ile birlikte kenar uzunluklarında varyasyonlar gözlenmeye başlar.

Speküler mikroskopide elde edilmiş görüntülerde çeşitli yapılar izlenebilir. Hücre içi ve endotel hücreleri arasında düzgün sınırlı sağlıklı endotel hücrelerinden daha karanlık veya aydınlık görünümde yapılar olabilir. Bunlar kornea guttata da olduğu gibi izole düzgün kabartılar, multiple birleşmiş kabartılar, intraselüler parlak yapılar, pigmente endotel depozitleri, enflamatuar hücre göçüne bağlı olabileceğine inanılan hücreler arası karanlık yapılar izlenebilir.[45], [46]

Speküler Görüntüde Endotelin Kantitatif Morfometrik Analizi

Kantitatif analiz speküler görüntüsündeki endotel hücrelerinin durumu ile ilgili sayısal bir değerlendirme amacıyla yapılır.

Speküler mikroskopi ile elde edilen parametreler:

Sayılan hücre: Speküler mikroskoptan elde edilen görüntüde olan hücre sayısı.

En küçük hücrenin alanı (μm^2): Değerlendirmeye alınan görüntünün içindeki en küçük hücrenin alanı.

En büyük hücrenin alanı (μm^2): Değerlendirmeye alınan görüntünün içindeki en büyük hücrenin alanı.

Toplam alan (μm^2): Değerlendirmeye alınan görüntünün içinde kalan alan.

Standart sapma (μm^2): Hücre alanı ortalamasının standart sapması.

Değişkenlik katsayısı (CV): Ortalama hücre alanının, standart sapmaya oranıdır. Sağlıklı kişilerde 0.3'den düşüktür.

Hücre yoğunluğu (CD): mm^2 deki hücre sayısıdır.

Hekzagonal hücre oranı (HEX) (%): Sağlıklı bireylerde %60'ın üzerinde olması beklenir. [47]

Sabit çerçeve analizi: Sabit çerçeve analizinde sabit bir alan içinde bulunan hücre sayısının hesaplaması yapılır. Çerçeve içinde tamamı olan hücreler bir hücre, çerçeve içinde bir kısmı bulunan hücreler yarım hücre olarak sayılır ve toplanır. Hücre büyüklüğü çerçeve alanının toplam hücre sayısına oranı ile, hücre yoğunluğu ise mm^2 'deki toplam hücre sayısı ile hesaplanır.[48]

Değişken çerçeve analizi: Bu yöntem çerçeve sınırında bulunan küçük hücrelerin sayılmasında ortaya çıkan hataları düzeltmek amacıyla kullanılır. Sabit çerçeve analizine kıyasla ortalama hücre boyutunu daha doğru hesaplar. Değişken çerçeve analizinde kullanıcı öncelikle birbirine komşu hücre grubunun çevresini işaretler, daha sonra ise her hücrenin santralini işaretler. Yazılım işaretlenmiş hücre sayısını çerçeve alanına oranlayarak hücre yoğunluğunu bulur.[49] Resim 2'de cihaz ile elde edilen sonuç sayfası görülmektedir.

OD

6/4/2018 11:00:30 PM

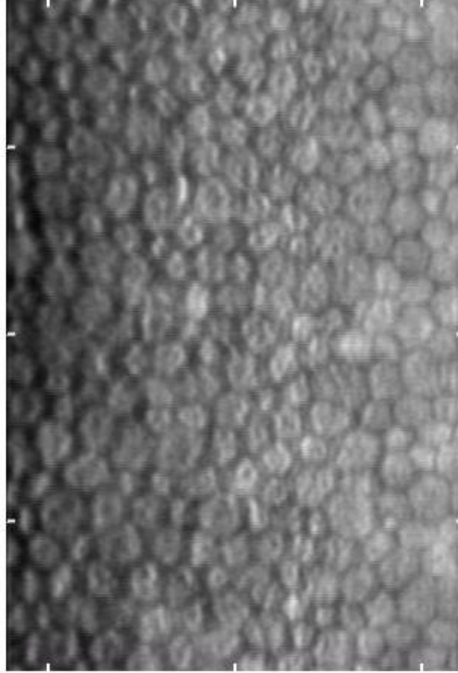
OS

Auto Trace

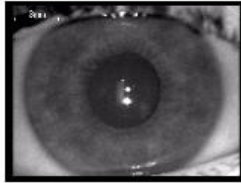
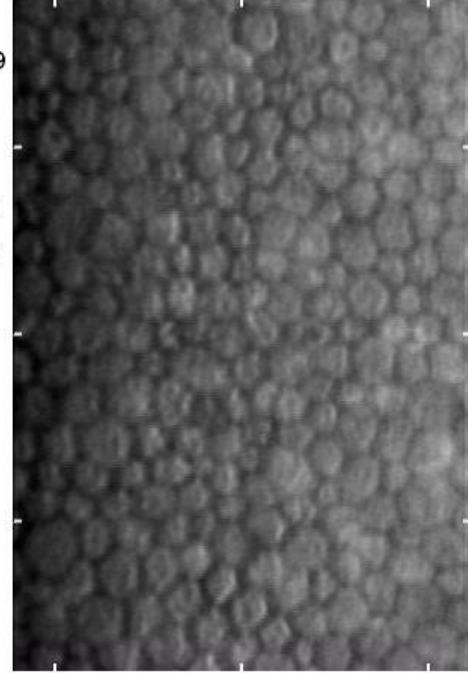
S

Auto Trace

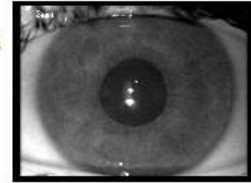
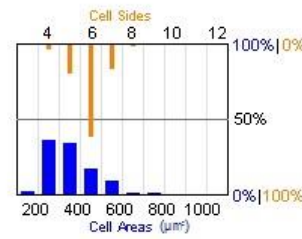
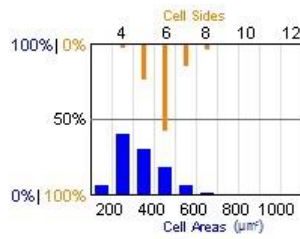
S



2994	$\frac{\mu m^2}{\mu m^2}$	CD	$\frac{\mu m^2}{\mu m^2}$	2849
30		CV		30
56	%	HEX	%	60
160	$\frac{cells}{cells}$	NUM	$\frac{cells}{cells}$	150
479	$\frac{\mu m}{\mu m}$	PACH	$\frac{\mu m}{\mu m}$	523
334	$\frac{\mu m}{\mu m}$	AVE	$\frac{\mu m}{\mu m}$	351
605	$\frac{\mu m}{\mu m}$	MAX	$\frac{\mu m}{\mu m}$	728
148	$\frac{\mu m}{\mu m}$	MIN	$\frac{\mu m}{\mu m}$	147
100		SD		104



AUTO Photo



AUTO Photo

Resim 2: 27 yaşında kadın hastaya ait CellChek XL (Konan Medikal, Kaliforniya, ABD) ile yapılan bilateral endotel hücre tabakası analizi

SCHEIMPFLUG GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ

1904'te Yüzbaşı Theodore Scheimpflug tarafından fotografik teknik olarak geliştirilmiştir. 1970'lerde Hockwin tarafından katarakt yoğunluğunu değerlendirebilmek amacıyla oftalmolojik muayenede kullanılmaya başlanmıştır.[50]

Scheimpflug kamera, 475 nm mavi led ışık kullanan ve görüntü almak için 1.45 mega piksel kamerası bulunan, invaziv olmayan, ön segmentin topografik ve tomografik görüntülenmesini sağlayan cihazdır. Bu cihaz ön segmentin görüntüsünü optik aks etrafında 180° dönerek iki saniyede 12-50 görüntü alır ve 138.000 yükseklik gölgesi ölçebilir. Alınan slit görüntüleri ile üç boyutlu görüntü oluşturulur. Bir diğer kamera ise, göz hareketlerini yakalar ve uygun düzeltmeler yapar. Normal görüntüleme kameranın lens ve görüntü düzlemi birbirine paraleldir. Düz bir cisim kendisine paralel bir kamerayla görüntülendiğinde cisim fokus düzlemi içinde yer aldığından tamamı net olarak görüntülenebilir. Fakat oblik olarak uzanan cisimler bu tip bir sistemle görüntülenmek istenirse, cismin bir kısmı net, bir kısmı flu görünecektir. Scheimpflug tekniğinde oblik olarak yerleşmiş cisim ile lens düzlemi fokus düzleminde karşılaşacağı için tüm cisim net olarak görüntülenmektedir.[51], [52]

Gözün Scheimpflug kamera ile görüntüsü alındıktan sonra, cihaz bu görüntüleri işleyerek akıllı haritalar olarak sunar. Bu haritalar; ön ve arka kornea yüzeyinin eğim ve elevasyon haritası, sagittal eğim haritası, tanjansiyel eğim haritası, refraktif güç haritası, kornea kalınlık haritaları, wavefront ve kornea dansitometri haritalarıdır.[51]–[53]

Korneal Dansitometri

Kornea dansitometrisi korneanın saydamlığının değerlendirildiği bir yöntemidir. Sağlıklı kişilerde korneadan görünür ışığın saçılması en az seviyededir. Saydamlığı bozan değişiklikler ışık saçılmasına neden olarak kornea dansitometrisini arttırmırlar. Kornea dansitometrisi birimi GSU (Gray Scale Unit)'dur ve değerler 0 ile 100 arasındadır. '0' değeri tamamen şeffaflığı, '100' değeri ise ışığı hiç geçirmeyen total opaklığı ifade eder.[54], [55] Pentacam cihazının dansitometri yazılımı ile 12 mm çaplı korneal halkanın farklı bölge ve derinliklerindeki dansitometri değerleri ölçülebilir. Bu yazılımda kornea dört bölgeye ayrılmıştır. Bunlar: 0-2 mm, 2-6 mm, 6-10 mm ve 10-12 mm çaptaki dairesel alanlardır. Ayrıca aynı yazılımla üç farklı

korneal derinlikten dansitometri ölçülebilmektedir. Bunlar yüzeyel 120 μm 'lik anterior tabaka, endotel tabakasına en yakın yüzeydeki 60 μm 'u içeren posterior tabaka ve bu iki tabaka arasında kalan santral tabakadır. Kornea dansitometrisi kornea opasitelerinin takibinde, korneal crosslinking tedavisi sonrası korneal haze değerlendirilmesinde, refraktif cerrahi ve keratoplasti sonrası kornea bulanıklığının ve epitelyal içe büyümenin değerlendirilmesinde, mukopolisakkaridoz gibi depo hastalıklarında ve monoklonal gamopatilerde kornea bulanıklığının değerlendirilmesinde kullanılmıştır.[54]–[57]



Resim 3: Scheimpflug kamera ile korneal kurvatür ve SKK muayenesi

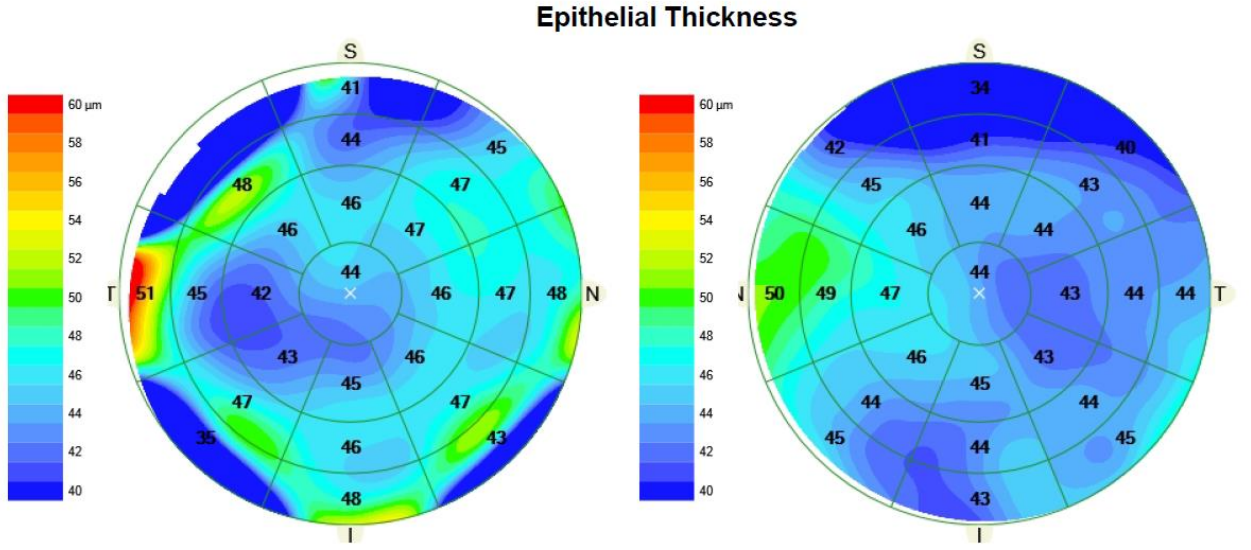
ÖN SEGMENT OPTİK KOHERANS TOMOGRAFI

Ön segment optik koherans tomografiyi (ÖS-OKT) Izatt ve ark.[58] 1994 yılında retinal OKT ile aynı dalga boyunu (830nm) kullanarak, ön segment görüntüsü elde etmesiyle tanımlamışlardır. Bu dalga boyundaki ışık, iridokorneal açı görüntülenmesinde, sklera gibi dokularda penetrasyonunun iyi olmaması ve saçılması dolayısıyla sınırlı etkinlik gösterebilmiştir. Açı ve ön segment görüntülenmesini optimize etmek için, skleraya daha iyi penetrasyonu olan, aynı zamanda saniyede 8 kare gerçek zamanlı görüntüleme avantajları olan 1310 nm dalga boyuna yükseltilmiştir.

Günümüzde premium ÖS-OKT eksternal lensler ile çekilmektedir. Bu lenslerden, ön kamara lensi ile ön kamara görüntüsü ve geniş açı-açı görüntüsü alınabilir. Ön kamara görüntüsünde; ön kamara derinliği, açı-açı mesafesi ölçümü, lens kubbesi, ön kamara alanı, korneal kalınlık ölçülebilir. Geniş açı-açı görüntüsünde iridokorneal açı derecesi, trabekulum ve iris alanı, skleral mahmuz derecesi değerlendirmeleri ve ölçümleri yapılabilir.

Eksternal lenslerden kornea lensi ile HD kornea ve HD açı görüntülenmesi yapılabilir. HD kornea görüntüsü ile rezidüel stromal kornea dokusu izlenebilir. Ayrıca pakimetri ve korneal epitel kalınlık haritaları değerlendirilebilir. HD açı görüntüsü ile iridokorneal açı derecesi, trabekulum ve iris alanı, skleral mahmuz derecesi değerlendirmeleri yapılabilir.

Pakimetri haritalarında santral 6mm'lik kornea alanı görüntüye alınarak yazılım üzerinden değerlendirme yapılmaktadır. Yazılım epitel haritasını santral 2 mm, parasantral 2-4 mm, midperiferal 4-6 mm olmak üzere 3 bölgeye ve parasantral ve midperiferal alanda 8 kadrana bölerek kalınlık belirtmektedir.[59]



Resim 4: Cirrus OKT ile elde edilmiş epitel kalınlık haritası



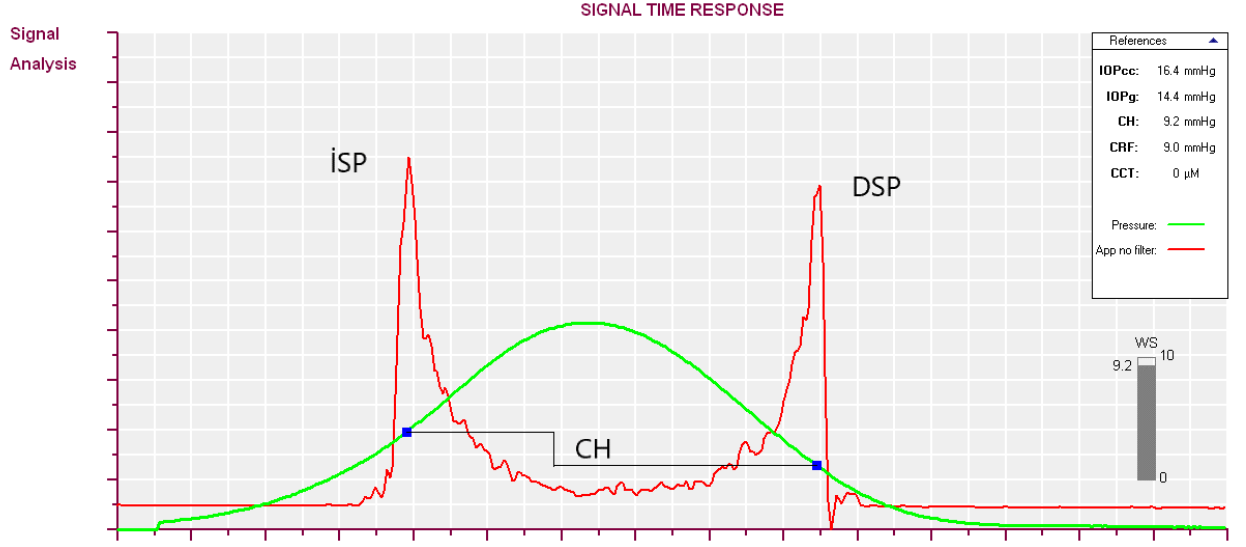
Resim 5: Cirrus OKT cihazının eksternal kornea lensi ile epitel kalınlık muayenesi

OKÜLER CEVAP ANALİZÖRÜ

Oküler cevap analizörü (Ocular Response Analyzer: ORA, Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, NY, USA); glokom tanı ve takibinde, geleneksel yöntemlerle teşhisi ve takibi zor olan normotansif glokomda, refraktif cerrahi sonrasında gelişebilecek kornea ektazilerinde, keratokonusta ve Fuch's distrofisi gibi kornea hastalıklarının teşhisinde ve tedavisinde önemli bir yer edinmiştir.[60]

Reichert tarafından geliştirilen ORA cihazı, iki yönlü aplanasyon imkan sağlayan hareketli hava püskürtme sistemi barındırmaktadır. Hızlı hava püskürtmeden 20 ms sonra korneanın şekil değişikliğine uğradığı zamanda ve eski haline dönmeye başladığı zamanda elektrooptik sistem ile iki aplanasyon değeri ölçülür. Korneanın viskoelastik yapısı, sertliği ve direnci nedeniyle alınan aplanasyon değerleri birbirinden farklılık gösterir. Bu fark korneanın viskoelastik yapısı ve direnci hakkında bilgi verir.[61]

Korneanın içeri ve dışarı hareketi sırasında alınan aplanasyon değerlerinin farkı korneal histerezis (CH) olarak ifade edilmektedir.[62] CH korneanın visköz niteliğin sayısal değeridir. CH ilk defa Luce tarafından ölçülmüştür. Luce CH'nin 1,8-14,6 mmHg arasında değiştiğini bildirmiştir.[60] Korneal rezistans faktör (CRF) ise korneanın viskoelastik özelliğinin sayısal ölçümüdür. Hem CH hem de CRF mmHg cinsinden ölçülmektedir. Cihaz bu korneal parametrik ve sayısal ölçüm sonuçlarının yanında, kornea yapısını yorumlayabilmek için uygulanan basınca bağlı değişim gösteren, bir sinyal grafiği görüntülemektedir.[60]



Şekil 6: Oküler cevap analizörü sinyal grafiği

(İSP: içeri sinyal piki, DSP: dışarı sinyal piki, CH: korneal histerezis)

Goldmann aplanasyon tonometrisi (GAT) ile göz içi basıncı (GİB) ölçümünde gözyaşı film tabakasının çekim gücü ve korneal elastikiyet gibi sonucu etkileyen parametreler mevcuttur. SKK, korneal elastikiyeti etkileyen önemli faktörlerden biridir. Kornea kalınlığı fazla ise GİB daha yüksek, kornea kalınlığı az ise GİB daha düşük ölçülür. Korneanın biyomekanik yapısı da GİB ölçümünde önemlidir. Korneanın daha sıkı yapıda olması daha yüksek GİB ölçümüne, korneanın daha gevşek yapıda olması ise daha düşük GİB ölçümüne neden olur. Buna ek olarak kornea düzleştikçe GİB daha düşük, dikleştikçe daha yüksek ölçülür. Korneal astigmatizmalı hastalarda GİB daha yüksek ölçülmektedir. ORA ise korneal astigmatizmadan daha az etkilenmektedir.[63]

ORA korneanın kalınlığı, viskoelastik yapısı ve direncinden bağımsız olarak hesaplanan gerçek GİB ölçümünü (GİBcc = Korneal kompanse göz içi basıncı) ve GAT ile alınan ölçümler ile korele GİB değerini (GİBg = Goldman ile korele göz içi basıncı) verebilmektedir. Bir ölçümde iki aplanasyon basıncının aritmetik ortalaması, GAT ile uyumlu GİBg olarak belirtilir. Ayrıca

cihaz CH değerini kullanarak, kompanse edilmiş GİBcc değerini vermektedir. GİBcc, GAT'a göre kornea kalınlığı ve ameliyat sonrası biyomekanik yapıların deforme olmasından düşük oranda etkilenmekte, korneanın niteliği ve kornea kalınlığından bağımsız gerçek göz içi basıncını vermektedir.[60], [64]



şekil 7: Oküler cevap analizörü ile kornea biyomekanik muayenesi

MATERYAL VE METHOD

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı Kornea Biriminde yumuşak kontakt lens kullanan hastalar arasından düzenli olarak takip edilen 50 hastanın 100 gözü, kontrol grubu olarak da polikliniğe başvurmuş 50 kişinin 100 gözü çalışmaya dahil edildi.

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

18-30 yaş arası

En iyi düzeltilmiş görme keskinliği 20/20 (Snellen eşeli ile)

Sferik refraksiyon kusuru -1 D ile -10 D arasında

Silindirik refraksiyon kusuru <-1 D

En az 1 yıl süre ile düzenli yumuşak silikon hidrojel kontakt lens kullanımı

Çalışma Dışı Bırakılma Kriterleri

Yumuşak silikon hidrojel dışı lens kullanımı

Ön segment veya oküler yüzey hastalığı bulunması

Düzenli sistemik ya da topikal medikal tedavi ihtiyacı

Korneayı etkileyen travma hikayesi

Ek sistemik hastalık öyküsü

Geçirilmiş refraktif cerrahi ya da göz içi cerrahi öyküsü

Speküler mikroskopi görüntülerinin kornea endotel analizi için uygun olmaması

Speküler mikroskopide kornea guttata saptanması

Kontrol grubu olarak polikliniğimize başvuran kişilerden aynı dahil edilme ve dışlanma kriterleri ile kontakt lens kullanım öyküsü olmayan olgular dahil edildi.

Çalışma öncesi oluşturulan çalışma protokolü Manisa Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Yerel Etik Kurulu'na sunulurak 30.03.2018 tarih ve 20478486-050.04.04 sayılı etik kurul onayı alındı. Tüm olgulardan çalışmaya dahil edilmeden önce Helsinki Deklarasyonu'na göre hazırlanmış aydınlatılmış onam alındı.

Tüm hastalara muayeneye gelmeden 1 gün önce kontakt lenslerinin çıkarılması gerektiği anlatılarak detaylı sistemik ve oftalmolojik öykü alındı. Korneanın diüurnal varyasyonlarından etkilenmemek için tüm olgulara 9:00 ile 12:00 arasında, ayrıntılı oftalmolojik değerlendirme yapılarak tashihsiz ve tashihli görme keskinlikleri, biyomikroskopik muayeneleri ve fundus muayeneleri yapıldı.

Tüm tetkiklerin yapıldığı cihazlarda hastaya uygun pozisyon verebilmek için hastanın çenesi çeneliğe yerleştirildi ve alınının alın bandına temas edecek şekilde olması sağlandı. Cihazda üzerindeki işaretli alana lateral kantus kenarı gelecek şekilde baş pozisyonu ayarlandı.

Tüm hastalara refraksiyon muayenesi öncesinde Canon RK-F2 (Canon USA Inc., Lake Success, NY, USA) otorefraktometre refraksiyon değerleri ölçüldü. Hastaya uygun pozisyon verildikten sonra hastadan cihazın içinde olan fiksasyon balonuna bakması istendi. Ölçümü yapan kişi tarafından, gözü hizalamak ve odaklamak için cihaz kumandası ile optik başlık ayarlandı ve kornea monitörde ortalandı. Ölçümler tam otomatik moda yapıldı. Ölçümler aynı kişi tarafından yapıldı ve değerler kaydedildi.

Speküler mikroskopi, Cellchek XL (Konan Medical USA, Torrance, CA, USA) ile yapıldı. Hastaya uygun pozisyon verildikten sonra hastadan cihazın içindeki yeşil fiksasyon ışığına bakması istendi ve göz monitör üzerinde görüldükten sonra yakalama butonuna basarak otomatik yakalama metodu

ile sabit pencere görüntüsü alındı. Görüntüler otomatik modda analiz edildi ve değerler kaydedildi. Tüm çekimler aynı teknisyen tarafından yapıldı.

Ön segment ve kornea değerlendirmesi, Scheimpflug kamera (Pentacam, Oculus Optik gerate GmbH, Wetzlar, Germany) cihazı ile yapıldı. Muayene eden kişi, gözü hizalamak ve odaklamak için cihaz kumandasını kullanarak optik başlığı ayarladı, kornea monitörde ortalandı ve görüntü cihaz tarafından otomatik olarak alındı. Görüntüler aynı teknisyen tarafından alındı ve değerler kaydedildi.

Kornea değerlendirmesi için ÖS-OKT Cirrus (Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin, CA) ve eksternal kornea lensi kullanılarak pakimetri modunda çekildi. Tüm çekimler aynı teknisyen tarafından yapıldı. Hastaya uygun pozisyon verildikten sonra cihazın içinde görünen yeşil ışığa bakması istendi. Monitör üzerindeki butonlar yardımı ile göz hizalanarak odaklandı ve yakalama butonuna basarak görüntü alındı ve ölçümler kaydedildi.

Korneanın biyomekanik değerlendirmesi, ORA (Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, New York, USA) cihazı ile yapıldı. Hastanın alını alınığa yaslandıktan sonra, hastadan kırmızı ışıklar içindeki yeşil fiksasyon ışığına bakması istendi. Cihazın monitöründeki butona basarak ölçümler alındı. Ölçümler sırasında waveform skoru 5'in üzerinde olan ölçümler değerlendirmeye alındı. Ardışık 3 ölçüm yapılarak en yüksek waveform skoru olan ölçüme ait değerler kaydedildi.

Kontrol ve çalışma grubu için elde edilen veriler istatistiksel olarak karşılaştırıldı. İstatistik analizi için SPSS 24 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Normal dağılımı olan gruplar için t testi, normal dağılıma uymayan gruplar ise Mann-Whitney U testi ile analiz edildi. Ele alınan parametrelerin birbirleri ile ilişkilerini incelemek için Spearman korelasyon analizi kullanıldı. p değerinin 0.05'den küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

Demografik Bulgular

1 yıldan uzun süre kontakt lens kullanan 50 hastanın 100 gözü ve kontrol grubu olarak sağlıklı kişilerden seçilen 50 kişinin 100 gözü değerlendirilmeye alındı. Kontakt lens kullanan hastalar kontakt lenslerini günlük takıp çıkararak, kontakt lens kullanım sürelerine uyan hastalardı.

Kontakt lens kullanan gruptaki olguların 23'ü (%46) kadın, 27'si (%54) erkek, kontrol grubundaki olguların 25'i (%50) kadın, 25'i (%50) erkekti. Tüm olguların 48'i (%48) kadın 52'si (%52) erkekti. Cinsiyet açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. ($p=0,33$)

Lens kullanan olguların yaş ortalaması $24,54 \pm 3,06$, kontrol grubundaki olguların yaş ortalaması $23,38 \pm 2,33$ olarak bulundu. (Tablo-1) Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi. ($p=0,24$)

Kontakt lens kullanım süresi ortalama $5,94 \pm 3,08$ (1-12) yıl olarak bulundu.

Tablo-1: Grupların Demografik Özellikleri

	<i>Kontakt lens grubu</i>	<i>Kontrol grubu</i>	<i>Toplam</i>
Kadın	23 (%46)	25 (%50)	48 (%48)
Erkek	27 (%54)	25 (%50)	52 (%52)
Yaş	$24,54 \pm 3,06$	$23,38 \pm 2,33$	$24,06 \pm 3,34$

Kontakt lens kullanan gruptaki gözlerin refraksiyon değerleri ortalama -3,30 ± 1,57D (-1,0,-9,0) olarak, kontrol grubundaki gözlerin ortalama refraksiyon değerleri ise -3,31 ± 1,72D (-1,0,-8.50) değerlendirildi. Refraksiyon değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. (p=0,36)

Kontakt lens kullanan gruptaki hastaların 15'i (%30) Balafilcon A (PureVision™ Bausch & Lomb, Rochester, NY, USA), 13'ü (%26) Lotrafilcon B (Air Optix® AQUA, Ciba Vision, Duluth, GA, USA), 22'si (%44) Senofilcon A (Acuvue Oasys, Johnson & Johnson, Jacksonville, FL) materyalinden yapılmış lens kullanıyordu. Kontakt lens kullanan grupta 9 hasta (%18) Opti-free (Alcon), 9 hasta (%18) Renu (Bausch&Lomb), 32 hasta (%64) Bio-true (Bausch&Lomb) kontakt lens solüsyonu kullanmaktaydı. Çalışmaya dahil edilen hastaların kullandığı kontakt lenslerin özellikleri tablo-2' de belirtilmiştir.

Tablo-2: Çalışmada kullanılan kontakt lensler ve özellikleri

<i>Materyal</i>	<i>İsim</i>	<i>Modülüs</i>	<i>Dk/t</i>	<i>Su içeriği</i>	<i>Temel eğriliği</i>	<i>Tüm çapı</i>
Balafilcon A	Purevision HD2	1.06	130	%36	8.6	14.0
Senofilcon A	Acuvue Oasys	0.72	147	%38	8.4 - 8.8	14.0
Lotrafilcon B	Air Optix Aqua	1.2	138	%33	8.6	14.2

Dk/t: oksijen iletkenliği

Pentacam Bulguları

Kontakt lens kullanan gruptaki hastaların ortalama r1 değerleri 7,86 ±0,23 mm, r2 değerleri ise 7,67 ±0,25 mm, kontrol grubunda ise ortalama r1 değerleri 7,93 ±0,22 mm, r2 değerleri ise 7,75 ±0,23 mm olarak

değerlendirilmiştir. Hem r1 hem de r2 değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı fark mevcuttur. (p=0,025, p=0,020)

Kontakt lens kullanan gruptaki hastaların ortalama ön kamara derinliği $3,14 \pm 0,25$ mm, korneal volümü $60,68 \pm 3,28$ mm³ ve ön kamara volümü $210 \pm 33,96$ mm³ olarak; kontrol grubundaki olguların ortalama ön kamara derinliği $3,18 \pm 0,29$ mm, korneal volüm $59,85 \pm 4,64$ mm³ ve ön kamara volümü $208 \pm 31,28$ mm³ olarak değerlendirildi. Bu parametreler karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. (p=0,14, p=0,21, p=0,16) Pentacam değerlendirmesinde kontakt lens kullanan olgularda ortalama SKK değeri $531 \pm 27,18$ µm olarak bulunmuş iken kontrol grubunda ortalama $546 \pm 31,49$ µm olarak bulunmuştur. Bu değerler karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur. (p=0,001) (Tablo-3) Kontakt lens kullanım süresi ile SKK arasında anlamlı korelasyon bulunmamıştır. (p=0,79 r=-0,02) İki grup birlikte ele alındığında ortalama SKK değerleri ile miyopi dereceleri arasında anlamlı korelasyon bulunmamıştır. (p=0,70 r=0,03)

Tablo-3: Scheimpflug kamera ile elde edilen ön segment muayene bulguları

<i>Gruplar</i>	<i>r1</i>	<i>r2</i>	<i>Ön kamara derinliği</i>	<i>Korneal volüm</i>	<i>Ön kamara volümü</i>	<i>SKK</i>
Lens grubu	$7,86 \pm 0,23$	$7,67 \pm 0,25$	$3,14 \pm 0,25$	$60,68 \pm 3,28$	$210 \pm 33,96$	$531 \pm 27,18$
Kontrol grubu	$7,93 \pm 0,22$	$7,75 \pm 0,23$	$3,18 \pm 0,29$	$59,85 \pm 4,64$	$208 \pm 31,28$	$546 \pm 31,49$
p değeri	0,025	0,02	0,14	0,21	0,16	0,001

SKK: santral kornea kalınlığı

Speküler Mikroskopi Bulguları

Speküler mikroskopide elde edilen verilere göre kontakt lens kullanan grupta CD: $2925 \pm 164,32$ hücre/mm², kontrol grubunda ise CD: $2887 \pm 187,92$ hücre/mm² olarak bulundu. Kontakt lens kullanan grupta CV: % $28,56 \pm 3,09$, kontrol grubunda ise CV: % $28,31 \pm 3,61$ olarak bulundu. Kontakt lens kullanan grupta ortalama HEX: % $49,33 \pm 6,41$, kontrol grubunda ise HEX: % $49,77 \pm 7,46$ olarak değerlendirildi. Bu üç parametre birbiri ile karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır. ($p=0,13$, $p=0,60$, $p=0,65$) (Tablo-4) Kontakt lens grubunda, lens kullanım süresi ile CD arasında anlamlı negatif korelasyon saptanmıştır. ($r:-0,302$ $p=0,002$)

Tablo-4: Speküler Mikroskopi ile elde edilen kornea endotel muayene bulguları

	CD (hücre/mm²)	CV (%)	HEX (%)
Kontakt lens grubu	$2925 \pm 164,32$	$28,56 \pm 3,09$	$49,33 \pm 6,41$
Kontrol grubu	$2887 \pm 187,92$	$28,31 \pm 3,61$	$49,77 \pm 7,46$
p değeri	0,13	0,60	0,65

CD: Endotel hücre yoğunluğu, CV: Değişkenlik katsayısı, HEX: Hekzagonal hücre oranı

Oküler Cevap Analiz Bulguları

ORA sonuçlarına göre kontakt lens kullanan grupta ölçülen ortalama GİBcc: $16,57 \pm 2,65$ mmHg, kontrol grubunda ölçülen ortalama GİBcc: $15,86 \pm 2,80$ mmHg olarak bulunmuştur. Bu değerler istatistiksel olarak karşılaştırıldıklarında aralarında anlamlı fark bulunmamaktadır. ($p=0,68$)

Kontakt lens kullanan grupta ortalama GİBg: $15,63 \pm 2,61$ mmHg, kontrol grubunda ise GİBg: $15,66 \pm 3,03$ mmHg olarak bulunmuştur. Bu

değerler karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunmamaktadır.
(p=0,94)

Kontakt lens kullanan grupta ortalama CRH: 10,04 ±1,83 mmHg, kontrol grubunda ise ortalama CRH: 10,70 ± 2,0 mmHg olarak bulunmuştur. Bu değerler karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. (p=0,01)

Kontakt lens kullanan grupta ortalama CH: 9,97 ± 1,88 mmHg, kontrol grubunda ise ortalama CH: 10,66 ± 1,83 mmHg olarak bulunmuştur. Bu değerler karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. (p=0,017) (Tablo-5) Kontakt lens grubunda lens kullanım süresi ile CH ve CRH arasında anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır. (p=0,67 r=0,05; p=0,56 r=-0,04)

Tablo-5: Oküler cevap analizörü ile elde edilen korneal biyomekanik muayene bulguları

	<i>GİBcc</i>	<i>GİBg</i>	<i>CRH</i>	<i>CH</i>
Kontakt lens grubu	16,57 ± 2,65	15,63 ± 2,61	10,04 ± 1,83	9,97 ± 1,88
Kontrol grubu	15,86 ± 2,80	15,66 ± 3,03	10,70 ± 2,0	10,66 ± 1,83
p değeri	0,68	0,94	0,01	0,01

GİBcc: Korneal kompanse göz içi basıncı, GİBg: Goldman ile korele göz içi basıncı CRH: korneal rezistans faktör, CH: Korneal histerezis

Ön Segment Optik Koherans Tomografi Bulguları

ÖS-OKT ile epitel kalınlık haritaları santral 2mm, parasantral 2-4mm ve midperiferal 4-6mm aralıkları ile toplam 17 kadrant olarak değerlendirilmiştir. Kontakt lens grubu ile kontrol grubu karşılaştırıldığında kontakt lens kullanan hastaların epitel kalınlığı tüm kadrantlarda daha ince olarak saptanmış ancak sadece santral kadrant ile parasantral bölgede nazal ile temporal kadrantlardaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Kontakt lens kullanan grupta santral epitel kalınlığı $47,31 \pm 3,51 \mu\text{m}$, kontrol grubunda ise $48,64 \pm 4,09 \mu\text{m}$ olarak değerlendirilmiştir. Parasentral bölge nazal kadranda için kontakt lens kullanan grupta ortalama epitel kalınlığı $46,56 \pm 3,67 \mu\text{m}$ kontrol grubunda ise $47,83 \pm 3,96 \mu\text{m}$ olarak değerlendirilmiştir. Parasentral bölge temporal kadranda ortalama epitel kalınlığı kontakt lens kullanan grupta $45,44 \pm 3,72 \mu\text{m}$ kontrol grubunda ise $46,75 \pm 4,21 \mu\text{m}$ olarak değerlendirilmiştir. Üç kadranda için bu iki grup karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur. ($p=0,01$), ($p=0,02$), ($p=0,02$) Kontakt lens kullanan olgular ile kontrol grubuna ait tüm kadranda epitel kalınlıkları tablo-6 ve tablo-7’ de özetlenmiştir. ÖS-OKT ile SKK değerlendirildiğinde; kontakt lens kullanan kişilerde SKK: $528,61 \pm 27,19 \mu\text{m}$, kontrol grubunda ise SKK: $544,44 \pm 31,36 \mu\text{m}$ olarak saptanmış ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p=0,001$).

Tablo-6: Parasentral bölge kornea epitel kalınlık bulguları

	S (μm)	SN (μm)	N (μm)	IN (μm)	I (μm)	IT (μm)	T (μm)	ST (μm)
Kontakt lens grubu	$45,33 \pm 3,60$	$46,04 \pm 3,83$	$46,56 \pm 3,67$	$47,69 \pm 3,85$	$48,0 \pm 3,75$	$46,59 \pm 3,68$	$45,44 \pm 3,72$	$45,52 \pm 3,60$
Kontrol grubu	$45,96 \pm 4,17$	$46,94 \pm 4,06$	$47,83 \pm 3,96$	$48,38 \pm 4,30$	$48,46 \pm 4,33$	$47,34 \pm 4,62$	$46,75 \pm 4,21$	$46,34 \pm 4,48$
p değeri	0,255	0,10	0,02	0,234	0,423	0,206	0,021	0,156

S: Superior, SN: Superior nazal, N: Nazal, IN: Inferior nazal, I: Inferior, IT: Inferior temporal, T: Temporal, ST: Superior temporal

Tablo-7: Midperiferal bölge kornea epitel kalınlık bulguları

	S	SN	N	IN	I	IT	T	ST
	(μm)	(μm)	(μm)	(μm)	(μm)	(μm)	(μm)	(μm)
Kontakt lens grubu	43,92 $\pm 4,22$	45,08 $\pm 4,20$	45,77 $\pm 3,82$	47,18 $\pm 4,05$	47,35 $\pm 3,96$	46,31 $\pm 3,68$	44,90 $\pm 3,95$	44,50 $\pm 3,96$
Kontrol grubu	44,02 $\pm 4,46$	45,58 $\pm 3,71$	46,56 $\pm 3,86$	47,82 $\pm 4,08$	47,57 $\pm 4,19$	46,93 $\pm 4,67$	45,78 $\pm 4,41$	44,56 $\pm 4,16$
p değeri	0,871	0,374	0,148	0,612	0,628	0,299	0,139	0,958

S: Superior, SN: Superior nazal, N: Nazal, IN: Inferior nazal, I: Inferior, IT: Inferior temporal, T: Temporal, ST: Superior temporal

TARTIŞMA

Yumuşak kontakt lensler, en iyi düzeltilmiş görme keskinliğini kolay bir şekilde sağlarken estetik görünüm açısından da tatmin edici sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Bu sebeple özellikle genç erişkinler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Fakat uzun süreli kontakt lens kullanımının kornea tabakalarına ve kornea biyomekaniklerine etkisi net olarak bilinmemektedir. Yumuşak kontakt lens kullanımına bağlı olan kornea değişikliklerinin ve olası komplikasyonların bilinmesi hem kişinin kontakt lens kullanımına devamı ve hem de gelecekte planlanacak bir refraktif cerrahi açısından oldukça önemlidir.

Korneal oksijen alımının, enerji metabolizmasında ve korneada şeffaflığın sağlanmasında önemli bir rolü vardır. Korneal oksijen alımı temel olarak kornea yüzeyine temas eden hava ve palpebral konjonktivadaki kapiller kan akımına bağlıdır.[65]–[69] Normal koşullarda, göz kapaklarının kapanması ile kornea havadan oksijen alamaz ve bu durum da Na-K ATPaz pompasının durmasına ve kornea ödeme yol açar.[24] Bu durum gözler açılıp, oksijen alımı başlayınca tamamen geri döner.[66] Korneayla ilgili diüurnal değişiklikler uykudan uyanıldığı zaman belirgin olmaktadır. Korneal ödem sebebi ile SKK'nin artması ile birlikte korneal topografide korneanın iç ve dış kurvatüründe düzleşme izlenmektedir. Sabahtan öğlene doğru korneal kalınlıkta düşüş izlenmektedir.[70]

Gözlerin açık ya da kapalı olmasından bağımsız olarak, kontakt lens kullanımı bariyer görevi görerek havadaki oksijenin kornea yüzeyine temas etmesine engel olmaktadır.[71] Kontakt lens kullanımı ile kornea kalınlığındaki değişim, kontakt lens kullanımı ile indüklenen hipoksik stresin bir ölçüsü olarak düşünülebilir.[72] Çoğu çalışma korneal stresin bir

göstergesi olarak gözler açık[73] ya da kapalı[74] durumdayken kontakt lens kullanımının kornea ödemeine yol açtığını bildirmişlerdir.

PMMA,[75] sert gaz geçirgen,[76] hidrojel[77] ve silikon hidrojel[78] kontakt lensler dahil olmak üzere pek çok kontakt lens tipinde kornea topografisinde değişiklikler kaydedilmiştir. Bu değişiklikler santral korneanın dikleşmesi, düzleşmesi, düzenli ya da düzensiz astigmatizma oluşumu, radyal simetrisinin azalması[79] ya da yüksek sıralı aberasyonlar[80] olabilir.

Literatürde kontakt lens kullanımının korneal kurvatür üzerine etkisine dair farklı sonuçlar bildiren çalışmalar mevcuttur. Tyagi ve ark.[81] 20 genç hasta ve 4 farklı yumuşak kontakt lens ile yapmış oldukları çalışmada kontakt lens kullanımı ile santral kornea kalınlığının arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışma incelendiğinde kontakt lens materyallerinin Dk değeri ile korneal kalınlık arasında negatif korelasyon olduğu, ayrıca, yumuşak kontakt lens kullanımından sonra kornea yüzeyinde düzleşme olduğunu bildirmişlerdir.

İskeleli ve ark.[82] gaz geçirgen sert kontakt lens kullanan kişilerde yapmış oldukları prospektif çalışmada, hem horizontal hem de vertikal eksende korneada düzleşme olduğunu ve bu düzleşmenin kullanım süresi arttıkça daha anlamlı hale geldiğini saptamışlardır. Ayrıca santral kornea kalınlığında azalma olduğu ve kullanım süresi uzadıkça azalmanın daha anlamlı hale geldiğini bildirmişlerdir.

Liu ve ark.[83] 5 yıldan uzun süre yumuşak kontakt lens kullanan kişiler ile yapmış oldukları çalışmada, kornea kurvatürünün kontakt lens kullanan kişilerde daha dik olduğu sonucuna ulaştıklarını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada SKK'nın kontakt lens kullanan kişilerde 30-50 µm daha ince olduğunu ve SKK ile kontakt lens kullanım süresi arasında negatif yönde bir korelasyon bulunduğunu bildirmişlerdir. Literatürde benzer sonuçları olan başka çalışmalar da mevcuttur.[84] Bu korneal incelmenin spesifik bir nedeni belirlenememiştir. Bu durum için en olası açıklama stromada kronik ödem ve stroma kompozisyonundaki biyokimyasal değişikliklerdir.[84], [85] Literatürde bu korneal incelme ile ilgili olarak iki hipotez ortaya atılmıştır. Bunlardan birisi kontakt lens kullanan kişilerde gözyaşı ozmolaritesinin artmış olmasıdır.

Kronik olarak hiperozmolar gözyaşına maruz kalmanın korneal incelmeyi indüklediği bildirilmiştir.[86] Bir diğer hipotez ise kontakt lens kullanan kornealarda keratosit ve epitelyal hücrelerin apoptozisinin artmasıdır. Travmaya uğramış epitel hücrelerden İnterlökin 1 (IL-1) salınır ve bu IL-1 keratosit apoptozisine neden olur. Kontakt lens kullanan kişilerin gözyaşında, kontrol grubuna göre artmış oranda IL-1 seviyesi izlenmiştir.[83], [86]–[89] Özellikle de iyi uyum göstermeyen kontakt lens kullanımı kronik mikro travma ve hipoksiye yol açarak IL-1 artışına neden olabilir. Çalışmamızda kontakt lens kullanan hasta grubunda korneal kurvatürün daha düz olduğu ve SKK'nin daha ince olduğu saptanmıştır. Çalışmamızda kontakt lens grubunda kullanılan lenslerin tümünün yüksek Dk/t oranına sahip olması ve düzenli kullanım sebebiyle korneal hipoksi gelişiminin daha az olduğu ve bu sebeple hipoksiye sekonder korneal ödem gelişimi ve SKK artışı izlenmemiş olabileceği düşünülmüştür. Ayrıca uzun süreli kontakt lens kullanımına bağlı olarak ortaya çıkan kronik inflamasyon sonucunda stromal değişikliklere bağlı olarak SKK incelmış olabilir. Literatürde bildirilen sonuçlar arasındaki farklılık, hasta popülasyonları, kullanılan kontakt lens materyalleri, kontakt lens kullanım süresi ve kontakt lens kullanım alışkanlıklarının farklı olmasına bağlı olabilir.

Epitel kalınlık haritalarında çalışmamızda tüm kadranlarda epitel kalınlığı kontrol grubuna göre daha ince olmakla birlikte sadece santral kadran ve parasantral nazal ile temporal kadranlarda anlamlı olarak ince saptanmıştır. Hong ve ark.[90] lens kullanım öyküsü olmayan 40 olgu ve 2 yıldan uzun süreli kontakt lens kullanım öyküsü olan 40 hasta ile yapmış oldukları çalışmada epitel tabakasının tüm kadranlarında incelmeye olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Jalbert ve ark.[91] 3 yıldan uzun süre düşük Dk'lı kontakt lens kullanan, yüksek Dk'lı yumuşak kontakt lens kullanan ve kontakt lens kullanım öyküsü olmayan kişiler ile yaptıkları çalışmada; kontakt lens kullanan her iki grupta da epitel kalınlığının, kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha ince olduğunu bildirmişlerdir. Düşük Dk'lı kontakt lens kullanan kişiler ile yüksek Dk'lı kontakt lens kullanan kişiler karşılaştırıldığında, düşük Dk'lı kontakt lens kullanan grupta epitel

tabakasının anlamlı olarak daha ince olduğu saptanmıştır. Yine bu çalışmada sadece düşük Dk'lı lens kullananlarda tespit edilebilen bazal epitel hücre tabakasındaki morfolojik değişiklikler, hipoksinin epitel hücre tabakasındaki değişikliklerde esas faktör olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda yüksek Dk'lı kontakt lens kullanımı sebebiyle direkt lens basısı ve epitel homeostaz modülasyonunun, epitel tabaka değişikliklerinin altında yatan olası mekanizmalar olduğunu düşünmekteyiz. Kontakt lenslerin horizontal ekseninde kornea ile daha fazla temas ettiği ve mekanik etkiye bağlı olarak bu bölgelerde sektörel bir incelme olduğu kanaatindeyiz.

Kornea endotel hücrelerinin morfolojisini etkileyebilecek birçok faktör vardır ve kontakt lens kullanımı en sık bahsedilen konulardan birisidir. Lee ve ark.[92] 5 yıldan uzun süre yumuşak kontakt lens kullanan ve kontakt lens kullanım öyküsü olmayan hastaları inceledikleri çalışmalarında kontakt lens kullanım süresi ile kornea endotelinin morfolojik değişiklikleri arasında anlamlı korelasyon olduğunu, ayrıca yumuşak kontakt lens kullanıcılarının kontakt lens kullanıcısı olmayan kişilere kıyasla hücre boyutları açısından daha büyük CV'ye sahip olduklarını bildirmişlerdir. Aynı çalışma grubunda 6-10 yıl boyunca kontakt lens kullanan kişilerde HEX ve CD kontrol grubuna göre anlamlı olarak düşük olduğunu saptamışlardır. Setala ve ark.[94] PMMA materyalden üretilmiş kontakt lens kullanan hastalar ile yapmış oldukları çalışmada, kontakt lens materyalinin ve lens kullanım süresinin endotel hücre morfolojisini etkileyip etkilemediğini araştırmış ve kontakt lensin uzun kullanım süresinin CV'de artışa, HEX ve CD'de azalmaya neden olduğunu bulmuşlardır. Yazarlar, lens tiplerinden ziyade, kontakt lenslerin uzun süreli kullanımının endotel hücre morfolojisini etkileyen bir faktör olduğu sonucuna varmışlardır. Korneal hipoksinin ana sebebi olan düşük Dk/t oranına sahip uzun ömürlü yumuşak kontakt lenslerin korneada kronik hipoksi ve endotel hücre morfolojisinde değişikliklere yol açtığı bilinmektedir. Bu değişiklikleri engelleyebilmek için korneaya minimum 125×10^{-9} (santimetrekare. ml O₂ / saniye x ml x mmHg) oksijen geçmesinin gerekli olduğu tahmin edilmektedir.[95] Covey ve ark.[93] 32 olgu ile yapmış oldukları çalışmada CV oranının artmasının, konvansiyonel yumuşak hidrojel

kontakt lens takma süresiyle ilişkili olduğunu, ancak yüksek DK'lı silikon hidrojel kontakt lens kullananlarda gözlenmediğini bildirmişlerdir. Yine benzer şekilde Mohidin ve ark.[96] kontakt lens kullanan 54 olgu ile yapmış oldukları çalışmada; kontakt lens kullanan ve kullanmayan kişiler arasında kornea endotel hücrelerinin morfolojisinde anlamlı fark olmadığını ve bu durumu kontakt lensin üretildiği malzemenin yüksek oksijen geçirgenliğine ve lens kullanımının kısa süreli olmasına bağlamışlardır. Yeni nesil yumuşak silikon hidrojel lenslerin yüksek su içeriği ve yüksek oksijen geçirgenliği ile kronik hipoksi bulgularının minimuma indiğini gösteren başka çalışmalar da mevcuttur.[94], [96], [97] Bu çalışmada kontakt lens grubu ile kontrol grubu karşılaştırıldığında CD, CV, HEX açısından anlamlı bir farklılık bulunmazken, kontakt lens grubunda, lens kullanım süresi ile CD arasında anlamlı negatif korelasyon saptanmıştır. Bu durumda olguların kontakt lens kullanımına iyi uyum sağlamaları ve yüksek oksijen geçirgenliği olan materyalden üretilmiş kontakt lens kullanıyor olmaları muhtemelen bu tür değişikliklerin gerçekleşmesini engellemiştir.

Çoğunlukla fiziksel olan korneal değişikliklere ek olarak, az sayıda çalışma, yumuşak kontakt lens kullanımından sonra korneal biyomekanik değişiklikleri araştırmıştır. Yumuşak kontakt lensler genellikle kornea stromasındaki kollajen fibrilleri arasındaki mesafeyi değiştirerek biyomekanik özellikleri etkiler. [60]Çankaya ve ark.[98] miyopik hastalar ile yapmış oldukları prospektif çalışmada 56 hastayı kontakt lens kullanarak, 123 hastayı ise kontakt lens kullanmadan 10 ay boyunca takip etmişlerdir. Kontakt lens kullanan grup ile kontrol grubu karşılaştırıldığında CH, GİBcc arasında anlamlı bir fark olmadığı, GİBg ve CRH'nin kontakt lens kullanan grupta anlamlı olarak yüksek olduğunu saptamışlardır. Kontakt lens kullanımının kornea viskoelastik özelliklerini değiştirebileceğini ve GİB ölçümü sırasında kornea tepkisini etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Kronik kontakt lens kullanımı korneanın sıvı regülasyonu, korneal tabakaların özellikleri ve viskoelastik özelliğini etkileyebileceği bildirilmiştir. Moghadam ve ark.[99] yumuşak torik kontakt lens kullanmaya başlamış kişilerle yapmış oldukları çalışmada kontakt lens kullanmaya başladıktan 1 hafta sonraki CH

ve CRF deęerleri ile 1 ay sonraki CH ve CRF deęerleri arasında 0.4mmHg'lik bir dūřuř bildirilmiřtir. Kullanım sūresi ve CH ile CRH arasında anlamlı negatif korelasyon saptamıřlardır. Ancak kontakt lens bırakıldıktan ūç ay sonra CH ve CRF deęerlerinin bařlangıç seviyesine dōndūęū gōsterilmiřtir. Lau ve ark. 2 saat kontakt lens kullandıktan sonra yaptıkları çalıřmada ortalama CH deęerinin 0.6mmHg dūřtūęūnū ve bu dūřuřūn 1 saat sonra normalde dōndūęūnū bildirmiřlerdir[100]. Bu karřılık Lu ve ark.[101] yapmıř oldukları çalıřmada 3 saat kontakt lens kullandıktan sonra ortalama CH deęerinde bir farklılık olmadıęını bildirmiřlerdir. Nourouzi ve ark.[102] yapmıř oldukları çalıřmada kontakt lense baęlı kornea deęiřikliklerin kontakt lens çıkarıldıktan sonra 15 gūn daha devam ettięini ve bu deęiřikliklerin CRH ve CH'ın dūřuk çıkmasına neden olabileceęini bildirmiřlerdir. Bu çalıřmada her iki grup karřılařtırıldıęında GİBg ve GİBcc'de anlamlı bir fark bulunmamıřtır. Buna karřılık CH ve CRH anlamlı olarak daha dūřuk izlenmiřtir. Kontakt lens grubunda lens kullanım sūresi ile CH ve CRH arasında anlamlı bir korelasyon saptanmamıřtır. Bu durum inflamatuvar mediatōrler ve hipoksi nedeni ile kornea stromasının biyomekanik ōzelliklerinin deęiřmesine ve SKK deęiřikliklerine baęlı olabilir.

Kontakt lenslerin kornea ūzerine etkilerini açıklamaya çalıřan bu çalıřma ve literatūredeki dięer çalıřmalarda bildirilen farklı sonuçlar olgular arasındaki, arařtırma tekniklerindeki ve veri analizindeki farklılıklara baęlı olabilir. Refraktif cerrahi planlanan olguların būyūk bir bōlūmū kontakt lens kullanıcılarıdır. SKK'nın refraktif cerrahide ōnemli bir role sahip olması nedeniyle, kronik kontakt lens kullanımının SKK'de azalmaya neden olacaęı sonucu dikkate alınmalıdır. Ayrıca literatūrde hipoksinin kornea morfolojisi ūzerine etkileri dūřūnūlecek olursa, yūksek Dk/t oranına sahip kontakt lenslerin kullanımı hipoksinin ōnūne geçilmesi açısından son derece ōnemlidir. Bu çalıřmada kontakt lens grubu miyopik, genç hastalardan oluřmaktadır ve bu hastalar ilerleyen yıllarda glokom tanısı alabilir. SKK incelmesi ve CH ile CRH'da gōzlenen azalma, bu hastaların tanı ve takibinde sorunlara yol açabilir. Bu sebeple kontakt lens kullanan hastaların takibinde bu bulgular gōz ōnūnde bulundurulmalıdır.

SONUÇLAR

Bu çalışmada kontakt lens kullanım ile kornea morfoloji ve biyomekanik özelliklerinde meydana gelen değişiklikleri inceledik. Kontakt lens kullanım süresi 1 yıldan fazla olan gözlerde SKK'nin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha ince saptandı. Ayrıca kornea kurvatüründe anlamlı düzleşme görüldü. Kontakt lens kullanımı ile kornea epitel tabakasının santral ve parasantral nazal ile temporal kadranlarda kontrol grubuna göre daha ince olduğu tespit edildi. Kornea endotel morfolojisi değerlendirildiğinde CD, CV ve HEX açısından kontrol grubu ile anlamlı fark bulunamadı. Kontakt lens kullanım süresi ile CD arasında istatistiksel olarak anlamlı negatif korelasyon bulunduğu, kullanım süresi arttıkça CD'de azalma meydana geldiği tespit edildi. Kontakt lens kullanan grupta CH ve CRH kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük bulundu. Kullanım süresi ile CH ve CRH arasında anlamlı korelasyon izlenmedi.

ÖZET

AMAÇ: Kontakt lens kullanımının kornea morfolojisi, endotel hücre tabakası ve biyomekanikleri üzerine etkisini değerlendirmek

YÖNTEM: Çalışmaya Manisa Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalında düzenli yumuşak kontakt lens kullanan 50 hastanın 100 gözü yaş cinsiyet ve refraksiyon eşleştirmeli kontrol grubu ile karşılaştırıldı. Tüm olgulara detaylı oftalmolojik muayene yapıldı. Kontakt lens grubunda lens ve solüsyon markaları ve kullanım süreleri kaydedildi. Tüm olguların kornea özellikleri Canon RK-F2 (Tokyo-Japan) otorefraktometre, nonkontakt speküler mikroskopi (Konan CellChek XL, Medical USA, Torrance, CA, USA), Scheimpflug kamera (Pentacam, Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany), Ön segment optik koherans tomografi (Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin, CA) oküler cevap analizörü (Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, New York, USA) ile değerlendirildi. Tüm parametreler gruplar arasında istatistiksel olarak karşılaştırıldı ve $p < 0,05$ değerler anlamlı kabul edildi.

BULGULAR: Kontakt lens grubundaki olguların 23'ü (%46) kadın, 27'si (%54) erkek, kontrol grubundaki olguların 25'i (%50) kadın, 25'i (%50) erkekti. ($p=0,33$) Olguların yaş ortalaması kontakt lens grubunda $24,54 \pm 3,06$, kontrol grubunda $23,38 \pm 2,33$ idi. ($p=0,24$) Ortalama kontakt lens kullanım süresi $5,94 \pm 3,08$ (1-12) yıl idi. Sırasıyla grupların refraksiyon değerleri $-3,30 \pm 1,57D$ (-1,0,-9,0), $-3,31 \pm 1,72D$ (-1,0,-8.50) ($p=0,36$) Kontakt lens kullanan kişilerin 15'i (%30) Balafilcon A (PureVision™ Bausch & Lomb, Rochester, NY, USA), 13'ü (%26) Lotrafilcon B (Air Optix® AQUA, Ciba Vision, Duluth, GA, USA), 22'si (%44) Senofilcon A (Acuvue Oasys, Johnson & Johnson, Jacksonville, FL) lens kullanıyordu. Kontakt lens kullanan gruptaki ortalama r1 değeri $7,86 \pm 0,23$ mm, r2 değeri ise $7,67 \pm 0,25$ mm, ön kamara derinliği $3,14 \pm 0,25$ mm, korneal volüm $60,68 \pm 3,28$ mm³ ve ön kamara volümü $210 \pm 33,96$ mm³, SKK $531 \pm 27,18$ µm olarak,

kontrol grubunda ise ortalama r1 değeri $7,93 \pm 0,22$ mm, r2 değeri ise $7,75 \pm 0,23$ mm, ön kamara derinliği $3,18 \pm 0,29$ mm, korneal volüm $59,85 \pm 4,64$ mm³ ve ön kamara volümü $208 \pm 31,28$ mm³, SKK $546 \pm 31,49$ µm idi (sırasıyla $p=0,02$, $p=0,02$, $p=0,14$, $p=0,21$, $p=0,16$, $p=0,001$). Speküler mikroskopide kontakt lens grubunda ortalama CD: $2925 \pm 164,32$ hücre/mm², CV: % $28,56 \pm 3,09$, HEX: % $49,33 \pm 6,41$ olarak, kontrol grubunda ise ortalama CD: $2887 \pm 187,92$ hücre/mm², CV: % $28,31 \pm 3,61$, HEX: % $49,77 \pm 7,46$ idi (sırasıyla $p=0,13$, $p=0,60$, $p=0,65$). ORA sonuçlarına göre kontakt lens kullanan grupta ortalama GİBcc: $16,57 \pm 2,65$ mmHg, GİBg: $15,63 \pm 2,61$ mmHg, CRH: $10,04 \pm 1,83$ mmHg, CH: $9,97 \pm 1,88$ mmHg kontrol grubunda ölçülen ortalama GİBcc: $15,86 \pm 2,80$ mmHg, GİBg: $15,66 \pm 3,03$ mmHg, CRH: $10,70 \pm 2,0$ mmHg, CH: $10,66 \pm 1,83$ mmHg idi (sırasıyla $p=0,68$, $p=0,94$, $p=0,01$, $p=0,01$). Epitel kalınlığı kontakt lens ve kontrol grubunda sırasıyla, santral kadranda $47,31 \pm 3,51$ µm, $48,64 \pm 4,09$ µm parasantral bölge nazal kadranda $46,56 \pm 3,67$ µm, $47,83 \pm 3,96$ µm parasantral bölge temporal kadranda $45,44 \pm 3,72$ µm, $46,75 \pm 4,21$ µm idi (sırasıyla $p=0,01$, $p=0,02$, $p=0,02$).

SONUÇ: Benzer refraksiyon kusuruna sahip olup kontakt lens kullanan kişiler ile kontakt lens kullanmayan kişiler karşılaştırıldığında kontakt lens kullanan kişilerde kornea ön kurvatürünün daha düz olduğu, SKK'nın daha ince olduğu, epitel tabakasında santral ve parasantral nazal ile temporal kadrانların daha ince olduğu ve CH ile CRH değerlerinin düşük olduğu izlenmiştir. Kornea endotel morfolojisi değerlendirildiğinde CD, CV ve HEX açısından kontrol grubu ile anlamlı fark bulunamamıştır. Ayrıca literatürde hipoksinin kornea morfolojisi üzerine etkileri düşünülecek olursa, yüksek Dk/t oranına sahip kontakt lenslerin kullanımı hipoksinin önüne geçilmesi açısından son derece önemlidir.

Anahtar kelimeler: kontakt lens, kornea endoteli, kornea biyomekanikleri, kornea epitel kalınlığı

ABSTRACT

PURPOSE: To evaluate the effect of the use of contact lenses on corneal morphology, endothelial cell layer and biomechanics

MATERIAL-METHOD: In this study, 100 eyes of 50 patients who used soft contact lenses regularly and controlled in Manisa Celal Bayar University Faculty of Medicine Department of Ophthalmology, were compared with age and refractory matched control group. All patients underwent a detailed ophthalmologic examination. Lens and solution brands and duration of use were recorded in contact lens group. In all cases, refraction measurement with Canon RK-F2 autorefractometer, noncontact specular microscopy, Scheimpflug camera, anterior segment optical coherence tomography and external corneal lens epithelial thickness map measurement, ocular response analyzer and biomechanical evaluation were performed. Corneal features of all patients were evaluated with Canon RK-F2 (Tokyo-Japan) autorefractometer, noncontact specular microscopy (Konan CellChek XL, Medical USA, Torrance, CA, USA), Scheimpflug camera (Pentacam, Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany), anterior segment optical coherence tomography (Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin, CA) and ocular response analyzer (Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, New York, USA). All parameters were compared statistically between groups and $p < 0.05$ values were considered significant.

RESULTS: In the contact lens group; There were 27 males (54%) and 23 females (46%) and the mean age of the patients was 24.54 ± 3.06 years. In control group; There were 25 males (50%) and 25 females (50%) and the mean age of the subjects was 23.38 ± 2.33 years. There was no significant difference between contact lens group and control group in age and gender

(respectively $p=0.24$ $p=0.44$). The mean duration of contact lens use was 5.94 ± 3.08 (1-12) years. The refraction values of the groups were respectively -3.30 ± 1.57 D (-1.0 , -9.0), -3.31 ± 1.72 D (-1.0 , -8.50) ($p = 0.36$). Among contact lens users, 15 (30%) had Balafilcon A (PureVision™ Bausch & Lomb, Rochester, NY, USA), 13 (26%) had Lotrafilcon B (Air Optix® AQUA, Ciba Vision, Duluth, GA, USA) and 22 (44%) had Senofilcon A (Acuvue Oasys, Johnson & Johnson, Jacksonville, FL). The mean r1 value 7.86 ± 0.23 mm, r2 value 7.67 ± 0.25 mm, anterior chamber depth 3.14 ± 0.25 mm, corneal volume 60.68 ± 3.28 mm³, anterior chamber volume 210 ± 33.96 mm³ and CCT 531 ± 27.18 μm were measured in contact lens group. The mean r1 value 7.93 ± 0.22 mm, r2 value 7.75 ± 0.23 mm, anterior chamber depth 3.18 ± 0.29 mm, corneal volume 59.85 ± 4.64 mm³, anterior chamber volume $208 \pm 31,28$ mm³ and CCT $546 \pm 31,49$ μm were measured in control group. ($p=0.02$, $p=0.02$, $p=0.14$, $p=0.21$, $p=0.16$, $p=0.001$) The mean CD: 2925 ± 164.32 cells/mm², CV: % 28.56 ± 3.09 , HEX: % 49.33 ± 6.41 were measured in contact lens group and the mean CD: 2887 ± 187.92 cells/mm², CV: % 28.31 ± 3.61 , HEX: % 49.77 ± 7.46 were measured in control group (respectively $p=0.13$, $p=0,60$, $p=0,65$). The mean GiBcc: 16.57 ± 2.65 mmHg, GiBg: 15.63 ± 2.61 mmHg, CRH: 10.04 ± 1.83 mmHg, CH: 9.97 ± 1.88 mmHg were measured with ORA in contact lens group and the mean GiBcc: 15.86 ± 2.80 mmHg, GiBg: 15.66 ± 3.03 mmHg, CRH: 10.70 ± 2.0 mmHg, CH: 10.66 ± 1.83 mmHg were measured in control group (respectively $p=0,68$, $p=0,94$, $p=0,01$, $p=0,01$). Epithelial thickness in contact lens and control group was 47.31 ± 3.51 μm, 48.64 ± 4.09 μm in the central quadrant, 46.56 ± 3.67 μm, 47.83 ± 3.96 in nasal quadrant of paracentral region and 45.44 ± 3.72 μm, 46.75 ± 4.21 μm in temporal quadrant of paracentral quadrant, respectively (respectively $p=0.01$, $p=0.02$, $p=0.02$).

CONCLUSION: Amongst the eyes have same amount of refractive error, when the contact lens wearers compared to non-wearers, they have thinner CCT, flatter anterior curvature of cornea, lower CH and CRH values lower and thinner epithelial thickness in the central quadrant and nasal and

temporal quadrant of paracentral region . No significant difference was found between the two groups in terms of CD, CV and HEX. Furthermore, if the effects of hypoxia on corneal morphology are considered, the use of contact lens with high Dk / t ratio is extremely important for preventing hypoxia.

Key words: contact lens, corneal endothelium, corneal biomechanics, corneal epithelial thickness



KAYNAKLAR

- [1] N. Efron, "Soft Contact Lenses," in *Contact Lens Practice*, 3rd Edition, 2018, p. 496.
- [2] J. K. SuchECKI, P. Donshik, and W. H. Ehlers, "Contact lens complications.," *Ophthalmol. Clin. North Am.*, vol. 16, no. 3, pp. 471–84, Sep. 2003.
- [3] K. Dumbleton, "Noninflammatory silicone hydrogel contact lens complications.," *Eye Contact Lens*, vol. 29, no. 1 Suppl, pp. S186-9; discussion S190–1, S192-4, Jan. 2003.
- [4] T. J. Liesegang, "Physiologic changes of the cornea with contact lens wear.," *CLAO J.*, vol. 28, no. 1, pp. 12–27, Jan. 2002.
- [5] H. A. (Harold A. Stein, *Fitting guide for rigid and soft contact lenses : a practical approach*. Mosby, 2002.
- [6] L. A. Levin and F. H. Adler, *Adler's physiology of the eye*. 2011.
- [7] R. C. Arffa and M. Grayson, *Grayson's diseases of the cornea*. Mosby, 1997.
- [8] Mishima S. "Some physiological aspects of the precorneal tear film.," *Arch. Ophthalmol. (Chicago, Ill. 1960)*, vol. 73, pp. 233–41, Feb. 1965.
- [9] H. S. Dua, L. A. Faraj, D. G. Said, T. Gray, and J. Lowe, "Human corneal anatomy redefined: A novel pre-Descemet's layer (Dua's Layer)," *Ophthalmology*, vol. 120, no. 9, pp. 1778–1785, 2013.
- [10] Y. A. Akova, Ed., "Temel Göz Hastalıkları," in *Temel Göz Hastalıkları*, 3. baskı., Ankara: güneş kitabevi, 2015, pp. 145–180.
- [11] I. Jalbert, F. Stapleton, E. Papas, D. F. Sweeney, and M. Coroneo, "In vivo confocal microscopy of the human cornea.," *Br. J. Ophthalmol.*,

vol. 87, no. 2, pp. 225–36, Feb. 2003.

- [12] R. Singh, A. Joseph, T. Umapathy, N. L. Tint, and H. S. Dua, “Impression cytology of the ocular surface.,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 89, no. 12, pp. 1655–9, Dec. 2005.
- [13] S. H. Farjo A, McDermott M, “Corneal anatomy, physiology, and wound healing,” in *Ophthalmology*, 4th Editio., Myron Yanoff Jay Duker, Ed. St. Louis: Elsevier Inc., 2013, p. 1428.
- [14] L. M. Levine, “Fundamentals and Principles of Ophthalmology,” in *Fundamentals and Principles of Ophthalmology*, Revised ed., San Francisco: American Academy of ophtalmology, 2017, p. 40.
- [15] W. M. Bourne, “Biology of the corneal endothelium in health and disease,” *Eye*, vol. 17, no. 8, pp. 912–918, Nov. 2003.
- [16] N. C. Joyce, “Cell cycle status in human corneal endothelium,” *Exp. Eye Res.*, vol. 81, no. 6, pp. 629–638, Dec. 2005.
- [17] R. G. Faragher, B. Mulholland, S. J. Tuft, S. Sandeman, and P. T. Khaw, “Aging and the cornea.,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 81, no. 10, pp. 814–7, Oct. 1997.
- [18] K. Konomi, C. Zhu, D. Harris, and N. C. Joyce, “Comparison of the Proliferative Capacity of Human Corneal Endothelial Cells from the Central and Peripheral Areas,” *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 46, no. 11, p. 4086, Nov. 2005.
- [19] C. Zhu and N. C. Joyce, “Proliferative response of corneal endothelial cells from young and older donors.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 45, no. 6, pp. 1743–51, Jun. 2004.
- [20] V. Nickeleit, A. H. Kaufman, L. Zagachin, J. E. Dutt, C. S. Foster, and R. B. Colvin, “Healing corneas express embryonic fibronectin isoforms in the epithelium, subepithelial stroma, and endothelium.,” *Am. J. Pathol.*, vol. 149, no. 2, pp. 549–58, Aug. 1996.
- [21] M. Matsuda, M. Sawa, H. F. Edelhauser, S. P. Bartels, A. H. Neufeld,

- and K. R. Kenyon, "Cellular migration and morphology in corneal endothelial wound repair.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 26, no. 4, pp. 443–9, Apr. 1985.
- [22] L. J. Müller, G. F. Vrensen, L. Pels, B. N. Cardozo, and B. Willekens, "Architecture of human corneal nerves.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 38, no. 5, pp. 985–94, Apr. 1997.
- [23] N. C. Riley, P. Y. Lwigale, and G. W. Conrad, "Specificity of corneal nerve positions during embryogenesis.," *Mol. Vis.*, vol. 7, pp. 297–304, Dec. 2001.
- [24] N. Efron and L. G. Carney, "Oxygen levels beneath the closed eyelid.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 18, no. 1, pp. 93–5, Jan. 1979.
- [25] S. Kubo-Watanabe, S. Goto, T. Saino, Y. Tazawa, and Y. Satoh, "ATP-induced $[Ca^{2+}]_i$ changes in the human corneal epithelium.," *Arch. Histol. Cytol.*, vol. 66, no. 1, pp. 63–72, Mar. 2003.
- [26] J. L. Rae, J. Dewey, J. S. Rae, M. Nesler, and K. Cooper, "Single potassium channels in corneal epithelium.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 31, no. 9, pp. 1799–809, Sep. 1990.
- [27] J. A. West-Mays and D. J. Dwivedi, "The keratocyte: Corneal stromal cell with variable repair phenotypes," *Int. J. Biochem. Cell Biol.*, vol. 38, no. 10, pp. 1625–1631, Jan. 2006.
- [28] T. A. Kangas, H. F. Edelhauser, S. S. Twining, and W. J. O'Brien, "Loss of stromal glycosaminoglycans during corneal edema.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 31, no. 10, pp. 1994–2002, Oct. 1990.
- [29] J. Fischbarg, "Mechanism of fluid transport across corneal endothelium and other epithelial layers: a possible explanation based on cyclic cell volume regulatory changes.," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 81, no. 1, pp. 85–9, Jan. 1997.
- [30] C. Yap, A. M. Wong, J. Naor, and D. S. Rootman, "Corneal temperature reversal after storage in Chen medium compared with Optisol GS.," *Cornea*, vol. 20, no. 5, pp. 501–4, Jul. 2001.

- [31] T. Otori, M. Nakauchi, and T. Mizukawa, “[Mechanism of fluid transport in the cornea in temperature reversal (a preliminary report)].,” *Nihon. Ganka Gakkai Zasshi*, vol. 73, no. 8, pp. 1261–8, Aug. 1969.
- [32] M. V Riley, B. S. Winkler, C. A. Starnes, M. I. Peters, and L. Dang, “Regulation of corneal endothelial barrier function by adenosine, cyclic AMP, and protein kinases.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 39, no. 11, pp. 2076–84, Oct. 1998.
- [33] D. A. Kanpolat, “Kontakt Lensler: Dün, Bugün, Yarın,” *Turkiye Klin. Ophthalmol. - Spec. Top.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–13, 2008.
- [34] S. M. MacRae, M. Matsuda, and D. S. Phillips, “The long-term effects of polymethylmethacrylate contact lens wear on the corneal endothelium.,” *Ophthalmology*, vol. 101, no. 2, pp. 365–70, Feb. 1994.
- [35] T. T. McMahon, K. A. Polse, N. McNamara, and M. A. Viana, “Recovery from induced corneal edema and endothelial morphology after long-term PMMA contact lens wear.,” *Optom. Vis. Sci.*, vol. 73, no. 3, pp. 184–8, Mar. 1996.
- [36] J. Perrigin, D. Perrigin, S. Quintero, and T. Grosvenor, “Silicone-acrylate contact lenses for myopia control: 3-year results.,” *Optom. Vis. Sci.*, vol. 67, no. 10, pp. 764–9, Oct. 1990.
- [37] C. W. Chung, R. Santim, W. J. Heng, and E. J. Cohen, “Use of SoftPerm contact lenses when rigid gas permeable lenses fail.,” *CLAO J.*, vol. 27, no. 4, pp. 202–8, Oct. 2001.
- [38] C. G. Arce, P. D. Schuman, and W. P. Schuman, “Qualitative identification of rigid gas permeable contact lens materials by densitometry.,” *CLAO J.*, vol. 25, no. 4, pp. 204–8, Oct. 1999.
- [39] K. Richdale, L. T. Sinnott, E. Skadahl, and J. J. Nichols, “Frequency of and factors associated with contact lens dissatisfaction and discontinuation.,” *Cornea*, vol. 26, no. 2, pp. 168–74, Feb. 2007.
- [40] L. Sorbara, L. Jones, and D. Williams-Lyn, “Contact lens induced papillary conjunctivitis with silicone hydrogel lenses,” *Contact Lens*

Anterior Eye, vol. 32, no. 2, pp. 93–96, Apr. 2009.

- [41] L. W. Hirst, R. Sterner, A. J. Patel, and G. Dunkelberger, “The past, present, and future of clinical specular microscopy.,” *Aust. J. Ophthalmol.*, vol. 11, no. 1, pp. 33–8, Feb. 1983.
- [42] R. A. Laing, M. M. Sandstrom, and H. M. Leibowitz, “Clinical specular microscopy. I. Optical principles.,” *Arch. Ophthalmol. (Chicago, Ill. 1960)*, vol. 97, no. 9, pp. 1714–9, Sep. 1979.
- [43] G. D. Sturrock, E. S. Sherrard, and N. S. Rice, “Specular microscopy of the corneal endothelium.,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 62, no. 12, pp. 809–14, Dec. 1978.
- [44] W. M. Bourne and J. M. Enoch, “Some optical principles of the clinical specular microscope.,” *Invest. Ophthalmol.*, vol. 15, no. 1, pp. 29–32, Jan. 1976.
- [45] E. S. Sherrard, “Characterization of changes observed in the corneal endothelium with the specular microscope.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 17, no. 4, pp. 322–6, Apr. 1978.
- [46] H. E. Kaufman and J. I. Katz, “Pathology of the corneal endothelium.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 16, no. 4, pp. 265–8, Apr. 1977.
- [47] S. W. Cheung and P. Cho, “Endothelial cells analysis with the TOPCON specular microscope SP-2000P and IMAGEnet system.,” *Curr. Eye Res.*, vol. 21, no. 4, pp. 788–98, Oct. 2000.
- [48] L. W. Hirst, K. Yamauchi, C. Enger, W. Vogelpohl, and V. Whittington, “Quantitative analysis of wide-field specular microscopy. II. Precision of sampling from the central corneal endothelium.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 30, no. 9, pp. 1972–9, Sep. 1989.
- [49] J. M. Lester, J. L. McFarland, S. E. Bursell, R. A. Laing, and J. F. Brenner, “Automated morphometric analysis of corneal endothelial cells.,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 20, no. 3, pp. 407–10, Mar. 1981.

- [50] S. J. Turner, E. J. K. Lee, V. Hu, and E. J. Hollick, "Scheimpflug imaging to determine intraocular lens power in vivo," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 33, no. 6, pp. 1041–1044, Jun. 2007.
- [51] R. Ambrósio, B. F. Valbon, F. Faria-Correia, I. Ramos, and A. Luz, "Scheimpflug imaging for laser refractive surgery," *Curr. Opin. Ophthalmol.*, vol. 24, no. 4, pp. 310–320, Jul. 2013.
- [52] M. Hashemi, K. G. Falavarjani, G. H. Aghai, K. A. Aghdam, and A. Gordiz, "Anterior segment study with the Pentacam Scheimpflug camera in refractive surgery candidates.," *Middle East Afr. J. Ophthalmol.*, vol. 20, no. 3, pp. 212–6, 2013.
- [53] A. Konstantopoulos, P. Hossain, and D. F. Anderson, "Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis?," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 91, no. 4, pp. 551–557, Apr. 2007.
- [54] A. M. Otri, U. Fares, M. A. Al-Aqaba, and H. S. Dua, "Corneal Densitometry as an Indicator of Corneal Health," *Ophthalmology*, vol. 119, no. 3, pp. 501–508, Mar. 2012.
- [55] S. Ní Dhubhghaill, J. J. Rozema, S. Jongenelen, I. Ruiz Hidalgo, N. Zakaria, and M.-J. Tassignon, "Normative Values for Corneal Densitometry Analysis by Scheimpflug Optical Assessment," *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 55, no. 1, p. 162, Jan. 2014.
- [56] D. Adran *et al.*, "Corneal Densitometry as a Tool to Measure Epithelial Ingrowth After Laser In Situ Keratomileusis," *Cornea*, vol. 36, no. 4, pp. 406–410, Apr. 2017.
- [57] P. Enders *et al.*, "Corneal Densitometry for Quantification of Corneal Deposits in Monoclonal Gammopathies," *Cornea*, vol. 36, no. 4, pp. 470–475, Apr. 2017.
- [58] J. A. Izatt *et al.*, "Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography.," *Arch. Ophthalmol. (Chicago, Ill. 1960)*, vol. 112, no. 12, pp. 1584–9, Dec. 1994.

- [59] S. Radhakrishnan *et al.*, “Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm.,” *Arch. Ophthalmol. (Chicago, Ill. 1960)*, vol. 119, no. 8, pp. 1179–85, Aug. 2001.
- [60] F. A. Medeiros and R. N. Weinreb, “Evaluation of the Influence of Corneal Biomechanical Properties on Intraocular Pressure Measurements Using the Ocular Response Analyzer,” *J. Glaucoma*, vol. 15, no. 5, pp. 364–370, Oct. 2006.
- [61] A. Elsheikh, D. Alhasso, A. Kotecha, and D. Garway-Heath, “Assessment of the Ocular Response Analyzer as a Tool for Intraocular Pressure Measurement,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 131, no. 8, p. 081010, Jul. 2009.
- [62] A. Kotecha, “What Biomechanical Properties of the Cornea Are Relevant for the Clinician?,” *Surv. Ophthalmol.*, vol. 52, no. 6, pp. S109–S114, Nov. 2007.
- [63] M. Hagishima, K. Kamiya, F. Fujimura, T. Morita, N. Shoji, and K. Shimizu, “Effect of corneal astigmatism on intraocular pressure measurement using ocular response analyzer and Goldmann applanation tonometer,” *Graefe’s Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 248, no. 2, pp. 257–262, Feb. 2010.
- [64] M. Strehlo *et al.*, “[Evaluation of the Ocular Response Analyzer in ocular hypertension, glaucoma, and normal populations. Prospective study on 329 eyes].,” *J. Fr. Ophthalmol.*, vol. 31, no. 10, pp. 953–60, Dec. 2008.
- [65] Y. Chen, D. C. Thompson, V. Koppaka, J. V Jester, and V. Vasiliou, “Ocular aldehyde dehydrogenases: protection against ultraviolet damage and maintenance of transparency for vision.,” *Prog. Retin. Eye Res.*, vol. 33, pp. 28–39, Mar. 2013.
- [66] S. C. Takatori, P. Lazon de la Jara, B. Holden, K. Ehrmann, A. Ho, and C. J. Radke, “In Vivo Corneal Oxygen Uptake During Soft-Contact-Lens Wear,” *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 54, no. 5, p. 3472,

May 2013.

- [67] L. F. Del Castillo *et al.*, “Diffusion and Monod kinetics model to determine in vivo human corneal oxygen-consumption rate during soft contact lens wear,” *J. Optom.*, vol. 8, no. 1, pp. 12–18, Jan. 2015.
- [68] B. A. Fink and R. M. Hill, “In Vivo Oxygen Uptake into the Human Cornea,” *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 53, no. 11, p. 6828, Oct. 2012.
- [69] M. J. Doughty and M. L. Zaman, “Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach,” *Surv. Ophthalmol.*, vol. 44, no. 5, pp. 367–408.
- [70] S. A. Read and M. J. Collins, “Diurnal Variation of Corneal Shape and Thickness,” *Optom. Vis. Sci.*, vol. 86, no. 3, pp. 170–180, Mar. 2009.
- [71] H. Ichijima, T. Hayashi, S. Mitsunaga, and H. Hamano, “Determination of oxygen tension on rabbit corneas under contact lenses,” *CLAO J.*, vol. 24, no. 4, pp. 220–6, Oct. 1998.
- [72] J. P. Bergmanson and L. W. Chu, “Corneal response to rigid contact lens wear,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 66, no. 10, pp. 667–75, Oct. 1982.
- [73] I. L. Bailey and L. G. Carney, “Corneal changes from hydrophilic contact lenses,” *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.*, vol. 50, no. 4, pp. 299–304, Apr. 1973.
- [74] M. G. Harris, M. D. Sarver, and L. R. Brown, “Corneal edema with hydrogel lenses and eye closure: time course,” *Am. J. Optom. Physiol. Opt.*, vol. 58, no. 1, pp. 18–20, Jan. 1981.
- [75] S. E. Wilson, D. T. Lin, S. D. Klyce, J. J. Reidy, and M. S. Insler, “Topographic changes in contact lens-induced corneal warpage,” *Ophthalmology*, vol. 97, no. 6, pp. 734–44, Jun. 1990.
- [76] E. Yebra-Pimentel *et al.*, “Rigid gas permeable contact lens and corneal topography,” *Ophthalmic Physiol. Opt.*, vol. 21, no. 3, pp. 236–42, May 2001.

- [77] M. Schornack, "Hydrogel contact lens-induced corneal warpage," *Contact Lens Anterior Eye*, vol. 26, no. 3, pp. 153–159, Sep. 2003.
- [78] F. Alba-Bueno, À. Beltran-Masgoret, C. Sanjuan, M. Biarnés, and J. Marín, "Corneal shape changes induced by first and second generation silicone hydrogel contact lenses in daily wear," *Contact Lens Anterior Eye*, vol. 32, no. 2, pp. 88–92, Apr. 2009.
- [79] J. Ruiz-Montenegro, C. H. Mafra, S. E. Wilson, J. M. Jumper, S. D. Klyce, and E. N. Mendelson, "Corneal topographic alterations in normal contact lens wearers.," *Ophthalmology*, vol. 100, no. 1, pp. 128–34, Jan. 1993.
- [80] F. Lu, X. Mao, J. Qu, D. Xu, and J. C. He, "Monochromatic wavefront aberrations in the human eye with contact lenses.," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 80, no. 2, pp. 135–41, Feb. 2003.
- [81] G. Tyagi, M. Collins, S. Read, and B. Davis, "Regional Changes in Corneal Thickness and Shape with Soft Contact Lenses," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 87, no. 8, pp. 567–575, Aug. 2010.
- [82] G. Iskeleli, A. Y. Oral, and L. Celikkol, "Changes in corneal radius and thickness in response to extended wear of rigid gas permeable contact lenses.," *CLAO J.*, vol. 22, no. 2, pp. 133–5, Apr. 1996.
- [83] Z. Liu and P. Stephen C., "The Effects of Soft Contact Lens Wear on Corneal Thickness, Curvature, and Surface Regularity," *J. Chitwan Med. Coll.*, vol. 4, no. 2, pp. 105–111, 2014.
- [84] B. A. Holden, D. F. Sweeney, A. Vannas, K. T. Nilsson, and N. Efron, "Effects of long-term extended contact lens wear on the human cornea.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 26, no. 11, pp. 1489–501, Nov. 1985.
- [85] W. Vreugdenhil, F. A. Eggink, W. H. Beekhuis, and A. Theeuwes, "Changes in corneal thickness under four different rigid gas permeable contact lenses for daily wear.," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 67, no. 9, pp. 670–2, Sep. 1990.

- [86] J. P. Gilbard, K. L. Gray, and S. R. Rossi, "A proposed mechanism for increased tear-film osmolarity in contact lens wearers.," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 102, no. 4, pp. 505–7, Oct. 1986.
- [87] D. K. Martin, "Osmolality of the tear fluid in the contralateral eye during monocular contact lens wear.," *Acta Ophthalmol.*, vol. 65, no. 5, pp. 551–5, Oct. 1987.
- [88] M. C. Helena, F. Baerveldt, W. J. Kim, and S. E. Wilson, "Keratocyte apoptosis after corneal surgery.," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 39, no. 2, pp. 276–83, Feb. 1998.
- [89] W. J. Kim, S. Shah, and S. E. Wilson, "Differences in keratocyte apoptosis following transepithelial and laser-scrape photorefractive keratectomy in rabbits.," *J. Refract. Surg.*, vol. 14, no. 5, pp. 526–33, 1998.
- [90] J. Hong *et al.*, "Corneal Epithelial Thickness Map in," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 91, no. 12, pp. 1455–1461, 2014.
- [91] I. Jalbert, D. F. Sweeney, and F. Stapleton, "The effect of long-term wear of soft lenses of low and high oxygen transmissibility on the corneal epithelium," *Eye*, vol. 23, no. 6, pp. 1282–1287, 2009.
- [92] J. S. Lee, W. S. Park, S. H. Lee, B. S. Oum, and B. M. Cho, "A comparative study of corneal endothelial changes induced by different durations of soft contact lens wear.," *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 239, no. 1, pp. 1–4, Jan. 2001.
- [93] M. Covey, D. F. Sweeney, R. Terry, P. R. Sankaridurg, and B. A. Holden, "Hypoxic effects on the anterior eye of high-Dk soft contact lens wearers are negligible.," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 78, no. 2, pp. 95–9, Feb. 2001.
- [94] K. Setälä, K. Vasara, E. Vesti, and P. Ruusuvaara, "Effects of long-term contact lens wear on the corneal endothelium.," *Acta Ophthalmol. Scand.*, vol. 76, no. 3, pp. 299–303, Jun. 1998.
- [95] D. M. Harvitt and J. A. Bonanno, "Re-evaluation of the oxygen diffusion

model for predicting minimum contact lens Dk/t values needed to avoid corneal anoxia.," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 76, no. 10, pp. 712–9, Oct. 1999.

- [96] N. Mohidin, N. L. Hoon, B. Ishak, and B. Mohd Ali, "Cornea Endothelial Cell Morphology in Short-Term Silicone Hydrogel Soft Contact Lens Wearers – Asian Context," 2014.
- [97] Y. Yıldız, C. Gürdal, Ö. Saraç, Ş. A. Nacaroğlu, T. Takmaz, and İ. Can, "The Long Term Effects of Silicone Hydrogel Contact Lens Wearing on Corneal Morphology," vol. 42, no. 2. pp. 91–96.
- [98] A. B. Cankaya, E. Beyazyildiz, D. Ileri, and F. Ozturk, "The Effect of Contact Lens Usage on Corneal Biomechanical Parameters in Myopic Patients," *Cornea*, vol. 31, no. 7, pp. 764–769, Jul. 2012.
- [99] S. Radaie-Moghadam, H. Hashemi, E. Jafarzadehpur, A. A. Yekta, and M. Khabazkhoob, "Corneal Biomechanical Changes Following Toric Soft Contact Lens Wear.," *J. Ophthalmic Vis. Res.*, vol. 11, no. 2, pp. 131–5, 2016.
- [100] W. Lau and D. Pye, "Changes in Corneal Biomechanics and Applanation Tonometry with Induced Corneal Swelling," *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 52, no. 6, p. 3207, May 2011.
- [101] F. Lu *et al.*, "Central Corneal Thickness and Corneal Hysteresis During Corneal Swelling Induced by Contact Lens Wear With Eye Closure," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 143, no. 4, p. 616–622.e2, Apr. 2007.
- [102] H. Nourouzi, J. Rajavi, and M. A. Okhovatpour, "Time to Resolution of Corneal Edema After Long-Term Contact Lens Wear," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 142, no. 4, pp. 671–673, Oct. 2006.