T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

TORSİYONEL FAKOEMÜLSİFİKASYON YÖNTEMİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN KATARAKT CERRAHİSİNİN KORNEA ENDOTEL HÜCRELERİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DR. ÖZLEM ÖZKAN KARA

İZMİR 2025

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

TORSİYONEL FAKOEMÜLSİFİKASYON YÖNTEMİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN KATARAKT CERRAHİSİNİN KORNEA ENDOTEL HÜCRELERİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DR. ÖZLEM ÖZKAN KARA
(ORCID: 0000-0002-9758-1635)

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

PROF. DR. CANAN ASLI YILDIRIM

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR SAYFASI i
TABLOLAR LİSTESİ ii
ŞEKİLLER VE GRAFİKLER LİSTESİ iv
KISALTMALAR vi
TÜRKÇE ÖZET viii
İNGİLİZCE ÖZET x
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Kornea Anatomisi 3
2.2. Kornea Tabakaları 4
2.2.1. Epitel tabakası 4
2.2.2. Bowman tabakası 6
2.2.3. Stroma 7
2.2.4. Descemet membranı 7
2.2.5. Endotel 9
2.3. Korneal Saydamlığı ve Etki Eden Faktörler 10
2.4 Speküler Mikroskopi 12
2.4.1. Tanım ve tarihçesi 12
2.4.2. Teknik ve optik prensipler 13
2.4.3. Analiz ve veriler 14
2.4.4 Yorumlama ve katarakt cerrahisindeki yeri 18
2.5 Kornea Topografisi ve Pentacam 20
2.5.1 Genel değerlendirme, pakimetri ve diğer topografik veriler 22
2.5.2 Pakimetrinin endotel hücre fonksiyonunda önemi 23
2.6 Lens 24
2.6.1 Lens embriyolojisi ve anatomisi 24
2.6.2 Lens fizyolojisi ve saydamlığına etki eden faktörler 27
2.7 Katarakt 29
2.7.1 Katarakt tanımı ve oluşumu 29
2.7.2 Katarakt sınıflandırması 30
2.8 Katarakt Cerrahisinin Tarihsel Gelişimi 33

2.9 Fakoemülsifikasyon Cerrahisi 36
2.9.1 Temel bileşenler ve ekipman 36
2.9.2 Fakoemülsifikasyon cerrahisinde sıvı dinamikleri 37
2.9.3 Fakoemülsifikasyon cerrahisinde enerji modülasyonları 40
2.9.4 Cerrahi teknik ve aşamaları 43
2.9.5 Fakoemülsifikasyon cihazı: Centurion® Vision System 44
2.9.6 CDE nedir, CDE ilişkili parametreler ve yorumlanması 46
2.9.7 Fakoemülsifikasyon cerrahisinin kornea endotel hasarı oluşturma mekanizmaları 49
3. GEREÇ VE YÖNTEM 50
3.1. Hastaların değerlendirilmesi ve takibi 51
3.1.1 Preoperatif muayene 51
3.1.2 Cerrahi teknik 52
3.1.3 Postoperatif takip 52
3.2. İstatistiksel analiz 53
4. BULGULAR 54
5. TARTIŞMA 76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 87
7. KAYNAKLAR 92
8. EKLER 103
EK-1. Etik Kurul İzin Formu 103
EK-2. Benzerlik Değerlendirme Raporu 104

TEŞEKKÜR

Tezimin konusunun belirlenmesinde, araştırma aşamasında, yön tayininde engin bilgileri ile hep yanımda olan, cerrahi olgunlaşma süresinde ve asistanlık eğitimim boyunca tüm bilgi birikimini benimle paylaşan, her zaman ufkumu aydınlatan ve yanımda olduğunu bildiğim, hayallerimin destekçisi, meslek hayatım boyunca yolumu aydınlatacağına emin olduğum çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Canan Aslı Yıldırım'a sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

Asistanlık eğitimim süresince akademik ve cerrahi eğitimimde emeği geçen kıymetli hocalarıma, başta ilk vakamı da yaptıran Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Gül Arıkan'a, Prof. Dr. Ali Osman Saatci'ye, Prof. Dr. Meltem Söylev Bajin'e, Prof. Dr. İsmet Durak'a, Prof. Dr. Nilüfer Koçak'a, Doç. Dr. Ziya Ayhan'a, Doç. Dr. Ömer Kartı'ya, Doç. Dr. Meryem Altın Ekin'e, Dr. Öğr. Üyesi Özlem Ural Fatihoğlu'na, Dr. Öğr. Üyesi Ali Devebacak'a ve eğitim gördüğüm dönemde kurumdan ayrılan/emekli olan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Tülin Berk'e, Prof. Dr. Üzeyir Günenç'e, Prof. Dr. Aylin Yaman'a, Prof. Dr. Zeynep Özbek'e, Prof. Dr. Taylan Öztürk'e ve Doç. Dr. Mahmut Kaya'ya sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlık dönemim sırasında büyük özveri ile çalışan yol arkadaşlarım olan tüm asistan ve uzman olmuş doktor arkadaşlarıma; poliklinikte, ameliyathanede ve serviste yanı başımızda olan hemşire, sekreter ve personel ekibine iş birlikleri ve her zaman verdikleri destekten ötürü ayrıca teşekkür etmek isterim.

Beni her konuda destekleyen, bugünlere gelmemde en büyük emeklerin sahibi olan, sevgileriyle ve destekleriyle her zaman yanımda olduklarını bildiğim varlıkları şükür sebebim olan canım sevgili aileme en büyük teşekkürü borç bilirim. Asistanlıktan uzmanlığa gidiş yolunda hep yanımda olan yol arkadaşıma desteği için teşekkür ederim. Ve bugün bir kadın olarak istediğim meslekte görevimi icra edip, var olabiliyorsam her şeyin mimarı canım atama, ilk öğretmenim Mustafa Kemal Atatürk'e minnet, sevgi, saygı ve özlemle teşekkürlerin en büyüğünü etmek isterim.

Dr. Özlem ÖZKAN KARA

İzmir, 2025

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilen hastaların demografik verileri 54
Tablo 2. EİDGK, GİB değişiminin analizi 55
Tablo 3. Pentacam korneal topografi verilerinin değişiminin incelenmesi 56
Tablo 4. Speküler mikroskopi incelemesindeki endotel kantitatif verilerinin değişim analizi 57
Tablo 5. Gözlerdeki NS derecesinin CDE ve ilişkili parametrelere etkisinin değerlendirilmesi 58
Tablo 6. Hastaların yaşının CDE ve ilişkili parametrelere etkisinin incelenmesi 59
Tablo 7. Olguların asistan veya öğretim üyesi düzeyinde yapılmasının speküler mikroskopideki kantitatif verilere etkisinin incelenmesi 60
Tablo 8. Hastaların komorbiditelerinin speküler ECD değişimine etkisinin analizi 61
Tablo 9. Postoperatif ECD'nin preoperatif ECD'ye göre değişimi üzerinde CDE ve ilişkili parametrelerinin etkisinin incelenmesi 62
Tablo 10. ATA / ALA oranı ve analizi 63
Tablo 11. ATA / ALA oranının ECD değişimine etkisinin incelenmesi 63
Tablo 12. ALA / ATA oranı ve Total Estimated Fluid Aspirated değişkenlerinin analizi 63
Tablo 13. ALA / ATA oranının ECD değişimine etkisinin incelenmesi 64
Tablo 14. ECD kaybının yüzdesel olarak gruplara ayrılarak incelenmesi 64
Tablo 15. ECD kaybının yüzdesel ayrılmış gruplarda CDE ve ilişkili parametrelerin etkisinin incelenmesi 65
Tablo 16. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı <%10 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelemesi 66
Tablo 17. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %11-20 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 67

Tablo 18. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 68
Tablo 19. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %31-40 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 69
Tablo 20. ATA / ALA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 70
Tablo 21. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %11-20 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 72
Tablo 22. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %21-30 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 73
Tablo 23. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %31-40 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi 75

ŞEKİLLER ve GRAFİKLER LİSTESİ

Şekil 1. Korneanın tabakaları 4
Şekil 2. Korneanın tabakalarının histolojik görünümü ve Dua tabakası 9
Şekil 3. Speküler mikroskobinin çalışma prensibi 14
Şekil 4. 70 yaş bir hastanın pleomorfizm ve polimegatizmli speküler endotel mozaiği 15
Şekil 5. Speküler mikroskobinin kantitatif analiz verileri 18
Şekil 6. Pentacam cihazı ve topografik harita 22
Şekil 7. Lensin anatomik gösterimi 25
Şekil 8. Anatomik olarak kataraktın morfolojik sınıflandırılması 31
Şekil 9. LOCS III sistemine göre kataraktın morfolojik sınıflandırma ve derecelendirilmesi 31
Şekil 10. Centurion® fakoemülsifikasyon cihazı 46
Şekil 11. Vakada kaydedilen CDE ve ilişkili parametrelerinin tablosu 48
Grafik 1. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı <%10 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 66
Grafik 2. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %11-20 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 67
Grafik 3. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 68
Grafik 4. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %31-40 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 69
Grafik 5. ATA / ALA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 70
Grafik 6. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %11-20 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 72
Grafik 7. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %21-30 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 74

Grafik 8. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %31-40 olan gruptaki etkisinin incelenmesi 75

KISALTMALAR

α: Alfa

ACD: Ön kamara derinliği

ALA: Average Longitudinal Amplitüd

ATA: Average Torsiyonel Amplitüd

AVE: Ortalama hücre alanı

β: Beta

ECD: Endotelyal hücre yoğunluğu

Ca^{++}-ATPaz: ATP (Adenozin trifosfat) bağımlı kalsiyum pompası

CDE: Kümülatif dağıtılan enerji

CV: Varyasyon (değişkenlik) katsayısı

D: Diyoptri

DALK: Derin anterior lameller keratoplasti

EİDGK: En iyi düzeltilmiş görme keskinliği

EKKE: Ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu

FLACS: Femtosaniye lazer destekli katarakt cerrahisi

γ: Gama

GAG: Glikozaminoglikan

GİB: Göz içi basıncı

GİL: Göz içi lensi

Hz: Hertz

HEX: Hekzagonalite

H^+CO^{-3}: Bikarbonat

İKKE: İntrakapsüler katarakt ekstraksiyonu

K: Keratometri

K_1: Düz keratometri değeri

K_2: Dik keratometri değeri

LOCS: Lens Opasitesi ve Klasifikasyonu Sistemi

logMAR: Minimum Rezolüsyon Açısının Logaritması (Logarithm of the Minimum Angle of Resolution)

MAPK: Mitogen-aktive protein kinaz

MAX: En büyük hücrenin alanı

MİN: En küçük hücrenin alanı

MMP: Matriks metalloproteinaz

MÖ: Milattan önce

MS: Milattan sonra

Na^+/K^+-ATPaz: ATP (Adenozin trifosfat) bağımlı sodyum potasyum iyon pompası

NUM: Sayılan hücre sayısı

NS: Nükleer skleroz

PACH: Pakimetri

PDGF: Trombosit kaynaklı growth faktör

PES: Psödoeksfoliasyon sendromu

SD: Standart sapma

SKK: Santral kornea kalınlığı

SM: Speküler mikroskopi

TGF- β_1: Transforming growth faktör beta 1

U/S: Ultrasonik

UV: Ultraviyole

ÖZET

Amaç: Torsiyonel fakoemülsifikasyon yöntemi ile gerçekleştirilen katarakt cerrahisinin postoperatif kornea endotel hücre yoğunluğu (ECD) üzerine etkisini incelemek.

Gereç ve Yöntem: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniği'nde Eylül 2023-Haziran 2025 tarihleri arasında fakoemülsifikasyon cerrahisi yapılan toplam 196 hastanın 307 gözü çalışmaya dahil edildi. Kayıtları retrospektif olarak incelendi. Hastaların preoperatif rutin oftalmolojik muayeneleri incelenip, çekilmiş Pentacam (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Almanya) ile kornea topografileri ve speküler mikroskopi (Konan S&A NonCon Robo, Konan Medical™, Inc., Greensboro, NC) ile incelenmiş endotel özellikleri kaydedildi. İntraoperatif Centurion® Vision System (Alcon Surgical, Fort Worth, Teksas, ABD)'in kaydettiği parametreler ve ameliyat öyküleri incelendi. Postoperatif 3. ayda yapılan hasta muayenesi ile tekrarlanan topografi ve speküler mikroskopi analizi verileri preoperatif değerleriyle karşılaştırılarak, ECD'ye intraoperatif kaydedilmiş kümülatif dağıtılan enerjinin (CDE) ve CDE ilişkili parametrelerin etkisi retrospektif olarak değerlendirildi.

Bulgular: Çalışmaya toplam 196 hastanın 307 gözü dahil edildi. Ortalama yaş 70,40 ± 8,22 yıl (aralık: 43-89 yıl) idi. Yüz doksan altı hastanın 91'i (%46,42) kadın, 105'i (%53,58) erkek idi. En iyi düzeltilmiş görme keskinliğinin (EİDGK), preoperatif ortalama 0,67 ± 0,49 logMAR'dan (aralık: 0,15-3,10 logMAR) postoperatif dönemde 0,13 ± 0,23 logMAR'a (aralık: 0,00-3,10 logMAR) değişimi ile EİDGK'da anlamlı bir artış saptandı ($p<0,001$). ECD, preoperatif ortalama 2038,58 ± 287,54 hücre/mm² (aralık:1239-2793 hücre/mm²) iken, postoperatif dönemde 1722,53 ± 305,21 hücre/mm² (aralık:890-2381 hücre/mm²) olarak bulundu ($p<0,001$). Cerrahinin ECD'yi azalttığı gösterilirken, uyumlu olarak hücre hacmi varyasyon katsayısında (CV) preoperatif dönemde %35,95 ± 9,44'ten (aralık: %17-100) postoperatif dönemde %41,91 ± 17,10'a (aralık: %22-168) artış ve hekzagonal hücre oranında, hekzagonalitede (HEX) preoperatif dönemde %43,18 ± 9,43'ten (aralık: %15-100), postoperatif dönemde %38,93 ± 10,75'e (aralık: %15-74) azalma gösterildi ($p<0,001$). Hastaların %34,90'ında <%10; %37,10'unde %11-20 ve %17,9'unda %21-30 oranında ECD kaybı vardı. Centurion cihazındaki parametrelerden 'Total CDE, Total

ultrason (U/S) Time, Total Estimated Fluid Aspirated ve Total Torsiyonel Amplitüd on Time' değişkenlerinin artan enerji ve süreye bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı şekilde ECD kaybını artırdığı bulundu ($p<0,05$). 'Average Torsiyonel Amplitüd (ATA) /Average Longitudinal Amplitüd (ALA)' oranının ECD değişiminde etkili olduğu saptandı ($p<0,05$). 'Total Estimated Fluid Aspirated' parametresinin ortalama değeri $77,37 \pm 34,43$ cc (aralık:23-270 cc) idi ve aspire edilen sıvı miktarının ECD kaybı oranları ile birlikte anlamlı şekilde arttığı gösterildi ($p<0,05$). Aspire edilen sıvı miktarı, ECD kaybı %11-20 ve %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti ($p<0,05$). %11-20 oranında ECD kaybı olan grupta eşik değeri 72,50 cc iken; %21-30 oranında ECD kaybı olan grupta eşik değeri 76,50 cc idi. Toplam kullanılan sıvı miktarı 76,50 cc'nin üzerinde olduğunda ECD kaybı oranı %30'dan fazlaydı. 'Total CDE' için 8,61 birim; 'ATA' için %16,60 ve 'ALA' için %1,45 değerleri %11-20 oranında ECD kaybı olan grupta eşik değer olarak belirlendi ve bu değerlerin altındaki enerji kullanımlarında ECD kaybının %11-20 arasında olacağı gösterildi ($p<0,05$). Ayrıca 'Total CDE' için 9,90 birim; 'ATA' için %22,05, 'ALA' için %2,20 ve 'ATA/ALA' oranı için %17,30 ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip eşik değerlerdi ($p<0,05$). Bu eşik değerleri geçen U/S enerji güçlerinde ECD kaybı %30'dan fazlaydı.

Sonuç: Total CDE, Total U/S süresi artıp operasyon uzadıkça, aspire edilen sıvı arttıkça ECD kaybı artmaktadır. Kullanılan torsiyonel, longitudinal enerjileri ve oranları da ECD kaybını etkilemektedir. Vakalarda katarakt sertliğine uygun bölme tekniği ve enerji modülasyonu (longitudinal, torsiyonel) kullanılması, soft-shell yöntemini standart haline getirmek, olabildiğince total operasyon süresini kısa tutmaya çalışmak, şişe yüksekliğini ve aspire edilen sıvı miktarını dengeyi gözeterek minimum seviyede tutmaya çalışmak, hastaların preoperatif endotel özelliklerini iyi bilmek, eşlik eden oküler ve sistemik özellikleriyle riskleri belirlemek kornea endotel tabakasının sağlığının korunmasında önemli adımlar olacaktır.

Anahtar Kelimeler: *CDE, endotel, fakoemülsüfikasyon, katarakt, speküler mikroskopi, ultrason enerjisi, torsiyonel enerji*

ABSTRACT

Purpose: To investigate the effect of cataract surgery performed with torsional phacoemulsification on postoperative corneal endothelial cell density (ECD).

Materials and Methods: A total of 307 eyes from 196 patients who underwent phacoemulsification surgery at Dokuz Eylül University Faculty of Medicine, Department of Ophthalmology between September 2023 and June 2025 were retrospectively reviewed. Preoperative routine ophthalmological examinations were assessed, including corneal topography acquired by Pentacam (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Germany) and specular microscopy using the Konan S&A NonCon Robo system (Konan Medical™, Inc., Greensboro, NC) for endothelial evaluation. Intraoperative parameters recorded by the Centurion® Vision System (Alcon Surgical, Fort Worth, TX, USA) and surgical notes were analyzed. At postoperative month 3, patients were re-evaluated, and corneal topography and specular microscopy were repeated. These data were compared with preoperative values to retrospectively assess the effect of intraoperatively recorded cumulative dissipated energy (CDE) and related parameters on ECD.

Results: A total of 307 eyes from 196 patients were included in the study. The mean age was 70,40 ± 8,22 years (range: 43–89). Among the patients, 91 (46,42%) were female and 105 (53,58%) were male. Best-corrected visual acuity (BCVA) significantly improved from a preoperative mean of 0,67 ± 0,49 logMAR (range: 0,15–3,10) to a postoperative mean of 0,13 ± 0,23 logMAR (range: 0,00–3,10) ($p<0,001$). The mean endothelial cell density (ECD) decreased significantly from 2038,58 ± 287,54 cells/mm² (range: 1239–2793) preoperatively to 1722,53 ± 305,21 cells/mm² (range: 890–2381) postoperatively ($p<0,001$). In parallel, the coefficient of variation (CV) increased from 35,95 ± 9,44% (range: 17–100%) to 41,91 ± 17,10% (range: 22–168%) postoperatively, and the percentage of hexagonal cells (HEX) decreased from 43,18 ± 9,43% (range: 15–100%) to 38,93 ± 10,75% (range: 15–74%) ($p<0,001$). ECD loss was <10% in 34,90% of eyes, 11–20% in 37,10%, and 21–30% in 17,90%. Among the intraoperative Centurion parameters, increased values of 'Total CDE, Total Ultrason (U/S) Time, Total Estimated Fluid Aspirated, and Total Torsional Amplitude on Time' were significantly associated with greater ECD loss ($p<0,05$). Both the 'Average Torsional Amplitude (ATA)/Average Longitudinal

Amplitude (ALA)' ratio had significant effects on ECD change ($p<0,05$). The mean value of the 'Total Estimated Fluid Aspirated' parameter was $77,37 \pm 34,43$ cc (range: 23–270 cc), and it was shown that the volume of aspirated fluid increased significantly in conjunction with higher ECD loss rates ($p<0,05$). The aspirated fluid volume demonstrated statistically significant discriminatory power in identifying individuals with 11–20% and 21–30% ECD loss ($p<0,05$). The threshold value was 72,50 cc in the group with 11–20% ECD loss, and 76,50 cc in the group with 21–30% ECD loss. When the total fluid used exceeded 76,50 cc, the rate of ECD loss was greater than 30%. The cut-off values were determined as 8,61 unit for 'Total CDE', 16,60% for 'ATA', and 1,45% for 'ALA' in the group with 11–20% ECD loss. It was shown that when energy consumption remained below these thresholds, ECD loss would likely remain within the 11–20% range ($p<0,05$). Furthermore, cut-off values of 9,90 unit for 'Total CDE', 22,05% for 'ATA', 2,20% for 'ALA', and 17,30% for the 'ATA/ALA' ratio were found to have statistically significant discriminatory power in identifying individuals with 21–30% ECD loss ($p<0,05$). When these thresholds were exceeded in ultrasonic energy parameters, ECD loss was greater than 30%.

Conclusion: As Total CDE and U/S time increase and operation duration prolongs, along with higher fluid aspiration volumes, ECD loss becomes more pronounced. The proportions and amplitudes of torsional and longitudinal energy also influence endothelial damage. Employing nucleus division techniques appropriate to cataract hardness, optimizing the energy modulation (longitudinal vs torsional), standardizing the use of the soft-shell technique, minimizing overall surgical time, and controlling bottle height and fluid volume aspirated are all critical strategies. Preoperative assessment of corneal endothelial layer's health and identification of ocular/systemic risk factors are also essential steps in preserving corneal endothelial integrity.

Keywords: *CDE, endothelium, phacoemulsification, cataract, specular microscopy, ultrasound energy, torsional energy*

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Katarakt, görme azalmasının en önde gelen nedenlerden olup kataraktın cerrahi tedavisinde uygulanan fakoemülsifikasyon cerrahisi dünyada en sık uygulanan ameliyattır (1). Fakoemülsifikasyon cerrahisi her ne kadar güvenli bir cerrahi olarak kabul edilse de en korkulan komplikasyonlarından biri, görmeyi bozabilen ve sonuçta kornea nakli ihtiyacını doğurabilen rejenerasyon yeteneği olmayan kornea endotel hasarının gelişmesidir (2). Fakoemülsifikasyon cerrahisinden sonra oluşan endotel hücre hasarı korneanın saydamlığının kalıcı veya geçici olarak yitirilmesine neden olabilir. Güncel endotel koruyucu cerrahi teknikleriyle bu hasar asgari düzeyde tutulmaya çalışılmaktadır. Cerrahi teknik ve cihazların oluşturduğu endotel hasarının belirlenmesi, bunların güvenirliklerinin saptanması ve gerekli önlemlerin alınması için büyük önem arz etmektedir.

Fakoemülsifikasyon cerrahisi sırasındaki kornea endotel hasar ve hücre sayısının değişimi, çeşitli nedenlere atfedilmiştir ve sıvı akışı, cihazdan verilen ultrason U/S enerjisi, cerrahi süre, enerji çeşitleri ve lens kalıntılarının endotel ile teması gibi faktörlerin katkısı tam olarak ayırt edilememiştir. Çünkü, tek başına sıvı akışı veya U/S modu gibi spesifik parametrelerin kornea endotel hücre hasarındaki payını tam anlamıyla ayırmak genellikle zor olmuştur (2-12). Fakoemülsifikasyon sırasında endotel hücre kaybı için en önemli risk faktörlerinden biri olarak kabul edildiğinden dikkatler daha çok U/S enerjisinin etkisine çevrilmiştir (2,13). İntraoperatif U/S enerji miktarının azaltılmasına yönelik çeşitli yöntemlerin değerlendirilmesi amacıyla farklı çalışmalar yapılmıştır. Longutidunal ve torsiyonel U/S modları olarak iki farklı enerji modülasyon türü karşılaştırıldığında, sadece torsiyonel U/S ile kümülatif dağıtılan enerjide (Cumulative Dissipated Energy, CDE) önemli bir azalma gösterilmiştir ve bu da endotel hasarını azaltıp postoperatif korneal saydamlığa katkı sağlamıştır (4-11). Ek veya tek başına kullanılan longutidunal U/S'nin ise CDE üzerinde daha fazla pozitif yönde artıcı etki yaparak endotel sayısı ve niceliği ile ilgili negatif yönde etkisi olduğu bulunmuştur (4-11). Enerji modülasyonların yanında aspire edilen sıvı miktarının, hastayla ilgili özelliklerin (katarakt sertlik derecesi, yaşı, eşlik eden sistemik veya oküler komorbiditeler) de bu CDE ile ilgili endotel hücre hasarıyla ilişkisi incelenmeli, böylece risk faktörleri

belirlenmelidir. Risk analizi yaparak alınacak önlemlerle hastaların postoperatif kornea endotel saydamlığı ve sağlığını koruyabilmek hedeflenmelidir.

Bu çalışmamız da fakoemülsifikasyon sırasında endotel hasarının altında yatan nedenlerin geçerli bir değerlendirmesine olanak tanıyan, bu süreci standartlaştıran çalışmalardan biri olmayı hedeflemektedir. Centurion® Vision System (Alcon Surgical, Fort Worth, Teksas, ABD) cihazı ile fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanarak opere edilmiş hastaların preoperatif ve postoperatif endotel hücrelerinin speküler mikroskopi (Konan S&A NonCon Robo, Konan Medical™, Inc., Greensboro, NC) ile incelendiği ve genel kornea topografilerinin Pentacam (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Almanya) ile kayıt altına alındığı bu çalışmanın amacı; cerrahinin ve cerrahide kaydedilmiş CDE ilişkili parametrelerinin kornea topografisi ve kornea endoteli üzerine etkilerini incelemek ve endotel hücresel yoğunluğunda (ECD) azalma ile ilgili risk faktörlerini araştırmak, bu risk faktörlerine karşı alınabilecek önlemleri belirlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kornea Anatomisi

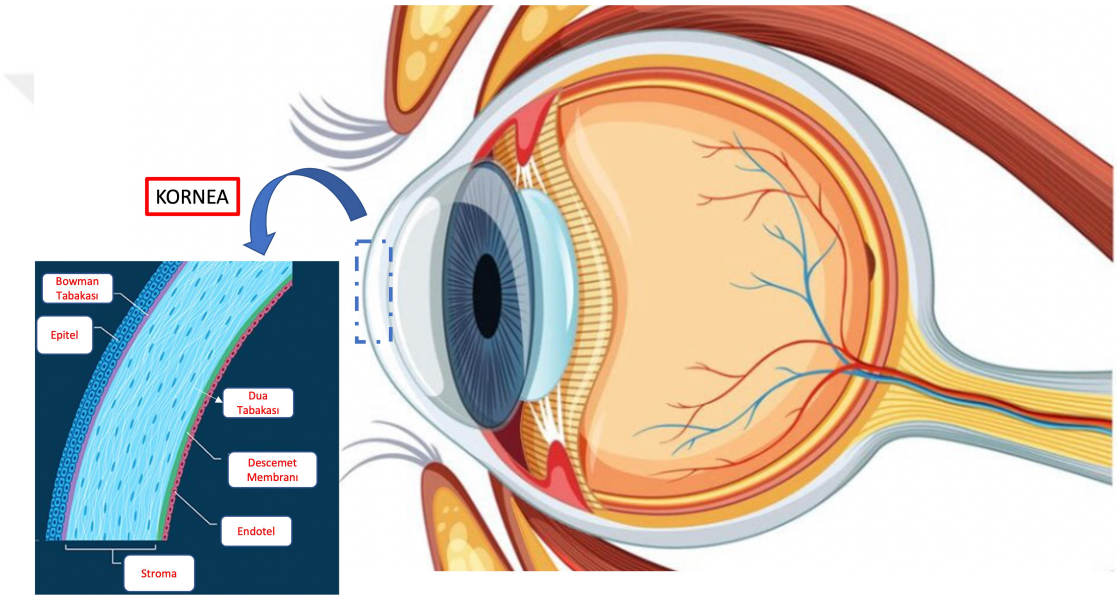
Saydam ve avasküler bir tabaka olan korneanın temel görevleri arasında göz içi yapılarını korumak için globun ön kısmında bir bariyer görevi görmek, gözün refraktif gücüne katkıda bulunmak ve ışık ışınlarını minimum saçılma ve optik kırılma ile retinaya odaklamak yer alır (14). Eksternal karotis arterin fasial arter dalı ile internal karotis arterin oftalmik arterinin uç dalları limbusta anastomoz yapar. Korneanın beslenmesi limbustaki bu damar ağı, aköz humör ve gözyaşı film tabakası ile sağlanır (15-17). Santral kornea normalde antijen üreten ve sunan hücrelerden yoksundur. Ancak enfeksiyon, immünolojik red ve yaralanma gibi durumlarda, limbal periferden göçen Langerhans hücreleri ve T lenfositleri bulunabilir. Kornea sinir yönünden çok zengin olup trigeminal sinirin oftalmik dalından gelen uzun posteriyor siliyer sinirlerin 70–80 adet dalı sklera, episklera ve konjonktivadan korneaya girerler. Limbusu geçtikten 1–2 mm sonra myelin kılıflarını kaybederler. Bowman arkasında pleksuslar oluşturup epitele dallar gönderirler (18).

Kornea konveks ve asferik bir yapıdadır. Santralde daha dik, periferde daha düzdür. Korneanın santrali yaklaşık 520 mikrometre (μm) kalınlığında iken, periferik korneanın kalınlığı ise yaklaşık 650 μm'dir. Kornea kalınlığı yaşla birlikte azalır. Yeni doğanda kornea çapı 10 milimetre (mm)'dir. Erişkin çapına 6 yaşında ulaşır, ön çapı horizontalde 11–12 mm, vertikalde 9–11 mm'dir. Arka yüzeyde ise her iki çap ortalama 11,7 mm'dir. Merkezi 1/3'lük kısım optik zondur. Ön eğrilik yarıçapı 7,5-8 mm iken, arka eğrilik yarıçapı ortalama 6,8 mm'dir (14,15).

Kornea, üzerini kaplayan gözyaşı film tabakası ile birlikte gözün ön kırıcı yüzeyine katkıda bulunur. Korneanın refraktif indeksi 1,376'dır. Hava-gözyaşı +44 diyoptri (D), gözyaşı-kornea +5 D, kornea-ön kamara sıvısı -6 D gibi ortamlar arası kırıcılıklar toplandığında, korneanın refraktif gücü + 43 D civarı bulunur (19) ve bu da gözün toplam kırma gücünün %70'ni oluşturur (17).

2.2 Kornea Tabakaları

Kornea; epitel hücreleri, keratositler ve endotel hücreleri gibi hücresel bileşenleri ve hücresel olmayan kollajen ve glikozaminoglikanları içerir. Epitel hücreleri epidermal ektodermden üretilir. Keratosit ve endotel hücreleri, nöral krestten türetilir (14). Kornea üçü hücresel (epitel, stroma, endotel) ve iki ara yüz (Bowman membranı, Descemet membranı) olmak üzere toplam beş tabakadan oluşmaktadır. Son yıllarda lameller cerrahilerin de gelişimi ile birlikte asellüler yeni pre-Descemet tabakası olan *Dua tabakası* da tanımlanmıştır (17,20) (Şekil 1).



Şekil 1: Korneanın tabakaları

2.2.1 Epitel tabakası

Kornea epiteli non-keratize, çok katlı yassı epitel hücrelerden oluşmakta ve yaklaşık 50-90 µm kalınlığındadır. Kornea kalınlığının yaklaşık %10'unu oluşturur. Merkezde ortalama 55 µm'dir ve periferde kalınlık artar. Epitel, gestasyonun 5 ila 6. haftaları arasında yüzey ektoderminden oluşmaktadır. Kendini yenileme süresi ortalama 7-10 gündür; involüsyon, apoptoz ve deskuamasyon geçirirler. Temel görevi, yabancı cisimler ve mikroorganizmalara karşı bariyer görevi oluşturmak ve pürüzsüz bir optik yüzey sağlamaktır (14). Epitel ve üstündeki gözyaşı filmi simbiyotik ilişkiye sahiptir. Kornea epiteli ile doğrudan temas halinde olan gözyaşı filminin mukus

tabakası, konjonktival goblet hücreleri tarafından üretilir. Her göz kırpışıyla gözyaşı filminin hidrofilik yayılmasına izin vermek için kornea epitel hücrelerinin glikokaliksi ile yakın bir şekilde etkileşime girer (14). Epitel yüzeysel hücreler, kanat epitel hücreleri ve bazal kolumnar epitel hücreler olmak üzere üç tip hücreden oluşan 5-6 katmanlı bir yapıdır (14,21)

Yüzeyel Hücreler: En dışta düz çokgen hücrelerden oluşarak 2-3 sıra şeklinde bulunur. Yaklaşık 2-6 µm kalınlığında, 40-60 µm çapındadırlar (14). Yüzeyindeki mikrovilluslar ve mikropililer ile yüzey alanını genişletirler, musinin absorbsiyonunu kolaylaştırıp, gözyaşı stabilitesini artırırlar. Gözyaşı film tabakası epitel üzerinde bulunan yaklaşık 7 µm kalınlığındaki oluşumdur ve epitel yüzeyindeki küçük düzensizlikleri giderdiği için optik açıdan çok önemlidir. Ayrıca lizozim ve laktoferrin gibi antibakteriyel elemanları da içerir ve kornea epitelinin beslenmesini sağlar (18). Desmozomlar, yüzeysel hücreler arasındaki sıkı bağlantıyı oluşturur ve gözyaşının, toksinlerin ve mikroorganizmaların geçişini engeller. Kendini yenileme süreleri birkaç gündür. Hızlı yenilenme özellikleri sayesinde epitel hasarında korneada skar oluşmaz (14).

Kanat Epitel Hücreleri: 2-3 tabakadan oluşur. Lateral uzantıları kanat şeklinde oldukları için bu ismi almışlardır. Hücreler arasında yüzeyel hücrelerdekine benzer sıkı bağlantılar yer almaktadır.

Bazal Kolumnar Epitel Hücreleri: Yaklaşık 20 µm uzunluğunda, bazal membran üzerine oturmuş, tek sıra, silindirik, germinal hücre tabakasından oluşur. Mitoz bölünmenin gerçekleştiği tek hücre tabakasıdır (22). Kanat ve yüzeyel hücrelerin kaynağıdır ve mitoz ile çoğalabilip aktin filamanları vasıtasıyla yüzeye göç edebilirler (14). Thoft ve Friend'in, merkezi epitel yenilenmesinde XYZ hipotezinine göre, X bileşeni bazal hücre proliferasyonunu belirtmekte, Y bileşeni hücrelerin periferik korneadan merkezi korneaya göçünü ve Z bileşeni yüzeyden hücre kaybını belirtmektedir (23). Limbustaki hücrelerin proliferatif bölümde olanları kök hücreler ve geçici çoğaltıcı hücrelerken; proliferatif olmayan bölümde bulunanlar postmitotik hücreler ve terminal olarak farklılaşmış hücrelerdir. Vogt palizatları bazal membrandaki dalgalanmalardır ve bu dalgalanmalar artan damarlanma, bağlanma için artan yüzey alanı ve ayrıca kök hücrelere koruma sağlamaktadır. Bu perilimbal

bazal epitel hücreleri devamlı çoğalarak yüzeysel hücrelere farklılaşırlar, olgunlaşma döneminde en dış yüzeylerinde mikrovillus ile kaplanırlar ve daha sonra gözyaşına dökülürler. Bu süreç 7-14 günde tamamlanır (14, 22).

Epitel hücrelerinin altında epitel bazal membran yer alır ve kornea tabakaları arasındaki bağlantıyı sağlayan en önemli yapıdır. Hemidesmozom aracılığı ile epitel, bazal membranına yapışır. Epitel bazal membran, 40-60 nm kalınlığındadır ve bazal hücreler tarafından salgılanan Tip IV kollajen ve lamininden oluşur (14). Alttaki Bowman tabakasına sıkıca bağlıdır. Epitel bazal membran, epitel bütünlüğü ve yara iyileşmesi için de gereklidir (24,25). İnsanlarda, tavşanlarda ve birçok türde bazal membranın, lamina lucida (epitel hücreleri ve lamina densa arasında) ve lamina densa olmak üzere iki tabakadan oluştuğu elektron mikroskopisi ile gösterilmiştir (26,27). Bazal membran hasar görürse, fibronektin seviyelerinin arttığı ve iyileşme sürecinin 6 haftaya kadar uzadığı gösterilmiştir (14). Ayrıca, kornea yara iyileşmesinde kritik görev alan bazal membranın, miyofibroblast gelişiminde önemli görev alan epitelyal TGF-β1(transforming growth faktör beta 1) ve PDGF'nin (trombosit kaynaklı growth faktör) yeterli miktarda geçişini sağlayarak myofibroblast gelişimini modifiye ettiği izlenmiştir (28,29).

2.2.2 Bowman tabakası

Bowman tabakası, epitelin hemen altında bulunan stromanın yüzeyel tabakasının yoğunlaşmasıyla oluşan, asellüler ve kolajenli bir zardır. Başka bir tanımlamayla kolajen ve proteoglikanların yoğunlaşmasıdır. 12 μm'luk bir yapı olup ve Tip I, Tip V kolajen ile proteoglikandan zengindir (14,15). Kolajen fibrillerinin arka yüzeyleri ön stroma ile birleşerek pürüzsüz bir ön yüzey oluşturacak şekilde rastgele dağılmıştır. Bu lifler stromadaki kolajen fibrillerin kalınlığının yalnızca yarısı ile üçte ikisi kadardır (30,31). Bu tabaka mekanik stabilite sağlar. Ancak yaralanmadan sonra rejenerasyon göstermez, bu izle sonuçlanabilir (32). Bir zamanlar sadece yapısal olarak kabul edilmesine rağmen, son çalışmalar Bowman tabakasının ön stromal fibrozis ve skarlaşmayı düzenlemede rol oynayabileceğini öne sürmektedir (33).

2.2.3 Stroma

Stroma, kornea kalınlığının %90'ını oluşturur ve ortalama 500 μm kalınlığındadır ve çoğunlukla proteoglikan matrisine gömülü ortogonal olarak düzenlenmiş kolajen fibrillerinden oluşur (34). Ağırlığının yaklaşık %78'i sudur. Kuru ağırlığının %80'ini kolajen, %15'ini glikozaminoglikan (GAG), %5'ini ise keratositler oluşturur. Stromada yer alan 200-300 adet kolajen lifi korneanın tüm çapını kaplayacak şekilde stroma ön 1/3'lik kısımda oblik, arka 2/3'lik kısımda paralel olarak uniform uzanır. Bu lameller birbirlerine gevşek bağlarla bağlanmış olup eşit uzunluk (41,50 nm) ve kalınlıkta olup lameller yapı düzenli yerleşimlidir. Bu düzgün yapılanma kornea saydamlığı için önemlidir. Bu ilke ilk olarak *Maurice'in kafes teorisi* ile tanımlanmış ve daha sonra gelişmiş görüntüleme teknolojileriyle doğrulanmıştır (35).

Stromanın başlıca kolajeni kolajen tip I'dir; ayrıca tip III, V, VI ve XII kolajen de bulunabilir (14,36). Stromanın ana hücre tipi ise, keratositlerdir. Keratositler, ekstraselüler matriksi korumaktan ve yaralanmaya yanıt vermekten sorumlu yerleşik stromal hücrelerdir (37). Keratositlerin çoğu ön stromada bulunmaktadır (14). Stromanın homeostazında önemli görevi olan matriks metalloproteinazların (MMP) ve aynı zamanda kolajen ve GAG sentezinden sorumludur. Stromal yaralanmada keratositler yaralanan bölgeye göç edip fibroblastlara dönüşüp bölgede kolajen üretimi yaparak skar oluştururlar (16,19,22).

Kolajen fibriller arasını GAG'lardan oluşan matriks doldurur. GAG topluluğu keratan sülfat, kondroitin sülfat ve dermatan sülfattan oluşmaktadır (14). Keratan sülfat ve kondroitin sülfat ana GAG'dır (14,15). Stromaya hidrofilik özellik kazandırırlar. Proteoglikanlar kolajen fibrilleri arasında mesafe oluşturarak ışığın saçılma olasılığını azaltır (21). Ayrıca, anyonik bir ortam oluşturarak katyon ve su bağlarlar. Stroma ödeminde bu ara maddenin su miktarının artması fibriller arası düzenli aralığın artmasına neden olur ve böylece korneal kalınlık da artmış olur (19).

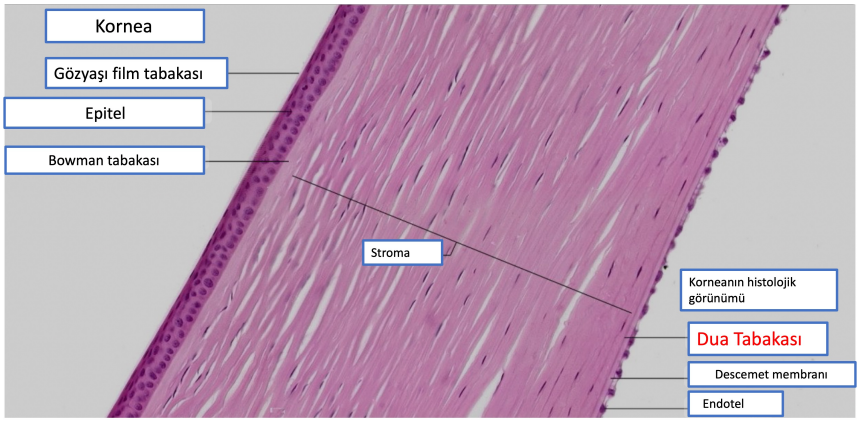
2.2.4 Descemet membranı

Tip 4 kolajen ve laminin içeren Descemet, endotel hücreleri tarafından oluşturulan bazal membrandır. Yaşla birlikte kalınlaşır ve embriyolojik bantlı bir

tabakadan yetişkin bantsız bir tabakaya dönüşür (38). Embriyogenezisin 8. haftasında oluşmaya başlar, kalınlığı doğumda ortalama 3 μm'dir ve belirgin bantlı bir görünüme sahiptir. Doğumdan sonra üretilen Descemet membranı bantsızdır (14). Bu kalınlık, endotel varlığını koruduğu sürece yaşla artar ve yetişkinlerde 10 μm kalınlığındadır (14,22). Bowman membranının aksine stromadan kolaylıkla ayrılabilir ve travma sonrası rejenere olma kapasitesine sahiptir (16,19). Endotel tabakasının bazal membranı olarak işlev görür. Elastik yapıdadır ve serbest kaldığında kıvrılmaya çalışır. Descemet membranı en periferde Schwalbe çizgisini oluşturarak sonlanır (14,22). Schwalbe çizgisi olarak bilinen füzyon bölgesi, Descemet zarının sonunu ve trabeküler ağın başlangıcını tanımlayan bir gonyoskopik dönüm noktasıdır (14). Son proteomik analizler, Descemet zarının içinde, dayanıklılığına ve rejeneratif potansiyeline katkıda bulunan çok sayıda benzersiz matriks proteini tanımlamıştır (39).

Dua tarafından 2013 yılında kornea stroması ve Descemet membranı arasında yer alan 6. tabaka tanımlanmıştır (20) (Şekil 2). ***Pre-Descemet (Dua tabakası)*** tabakası ortalama 6 - 15 μm kalınlığındadır ve ağırlıklı olarak tip I ve bol elastinle birlikte tip VI kolajenden oluşur. Elastin korneanın diğer tüm tabakalarından daha fazla bulunur (40). Bu tabakada keratosit yoktur ve havaya karşı geçirgen değildir. Kornea bankalarından alınan donör gözlerde, yaklaşık 700 mmHg basınca kadar şişirilebilir. Çocuklarda da bulunur (14).

Korneanın cerrahi anatomisini, özellikle derin anterior lameller keratoplasti (DALK) ve arka kornea patolojilerini anlamak açısından büyük öneme sahiptir (41). DALK tekniklerini, Descemet membran dekolmanı, keratokonusta akut kornea hidropsu ve desmetosel gibi durumlarda da yeni yönetim yaklaşımlarını etkilemiştir (40). Erken kanıtlar, elastin içeriğiyle ilişkili olarak keratokonus patogenezinde bir rolü olabileceğini de düşündürmektedir. Kornea biyomekaniğine ve glokom patogenezisine katkısı da güncel araştırmaların konusudur (40).



Şekil 2: Korneanın tabakalarının histolojik görünümü ve Dua tabakası

2.2.5 Endotel

İyonik pompalar ve hücrelerarası sıkı bağlantılar aracılığıyla kornea deturgesansını (kornea stromasının nispeten dehidrate kalmasını sağlayan mekanizma) sürdürmek için kritik bir tabaka olup, tek sıra hekzagonal hücrelerden oluşmaktadır ve 5µm kalınlığındadır (14, 42) Endotel, bal peteği benzeri mozaik görünen tek katlı bir tabakadır. Erken embriyogeneziste ise nöral krest kökenli arka yüzeyi düzenli dizilmiş kübik hücrelerden oluşan bu yapıda hücreler zamanla düzleşmeye devam eder, doğumda 10 µm kalınlığında iken, yetişkinlikte yaklaşık 4-5 µm kalınlığında sabitlenir (14).

Epitelden farklı olarak, endotel hücrelerinin sınırlı proliferatif kapasitesi vardır (43). Doğumdaki ECD 3500 hücre/mm^2'dir (14). Yaşla yenilenme özelliği olmadığı için hücre sayısı yılda yaklaşık %0,6 azalır ve komşu hücreler oluşan boşluğu dolduracak şekilde genişler. Sonuçta polimegatizm (hücre büyüklüklerinin farklı olması) ve pleomorfizmde (farklı geometrik şekilli hücrelerin artıp altıgen hücrelerin azalması) kademeli artış olur (44). Hücre yoğunluğu 3000 ila 4000 hücre/mm^2'den yaklaşık 2600 hücre/mm^2'ye düşer ve altıgen hücreler yaklaşık %75'ten %60'a düşer. Hücre yoğunluğu mm^2'de yaklaşık 500 hücreye düştüğünde kornea ödemi geliştiği söylenmektedir. Yine, bu hücrelerin kaybı veya işlev bozukluğu, Fuchs endotel kornea distrofisi gibi bozukluklarda olduğu gibi kornea ödemine ve görme kaybına yol açar (44,45).

Hücreler metabolik olarak aktiftir ve endotel hücrelerinde iki tane önemli iyon taşıma yolu vardır. Bunlar, bazolateral membran üzerinde membrana bağlı Na^+/K^+-

ATPaz (Adenozin trifosfat bağımlı sodyum potasyum pompası) pompa yolu ve hücre içi karbonik anhidraz yoludur. Her iki yoldaki aktivasyon ile stromadan aköz hümöre net iyon akışı sağlanır (15,22). Bu iki taşıma sistemi korneanın saydamlığı için oldukça önemlidir, stromanın saydam ve dehidrate kalmasını sağlar. Endotelin bazal yüzeyi Descemet membranına yapışmayı kolaylaştıran çok sayıda hemidesmozom içerir (14).

2.3 Kornea Saydamlığı ve Etki Eden Faktörler

Kornea saydamlığı temel olarak stromadaki düzenli yerleşmiş kolajen fibril yapısı, dehidratasyon dengesinin korunması ve endotelyal hücre pompa işlevinin bütünlüğü sayesinde sağlanır (46,47). En büyük katkı ise, stromadaki kolajen liflerin düzenli dizilişine atfedilmiştir. Çapları 22,5 ile 35 nm arasında değişen kollajen lifler arasındaki mesafe son derece düzenli olup 41,40 ± 0,50 nm kadardır. Bu özellikleri ile tip I ve V kolajen fibrilleri, birbirleriyle sıkı bir örgü içinde düzenlenerek, bu mesafenin görünen ışığın dalga boyunun yarısından az olması ile ışığın minimal saçılma ile iletilmesine olanak tanır (15,35). Bu saçılım düzeltici olarak yıkıcı interferans ile oluşan ışık saçılıma uğramadığı için, kornea saydamdır (22). Ödem nedeniyle mesafelerin artması ya da fibrozis nedeniyle azalması, yıkıcı interferansı azaltır, saçılmayı artırır, saydamlık kaybolur.

Korneanın saydamlığı aynı zamanda stromanın %78 oranında su içermesine bağlıdır. Bu hidrasyon dengesi büyük oranda sağlam bir epitel, sağlam endotelyal bariyerler ve endoteldeki pompa fonksiyonları ile sağlanmaktadır. Hem epitel hem endotel su iyonlarının stromaya geçişine karşı bir bariyer oluşturmaktadır. Epitelin direnci endotele göre çok daha yüksektir. Epitel bariyerinin bütünlüğü korneanın fizyolojik hidrasyon düzeyini korur ve dış etkenlere karşı koruyucu bir kalkan görevi görür. Korneanın metabolik ihtiyacının karşılanmasını sağlamak için endotelyal bariyerin sıvı sızdırması bir gerekliliktir (14). Endotelin metabolik pompaları, stromada aşırı sıvı birikimini engelleyerek ödem gelişmesini ve dolayısıyla saydamlığın bozulmasını önler (14). Endotelyal hücrelerin sağlıklı tutulması ve fonksiyonlarının devamı, Na^+/K^+-ATPaz enzimleri ile kontrol edilen iyon transportunun verimli çalışması açısından kritik öneme sahiptir (48). Endotel hücrelerinin lateral duvarında bol miktarda bulunan bu Na^+/K^+-ATPaz enzimi ile hücreler arası aralığa Na^+ iyonu, hücre içine ise

K^+ iyonu taşınır. Bu işlem için gerekli olan ATP aerobik ve anaerobik glikoliz ile elde edilmektedir. Hücre sitoplazmasında bulunan karbonik anhidraz enzimi ile de H^+CO^{-3} (bikarbonat) anyonları oluşturulur. Endotel hücrelerinden ön kamaraya H^+CO^{-3} ve Na^+ iyonları aktif olarak salınır. Sonuç olarak Na^+ iyon konsantrasyonun stromada düşük olmasından kaynaklanan bir osmotik fark oluşturulur. Oluşan bu osmotik farkla da endotel hücrelerinden ön kamaraya pasif su akışı gerçekleşir (18,22,49). Gözyaşından su buharlaşmasının da kornea dehidratasyonuna katkıda bulunduğu bilinmektedir. Buharlaşmayla göz yaşı tabakası hipertonik hale gelir ve epitel hücrelerinden, stromadan dışarıya su geçişi olur. Buna kanıt uyku ardından göz kapaklarının açılıp buharlaşma mekanizmalarının çalışmasıyla korneal kalınlığının %5'e varan oranda incelmesidir (18). Ayrıca, stromadaki eksi yüklü GAG'lar birbirini itme eğilimi ile şişme basıncı oluştururlar. Göz içi basıncı (GİB) da korneaya bir basınç uyguladığından kornea stromasının toplam emme basıncı bunların farkına eşittir. Toplam transendotelyal osmotik kuvvet ise, emme basıncı ile endotelyal transport kanalları tarafından oluşturulan çeşitli elektrolit gradyantların toplamıdır (22). Güncel araştırmalar, kornea saydamlığının korunmasında hücrelerarası iletişimin, iyon kanalları ve sitokin düzenlemelerinin de rol oynadığını ortaya koymaktadır (48).

Bu süreçlerin herhangi birinde yaşanan aksaklık, örneğin endotel hücre kaybı veya kolajen liflerinde yapısal bozulma, saydamlığın azalmasına ve görme kalitesinde düşüşe neden olabilir. Endotelin bir bölgesinde oluşan küçük bir travma (cerrahi gibi) veya yaşlanmanın getirdiği doğal hücre ölümü sonrasında hücre sayısı azalınca, mitoz kabiliyeti olmayan komşu endotel hücrelerinin büyüklükleri ve şekilleri değişip boşluğu doldurmaya çalışırlar. Sonuç olarak, küçüklü büyüklü hücre görünümüne *polimegatizm* ve değişik geometrik şekilli hücrelerin artıp hekzagonal hücre oranının azalmasına *pleomorfizm* denmektedir (43,44). Bu iki parametre de sağlıklı endotel rezervini saptamak açısından ECD ile birlikte değerlendirilmelidir.

Travma ile endotel hücre sayısı azalıp kalan hücreler daha büyük ve pleomorfik hale gelince, bariyer ve pompa işlevlerinin idame ettirilmesi veya tekrar kazanılması güçleşir. Endotel hücreleri arasındaki boşluk arttığından ve hücreler daha geçirgen bir duruma geldiğinden bariyer fonksiyonu azalır. Ancak hücre sayısı 500-600 hüc-

re/mm² değerinin altına düşerse, endotel pompa yetmezliği başlar ve kornea katlarında su miktarı artar ve korneal ödem gelişir. 500-1000 hücre/mm² hücre cerrahi için büyük risk taşımakta, 1000-2000 hücre/mm² aralığında ise cerrahi risk devam etmekle beraber azalmaktadır. Endotel yoğunluğu 300-700 hücre/mm² altına düştüğünde ise stromaya sızan sıvı stromadan atılan sıvıya göre çok daha fazla miktarda olacağından, kaçınılmaz olarak kornea dekompanse olur (45, 50-52).

Dolayısıyla, kornea saydamlığını sürdüren fizyolojik mekanizmaların derinlemesine anlaşılması, ileride ortaya çıkabilecek görme kusurlarını önleme ve tedavi etmede önemli bir temel teşkil etmektedir. Fakoemülsifikasyon cerrahisi planlanmasında da preoperatif doğru değerlendirme, herhangi bir riskte alınabilecek önlemlerin değerlendirilmesi açısından önemli olacaktır. Bu konuda endoteli değerlendirmek için en büyük aracımız ise, speküler mikroskopidir.

2.4 Speküler Mikroskopi

2.4.1 Tanım ve tarihçe

Speküler mikroskopi (SM), ön segment görüntüleme yöntemleri arasında özellikle kornea endotelinin morfolojik ve sayısal değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan, non-invaziv bir görüntüleme tekniğidir (53).

İlk olarak 1918 yılında Vogt, bir yarık lambanın yansıyan ışığını speküler aydınlatma prensibini kullanarak endotel hücre morfolojisini elde etmeye çalıştı. Ancak, sınırlı büyütme ve hızlı göz hareketleri net bir görüntü elde etmesini engelledi ve dönem şartları nedeni ile mikroskop üretilemedi (54). Maurice, 1968'de donör kornealarını laboratuvarda inceleyebilmek için kornea endotelinden speküler yansıyan ışığın yüksek büyütmeli bir görüntüsünü elde edebilmek için tasarladığı laboratuvar mikroskopundan ilk kez SM geliştirip, tanımlamıştır (55). Klinik SM'lerin hepsi aslında, Maurice tarafından laboratuvar kullanımı için tanıtılan orijinal SM'den tasarlanmıştır (55). 1975'te ilk kez Laing ve arkadaşlarının in vivo endotel görüntüleri alan bir SM geliştirmesinin ardından klinik kullanımı gerçeklemiş (56), ve 1 yıl sonra Kaufmann ve Bourne, klinikte uygulamaya daha elverişli olan mikroskopları sunmuşlardır (57). 1978'de de nonkontakt SM geliştirilmiştir (58).

SM'nin nonkontakt ve kontakt olarak uygulama yöntemleriyle çalışan iki ayrı tipi kullanılmaktadır. Nonkontakt yöntem, hastalar tarafından daha iyi tolere edilmektedir. Nonkontakt aletler (Konan CellChek, Nidek CM 530, Tomey EM 4000) otomatik görüntü odaklama teknolojisini kullanır (59). Speküler refle alanı eğimli bir yüzeyden geldiği için, kontakt tiplere göre daha küçüktür ancak odaklama ve santralizasyon daha zayıf olduğu için iyi görüntü elde edilmesi de daha zordur. Kontakt çalışan cihazlarda ise, kornea yüzeyini düzleştiren bir objektif mikroskop lensi ile speküler refle alanı genişletilmiştir (52,59).

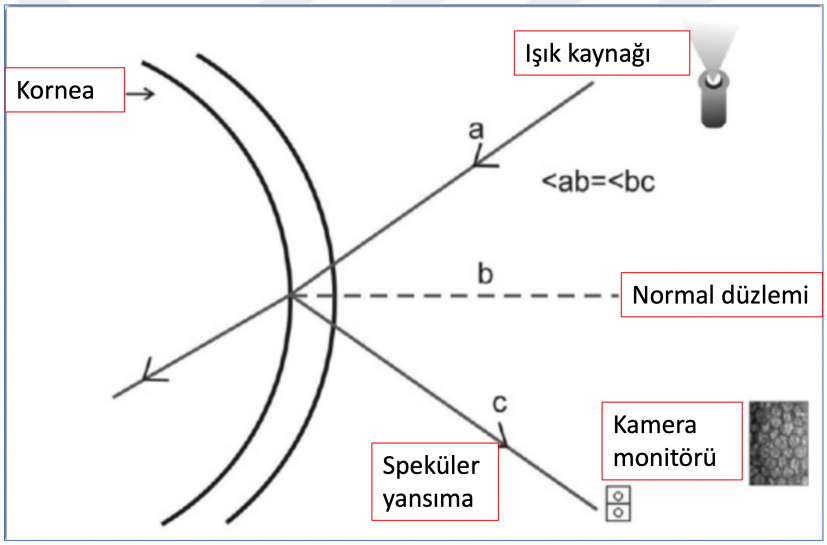
2.4.2 Teknik ve optik prensipler

Teknik, ışığın kornea endotel yüzeyinden yansıması ve geri alınması prensibine dayanır. Endotel hücre tabakasında herhangi bir hasar, hücre kaybı veya morfolojik değişiklik söz konusu olduğunda, speküler yansıma paterninde belirgin farklılıklar gözlenir (60).

SM, bir ışık yarığının kornea endotel yüzeyine odaklandığı ve speküler yansıyan ışık ışınlarının gerçek zamanlı bir monitörde görüntülenmek üzere film düzlemine odaklandığı bir optik yansıma mikroskobudur (59). 'Speküler yansıma' terimi, yansıyan ışık huzmesinin açısının gelen ışıkla aynı açıyı yaptığı bir durumu ifade eder. Optik fizikteki temel kurala dayalı olarak iki farklı refraktif indeksli ortama ait düzgün bir ara yüzeyde, gelen ışığın açısına eşit refleksiyon açısında yansıma ile oluşur. SM ile korneanın ışığı düzgün yansıtan yüzeyleri olan epitel ve endotel tabakalarına odaklanılır (61). Kornea arka yüzeyine bir yarık ışık düşürülür ve korneanın saydam olması, aköz hümör ve kornea refraktif indeksleri farkının çok az olması nedeniyle gönderilen yarık ışığın ancak çok az bir kısmı aköz-kornea bileşkesinden geri yansımaktadır. Çoğu aköze geçen ışığın yansıyıp geri dönen kısmından görüntüler elde edilmektedir. Örneğin; endotel hücrelerinin refraktif indeksi, aköz hümörünkinden (1,336) büyük olduğu için gelen ışının %0,022'sini yansıttığı için görüntü alınabilmektedir (61,62). Stromanın saçılım düzeltici olarak çalışan keratositleri ve kolajen lamellerinden saçılan ışık görüntü kontrastını etkilemektedir ve bu saçılım, ışık demetinin genişliği ile artmaktadır. Skar ve ödem gibi kornea saydamlığının bozulduğu durumlarda stromadan saçılan ışığın artması endotel görüntülerinin karanlık çıkmasına neden olur. Endotel hücrelerinde yansıma ile aydınlık bir görüntü oluştu-

rurken, hücreler arası sınırlara düşen ışık ışını geri yansımadığından karanlık görünür ve hücre yüzeyi düzensizse ışınlar buralardan farklı açılarla yansıyacağından hücre sınırları içinde noktacıklar ve koyu çizgiler oluşmaktadır. Fuchs distrofisinde bulunan endotel hücre yükseltilerinde ışınların dağılıp yansımayacağı için bu alanlar koyu renkte görülür (22,58). Aynı zamanda iristen gelen ışık yansımaları da endotel mozaiğini kapatabildiği için, midriyazis ile daha iyi görüntü elde edilebilir (52).

Endotel yüzeyinden yansıyan ışık aynı objektif lens tarafından toplanır ve inceleme için bir film düzlemine veya bir video monitör ekranına odaklanır (Şekil 3). Ekranda yansıyan mozaik görünümü değerlendirmek için çeşitli analiz yöntemleri vardır ve verileri anlamak önemlidir.



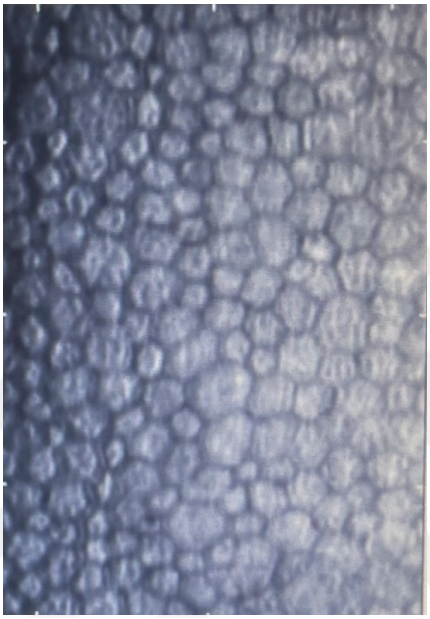
Şekil 3: Speküler mikroskobinin çalışma prensibi

2.4.3 Analiz yöntemleri ve veriler

SM ile kalitatif, kantitatif ve morfometrik analiz olmak üzere üç farklı analiz yapılabilmektedir (59).

Kalitatif analiz: Endotel tabakası, altıgen hücrelerden oluşur. Hücrelerin altı kenarlı hücresel düzenlenmesi, çevresine göre en büyük yüzey alanı avantajını sağladığı için en enerji tasarruflu çokgen geometrik şekildir (59). Doğumda, insan ECD yaklaşık 5000-6000 hücre/mm^2'dir, ancak 5 yaşına kadar kademeli olarak yaklaşık 3500 hücre/mm^2'ye, 14-20 yaşına kadar 3000 hücre/mm^2'ye ve geç yetişkinlikte 2500

hücre/mm^2'ye düşer. Kornea ECD'si yaşam boyunca ortalama %0,6/yıl oranında azalır (44). Genç bireyde sınırları belirgin olan, hemen hemen aynı büyüklükte altıgen hücrelerin oluşturduğu endotel hücre mozaiği saptanır. Daha sonra hücre boyutlarında yaşa bağlı artışla polimegatizm ve endotel hücrelerinin normal yaşlanması ile hücre dağılımının altıgenden çok şekilli hale gelmesiyle pleomorfizm görülür (59) (Şekil 4).



Şekil 4: 70 yaş bir hastanın pleomorfizm ve polimegatizmli speküler endotel mozaiği

Morfometrik analiz: Endotel hücre morfolojik analizi; hücre alanı (μm^2), ortalama hücre alanı (μm^2/hücre), hücre yoğunluğu (=10^6/ortalama hücre alanı) (hücre/mm^2), polimegatizm (varyasyon katsayısı) ve pleomorfizm (heksagonal hücre yüzdesi) ölçümlerini içerir (59). Ortalama hücre alanının standart sapması arttıkça, hücre yoğunluğu tahmininin doğruluğu azalır. Ortalama hücre büyüklüğü, alanı ise 150-350 μm^2'dir (22,58). Varyasyon katsayısındaki (=Hücre alanı standart sapması/ortalama hücre alanı, μm^2) artış, ortalama hücre alanı tahmininin doğruluğunda da azalmaya neden olur (52). Gençlerde normalde varyasyon katsayısı ortalama 0,27 (~0,22-0,31 arası)'dir ve 0,30'un altında bir değer çıkar (22,52,63). Pleomorfizm ise, hücre şeklindeki varyasyonun bir ölçümüdür. İdealde hekzagonal hücrelerin oranının %100'e yaklaşması gerekir (22).

Morfometrik analiz, tek başına hücre yoğunluğunun ölçümü ile anlaşılamayan hücre kaybının, hücre boyut ve şekil varyasyonunun ölçümü ile daha hassas ortaya çıkarılmasını sağlamaktadır. Morfometrik analizin hassaslığı bir örnekle açıklanacak olursa: 100 hücre arasından 1 hücre kaybı olduğunda ortalama hücre alanı ve hücre yoğunluğu istatistiksel olarak anlamsız olarak sadece %1 azalır. Ancak aynı durumda en az 2 (%2) ve en fazla 6 (%6) hücrenin uzayarak, kayarak veya birleşerek bu hasarı kapatmaya çalışmasıyla, pleomorfizm ve polimegatizm değerleri %2-6 oranında değişecektir (52).

Kantitatif analiz: SM ile alınan görüntülerin kantitatif analizi hücre yoğunluğu, hücre şekil ve boyut varyasyonu yüzdesi gibi sayısal değerlerin elde edilmesini sağlar. Bu yöntemle elde edilen yüksek çözünürlüklü görüntüler; ECD, polimegatizm ve pleomorfizm gibi parametrelerin kantitatif analizi için temel oluşturur (64). Kantitatif analiz, başlıca üç yöntemle yapılmaktadır (22,58):

1)Manuel yöntem: Manuel endotel hücre sayımı için farklı teknikler tanımlanmıştır (59,62). Şu şekilde sıralanabilir (22,58):

Sabit çerçeve yönteminde; alanı bilinen bir dörtgen içine düşen tüm hücreler teker teker sayılıp analiz yapılır. Bu sayıma, bir kare veya dikdörtgen alanın dört kenarının ikisindeki yarım hücreler de dahil edilir. Sayım işleminde genellikle çerçevenin iki kenarı ile kesilen tüm hücreler bütün olarak sayılırken, çerçevenin diğer iki kenarı ile kesilen hücreler sayılmayıp simetri prensibi uygulanır.

Değişken çerçeve yönteminde, bilgisayar programı yardımıyla incelenecek hücre grubunun kenarları belirlenir ve belirlenen alan içinde kalan hücreler sayılır. Bu yöntem, sabit çerçeve yönteminden daha güvenilir olup, sabit çerçeve sınırına denk gelen küçük hücrelerin sayımından kaynaklanan yanlışlıkları ortadan kaldırır ve ortalama hücre boyutunun daha doğru saptanmasını sağlar (52). Buradaki diğer hata kaynağı ise, hücre sınırlarının ve hücre sınırı kesişimlerinin belirlenmesine ilişkin öznel kararlardır (59).

Mukayeseli hücre yönteminde ise, incelenecek endotel hücre mozaiği, büyüklüğü bilinen başka hücre yoğunluklu bir altıgen deseni ile karşılaştırılmasına ve ortalama hücre alanı, hücre yoğunluğunun subjektif olarak tahmin edilmesine dayanmaktadır (52,59)

Merkez yöntemi (Center Metod) denilen farklı uygulamada; birbirine komşu endotel hücrelerinin merkezleri işaretlenmekte ve program istatistiksel karşılaştırmalı olarak hücre yoğunluğunu ve morfolojik parametreleri hesaplamaktadır (59).

2)Otomatik yöntem: SM, otomatik olarak algılanan hücresel sınırlardan endotel hücre analizini verebilir. Bilgisayar yazılımı endotel hücre sınırı ve yüzey arasındaki renk kontrast farkına, speküler yansımasına göre endotel tabakanın bir haritasını çizmektedir. Hücre sayısı, hücre yoğunluğu, varyasyon katsayısı, hekzagonal hücre sayısı gibi kantitatif veriler hesaplanıp sonuç halinde ekranda görülür (Şekil 5). Otomatik analiz yöntemi oldukça doğrudur, ancak endotel görüntünün kalitesi orta düzey olan gözlerde (optik engeller nedeniyle hücre sınırlarının ve ana hatlarının çok net bir şekilde görüntülenmediği ve yansıma kuralının iyi görülemediği gözlerde) iyi eğitimli bir teknisyen tarafından manuel bir sayım yönteminin gerçekleştirilmesi tercih edilmelidir (59).

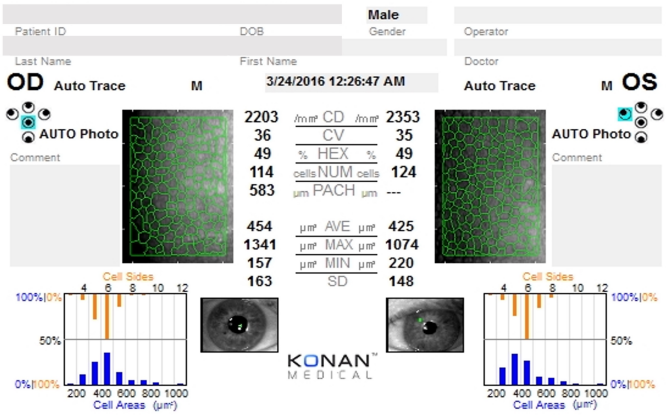
3)Yarı otomatik yöntem: Bilgisayar yazılımının oluşturduğu haritadaki eksik veya fazla hücre sınırlarının uygulayıcı tarafından düzeltilmesiyle oluşturulan endotel haritasının tekrar bilgisayar programıyla incelenmesiyle yapılmaktadır.

Güncel SM cihazları, elde edilen verilerin otomatik veya yarı otomatik şekilde analizine imkan tanıyarak hekime güvenilir ve tekrar edilebilir ölçümler sunar (65). Bu tüm yöntemler karşılaştırıldığında, manuel yöntemin en güvenilir fakat daha zor olduğu söylenebilir. Tüm yöntemlerin güvenilirliği, seçilen bölgenin tüm endoteli yansıtabilme gücü ile doğru orantılıdır (58). Ayrıca, kullanılan tekniğin stratejisinden bağımsız olarak değerlendirmenin doğruluğu, elde edilen endotel görüntüsünün kalitesine de bağlıdır (59).

Speküler mikroskopinin kantitatif verileri (22,62) (Şekil 5)

1- Endotel hücre yoğunluğu (ECD) (hücre/mm²): 1 mm²'ye düşen hücre sayısıdır. Normal değeri erişkinde ortalama 2400 hücre/mm²'dir.
2- Varyasyon (değişkenlik) katsayısı (CV) (%): Hücre alanları arasındaki değişkenliği gösteren polimegatizmin objektif bir ölçütüdür. Bir endotel bölgesindeki hücre alanlarının standart sapmasının, ortalama hücre alanına olan oranıdır. Normal değeri 0,30 (%30) altında olmalıdır.

3- Hekzagonalite (HEX) (%): Hekzagonal hücrelerin diğer farklı geometrik şekilli hücrelere oranıdır. İdeali bu oranın %100 olmasıdır. Sağlıklı endotel katmanında bu oran %60-70 aralığındadır. Pleomorfizmin ölçüsüdür.
4- Sayılan hücre (NUM) (cell): Değerlendirme çerçevesinin içinde sayılan hücre adetidir.
5- Pakimetri (PACH) (µm): Ölçülen kornea kalınlığıdır.
6- Ortalama hücre alanı (AVE) (µm²): İncelenen alanın o alandaki hücre sayısına bölünmesi ile elde edilir. Normalde erişkindeki değeri 150-350 µm²'dir.
7- En büyük hücrenin alanı (MAX) (µm²): Değerlendirme çerçevesindeki hücrelerden en büyüğünün alanıdır.
8- En küçük hücrenin alanı (MİN) (µm²): Değerlendirme çerçevesindeki hücrelerden en küçüğünün alanıdır.
9- Standart sapma (SD) (µm²): Hücre alanı ortalamasının standart sapmasıdır. (CV: (SD/AVE×100))



Şekil 5: Speküler mikroskobinin kantitatif analiz verileri

2.4.4 Yorumlama ve katarakt cerrahisindeki yeri

Kornea endotelinin yenilenme özelliği olmadığı için, herhangi bir fokal endotel hasarı olduğu zaman hayatta kalan hücrelerin göçü ve genişlemesiyle süreklilik korunarak onarılır. Endotel sağlığı HEX oranı, CV ve ECD gibi parametrelerle yorumlanmaktadır. Objektif ölçü birimleri pleomorfizm için HEX oranı ve polimegatizm

için CV olup, bunlar yaşla artmaktadır. Yaşlanma ve çevresel stres faktörleri nedeniyle mükemmel %100 HEX oranı mümkün değildir; ancak sağlıklı bir korneanın endotel hücrelerinde HEX'in %60 olması beklenir. Ortalama hücre alanının varyasyon katsayısı, CV yani polimegatizm, kornea endotel disfonksiyonunun en hassas göstergesi iken, HEX oranı yani pleomorfizm ise endotel yara iyileşmesinin ilerlemesinin iyi bir göstergesidir (19, 52, 59).

Bir speküler incelemede HEX'in %50'den az olması ve CV'nin %40'tan yüksek olması durumunda, kornea endotelinin normal olmadığı ve intraoküler cerrahi sonrası kornea ödemi riskinin yüksek olduğu sonucuna varılabilir (52, 62). Korneada klinik olarak anlamlı ödem olmaması için gerekli eşik ECD 300-700 hücre/mm^2 olarak saptanmıştır; fakat bu değer her göz için değişmekte ve bazı faktörlere bağlı olmaktadır (50,51). Bir intraoküler cerrahi sonrası kalıcı kornea ödemi meydana gelmemesi için ise preoperatif ECD'nin 1000-1200 hücre/mm^2'den fazla olması gerekmektedir (22,52). Bunun nedeni olarak herhangi bir intraoküler cerrahi ile gelişebilecek ECD'de %0 ile %30 arasında hücre kaybı gösterilebilir (62). İki göz arasındaki ECD farkının 280 hücre/mm^2'den fazla olması da bir patoloji araştırmasına yönlendirmesi açısından anlamlıdır (52).

SM'nin, biyomikroskopide kornea guttata görünümü saptanması, ailede kornea distrofisi varlığı, geçirilmiş travma veya intraoküler cerrahi, akut dar açılı veya kronik açık açılı glokom, üveit, keratit, kornea nakli, sekonder göz içi lensi implantasyonu ve fakik göz içi lensi implantasyonu hikayeleri durumunda yapılması endikedir. Ayrıca Fuchs endotelyal distrofisi, kornea nakli sonrası takip, intraoküler lens cerrahisi öncesi risk değerlendirmesi ve uzun süreli kontakt lens kullanımının etkilerinin izlenmesinde de tercih edilen bir metottur (52,66). Son yıllarda yapılan çalışmalar, SM'nin yapay zeka ve otomatik görüntü işleme algoritmaları ile entegre edilmesi sayesinde tanı ve takip süreçlerini hızlandırdığını göstermektedir (67). Bu gelişmeler, hem korneal distrofiler hem de göz cerrahisi öncesi ve sonrası kornea endotel değerlendirmesi açısından önemli olup, komplikasyonları öngörme ve cerrahi sonuçları iyileştirme potansiyeline sahiptir (53). Ayrıca SM'nin gelişmiş yazılım tabanlı analiz yöntemleriyle kombine edilmesi, tek tek hücre bazında inceleme yerine nüfus düze-

yinde daha geniş bir kornea endotel haritalama imkanı sunarak klinik karar süreçlerini desteklemektedir (64).

Böylece SM, kornea endotelinin fizyolojik ve patolojik durumlarının ayrıntılı biçimde analiz edilmesini sağlayan değerli bir teknolojidir. Günümüzdeki yenilikçi yaklaşımlar, görüntü kalitesini ve analiz hızını artırarak bu yöntemin tanı, tedavi ve takip protokollerindeki klinik etkinliğini daha da yukarıya taşımakta ve özellikle fakoemülsifikasyon cerrahisinde preoperatif ve postoperatif risk değerlendirmesi ve yol haritası çiziminde son derece önemli bir adım haline gelmektedir (62).

2.5 Kornea Topografisi ve Pentacam

Korneal topografi, kornea yüzeyinin üç boyutlu morfolojisinin nicel olarak değerlendirilmesini sağlayan non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir. İlk olarak oftalmolojide 19. yüzyılın sonlarında, Placido diski ile yapılan subjektif gözlemlerle başlayan bu süreç, günümüzde Scheimpflug görüntüleme ve skleral profil taramaları gibi ileri teknolojilerle desteklenmektedir.

1611 yılında Kepler, ilk kez korneanın şekliyle ilgilenmiştir. Korneanın incelenmesinde ilk kullanılan keratoskop, Scheiner tarafından 1619 yılında keşfedilirken, 1854 yılında Helmozt ve 1881 yılında Javal tarafından keratometri gündeme getirilmiştir (68). Korneal yüzeyin ilk görsel haritalandırma girişimi Portekizli Antonio Placido tarafından 1880 yılında tanıtılan, merkezi bir ayna etrafına dizilmiş ardışık siyah-beyaz halkalardan oluşan Placido diski ile olmuştur. Ancak yöntem yalnızca ön yüzey eğriliğine dair bilgi sunar, kantitatif ölçüm yapamaz (69). Kornea patolojileri, özellikle de subklinik ektazi formları için, arka yüzey ve pakimetri bilgisi de büyük önem taşır. 1970'lerin sonlarında gelişen bilgisayarlı analiz sistemleri, halka refleksiyonlarını sayısal verilere dönüştürerek ilk videokeratografların ortaya çıkmasına olanak sağladı. Bu gelişmeyle birlikte, korneal topografi haritaları (eğim, yükseklik, güç haritaları) rutin klinik kullanım alanına girmiştir (70). 1990'ların ortalarından itibaren, keratometrik analiz yerini daha detaylı yükseklik bazlı modellere bırakmıştır. Bu aşamada *Orbscan* (Bausch & Lomb Surgical, San Dimas, CA) gibi cihazlar, ön ve arka yüzey hakkında bilgi sağlayarak keratokonus gibi ektazik hastalıkların erken tanısında çığır açmıştır. Bu gelişmeleri, Scheimpflug tabanlı görüntüleme sistemleri-

nin klinik entegrasyonu izlemiştir (71). 1904'te yüzbaşı Theodore Scheimpflug tarafından fotoğrafik teknik olarak geliştirilen bu yöntem, rotasyonel Scheimpflug görüntüleme ile optik koherens tomografi ve pakimetrik haritalama yoluyla sadece kornea ön yüzeyinin değil arka yüzeyinin de topografisinin elde edilmesini sağlamıştır (72,73) Doksanlı yılların başlarında excimer lazer ile refraktif cerrahinin popüler hale gelmesiyle, kornea yüzeyinin daha detaylı görüntülenmesini sağlayan cihazlara ihtiyaç duyulmuştur. Bugün korneal topografi temelde iki ana prensibe dayanmaktadır:

Placido bazlı sistemler: Halka refleksiyonlarını analiz ederek yalnızca ön yüzey eğriliğini değerlendirir.

Scheimpflug veya OCT bazlı tomografi sistemleri: Pakimetri, arka yüzey eğriliği ve yükseklik gibi detaylı morfolojik parametreleri üç boyutlu olarak sunar.

Eğim (kurvatür), yükseklik (elevasyon) ve güç haritaları bu sistemlerin temel çıktılarıdır. Günümüzde kornea topografi sistemleri refraktif cerrahi uygulamalarında, keratokonus gibi ektatik kornea hastalıklarının teşhisinde, korneanın ön ve arka yüzey yapılarının değerlendirilmesinde ve göz içi lens hesaplamalarında kullanılmaktadır (71). Özellikle *Pentacam* (Oculus *Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Almanya*) cihazı ile birlikte, ön segmentin üç boyutlu rekonstrüksiyonu ve korneal biyomekanikle entegre analiz mümkün hale gelmiştir (74,75).

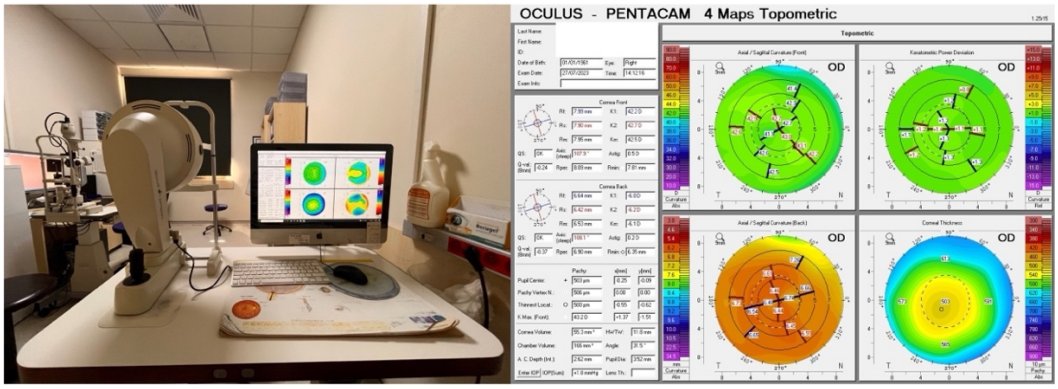
Scheimpflug prensibini esas alan *Pentacam*, döner kamera sistemiyle korneanın hem anterior hem de posterior yüzeylerinden yüksek çözünürlüklü 3D görüntüleme sağlamaktadır. Ayrıca, tam pakimetri haritası, ön kamara derinliği (ACD), lens dansitometrisi ve lensten arka kapsüle kadar uzanan ön segment yapılarının detaylı analizini mümkün kılmaktadır (76-78). Tarama esnasında, sırasıyla korneanın eğriliği ve yüksekliği hakkında bilgi elde etmek için Placido diski ve Scheimpflug görüntüleri eş zamanlı olarak elde edilir.

Işık kaynağı mavi ışık yayan diyottur (470-475 nm) (79). Korneanın yükseklik ve kalınlık ölçümlerini daha iyi elde edebilmek için, karşılıklı gelen görüntülerin yükseklik verilerinin ortalaması alınır (80). Muayene sırasında elde edilen Scheimpflug görüntüleri dijital veri haline getirilerek bilgisayara aktarılır. Penta-

cam'ın sunduğu en kritik verilerden biri, posterior kornea elevasyonu ve Belin/Ambrósio Enhanced Ectasia Display (BAD-D) analizidir. Bu parametreler, klasik topografinin atladığı subklinik keratokonus ve forme fruste keratokonus tanısında altın standart haline gelmiştir (81). Pentacam, kullanıcıya yüksek derecede tekrarlanabilir ve objektif veriler sunarken, özellikle santral dışı bölgelerde artefaktlara ve göz kırpması gibi hasta faktörlerine duyarlıdır. Ayrıca, ciddi opasitelerde (örneğin yoğun skar veya ödem) görüntü kalitesi düşebilir (82).

2.5.1 Genel değerlendirme, pakimetri ve diğer topografik veriler

Muayene bittiğinde bilgisayar, ön segmentin 3D sanal modelini oluşturur (78). Bu cihazdan elde edilen veriler arasında pakimetri, ön kamara açısı, ön kamara hacmi, ACD, lens dansitometrisi ve diğer birçok oküler indeks yer alır (Şekil 6). Normal pakimetri santralde ortalama 0,52 mm'dir, parasantral (0,52 mm'den 0,57 mm'ye) ve periferik zonlara doğru (0,63 mm'den 0,67 mm'ye) kalınlaşır. Günümüzde ultrasonik pakimetre, speküler mikroskopi, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografi, lazer doppler interferometri, yüksek frekanslı ultrason dijital işleme, Orbscan ve Pentacam gibi cihazlarla santral kornea kalınlığı (SKK) ölçülebilmektedir (22). Optik çiftleme tekniği ile keratometrede biyomikroskop ile kornea üzeri yarık ışıkla aydınlatılır. Korneanın ön ve arka yüzlerince oluşturulan Purkinje-Sanson görüntüleri arasındaki mesafeyi ölçmek üzere prizmalar kullanılıp görüntüler üst üste getirildiğinde, göstergeden okunan değer kornea kalınlığını vermektedir. Optik odaklama tekniği ile speküler mikroskopide mikroskopla endotele odaklanarak sıfır noktasına göre kornea kalınlığı otomatik olarak ölçülebilir (83).



Şekil 6: Pentacam cihazı ve topografik harita

2.5.2 Pakimetrinin endotel hücre fonksiyonunda önemi

Pakimetri, endotel hücre fonksiyonunun dolaylı bir göstergesi olarak, çeşitli klinik durumlarda tanı ve izlem açısından değerlidir. SKK ölçümleri, endotel disfonksiyonunun erken tespiti, cerrahi sonrası izlem ve rejeneratif tedavilerin etkinliğinin değerlendirilmesi gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Endotel hücreleri, korneanın şeffaflığını korumak için stromal sıvıyı aktif olarak ön kamaraya pompalayan bir bariyer ve pompa işlevi görür. Tek sıra yassı hücreden oluşmuş ve Na^+/K^+-ATPaz pompası üzerinden stromadan ön kamaraya doğru sıvı transportu sağlayan bu bariyer ve pompa mitozla yenilenemezler ve yaşla birlikte sayıları azalır. Endotel pompası yeterliyse, stromal sıvı birikimi olmaz, kornea dehidrate ve saydam kalır. Endotel pompası yetmezse, stromal hidrasyon artar, stromal ödem gelişir, SKK artar, saydamlık azalır ve görme bozulur. Özellikle Fuchs endoteliyal distrofi gibi durumlarda, SKK'nın 640 μm'nin üzerine çıkması, ilerlemiş ödemin bir göstergesi olarak kabul edilir ve katarakt cerrahisi sonrası ödem riskini artırır (84). Katarakt cerrahisi gibi intraoküler işlemler sonrası endotel hücre kaybı yaşanabilir. Bu durumda, pakimetri ile SKK ölçümleri, subklinik ödemin erken tespiti ve endotel fonksiyonunun izlenmesi açısından önemlidir. Cerrahi sonrası SKK'daki artış, endotel hasarının bir göstergesi olabilir (85). Özellikle postoperatif ilk günkü SKK artışının korneal endotel kaybıyla korele olduğu gösterilmiştir (86).

Rezidüel endotel hücrelerinin bu ödemi kompanse etmesi için hücrelerin pompa fonksiyonları cerrahiden sonra artmakta ve fizyolojik sınırları aşmamış endotel hücre kaybı olan sağlıklı kornealarda, ödem azalarak SKK birkaç ay içinde eski değerine dönmektedir. Orta derecede endotel hücre hasarı olup sağlıklı hücrelerin halen korneal dehidratasyonu sağlayabildiği kornealarda, pakimetre endotel hücre tabakası fonksiyonunu tam olarak yansıtamamaktadır (87).

İntraoküler cerrahi planlanırken endotel pompa fonksiyonunu saptamak açısından pakimetreden faydalanılması son derece önemlidir. Hem Pentacam hem speküler mikroskopi ile ölçümler yapılarak risk değerlendirmesi yapılabilir.

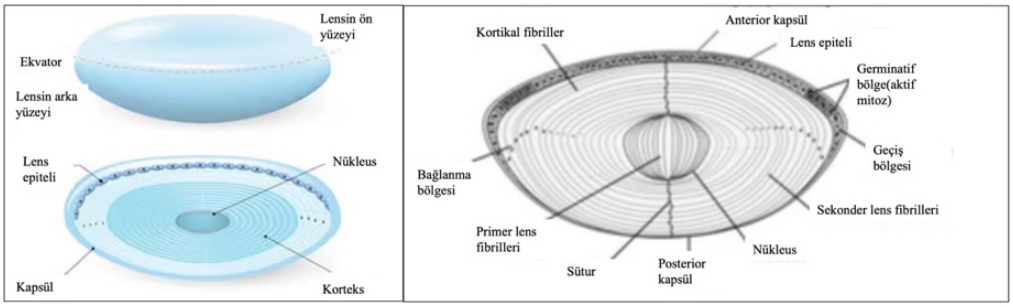
2.6 LENS

2.6.1 Lens embriyolojisi ve anatomisi

***Embriyoloji*:** Kristalin lensin oluşumu embriyogenezisin erken döneminde yaklaşık gestasyonun 25. gününde yüzey ektoderminden köken alarak başlar (88). Primitif beyin sistemi diensefalondan laterale doğru iki adet optik vezikül olarak adlandırılan çıkıntılar oluşur ve gestasyonun 27. gününde optik vezikül, lens plakasının oluşumunu başlatır. Lens plakasının 29. günde içe doğru girinti yapması sonucunda lens çukuru, lens çukurunun optik veziküle invajinasyonu ile de lens vezikülünün oluşmasıyla devam eder. Lens vezikülünün arka katmanındaki hücreler ise bölünmeleri durduktan sonra uzamaya başlarlar ve 40. günde lens vezikülünün lümenini tamamen doldururlar. Bu hücreler primer lens liflerini oluşturur ve zamanla ışığın dağılmasını azaltmak için nükleus ve organallerini kaybederler (88). Lens liflerinde çözünür proteinin %90'ını kristalin proteinler (α (alfa), β (beta) ve γ (gama)) oluşturmaktadır. Bu proteinlerin karakteristik desen ve görünümü ışığın verimli bir şekilde iletilmesini sağlamak için lensin optik olarak saydamlığını kolaylaştırmaktadır. Primer lens lifleri erişkin lensin merkezinde bulunan embriyonik nükleusu oluşturmaktadır. Lens vezikülünün önündeki hücreler ise, tek sıralı küboidal hücreler olarak kalırlar ve lens epitelini oluştururlar. Lensin bu aşamadan sonra büyümesi epitel içindeki proliferasyon sayesinde olur. Lens kapsülü önde lens epiteli, arkada lens lifleri tarafından oluşturulan bir bazal membrandan oluşur. Lens ekvatoruna yakın epitel hücreleri çoğaldıktan sonra uzarlar ve bunlar sekonder lens lifleri olarak adlandırılırlar. Büyümekte olan her lens lifinin ön yüzü lens epiteli altında lensin ön kutbuna doğru, arka yüzü lensin arka kutbuna doğru kapsül boyunca uzanır. Bu şekilde yeni lens lifleri katmanlar halinde oluşurlar. Gestasyonun 3. ayın sonunda Zinn zonülleri görülmeye başlar. Gestasyonun yaklaşık 1. ayında hyaloid arter göze optik diskten girer ve lens kapsülünün arka yüzeyinde tunika vasküloza lentis olarak adlandırılan bir kapiller ağ oluşturur ve 10. haftasında gelişimini tamamlar. Lensin ve retinanın vaskülarizasyonunu sağlar. Dördüncü ayın sonunda lensin olgunlaşması ve vaskülarizasyona ihtiyaç duymaması nedeniyle makrofajlar tarafından hiyaloid arter kademeli olarak uzaklaştırılır (88-90).

***Anatomi*:** Lens şeffaf ve bikonveks, avasküler, innervasyonu bulunmayan bir yapıdır. Fonksiyonları arasında, göze giren ışığın refraktif indeksini değiştirme, şeffaflığının devamını sağlama ve akomodasyon bulunmaktadır. Metabolik ihtiyaçlarının karşılanması ve atıkların atılması için ise, aköz hümöre bağımlıdır. Lifler 8-10 µm çapındadır (90). Lensin ön ve arka kutuplarının arasında geçen hayali çizgiye optik aks adı verilir. Ekvator, lensin ön ve arka yüzeyinin lensin lateral kısmında birleştiği yerdir ve lensin en geniş çevresini oluşturur. Lensin kırıcılık indeksi merkezde 1,41; periferde 1,38 civarındadır. Akomodasyon yapılmadığında, gözün 60 D'lik konverjan ışığı kırma gücünün yaklaşık 15-20 D'sini lens karşılar (88-90).

Lens, yaşam boyu büyümeye devam eder. Doğumda yaklaşık 65 mg ağırlığında olan insan merceği daha küresel ve ön kamarayı daha sığ yaparken, hayat boyunca her yıl yaklaşık 2 mg büyümeye devam eder. 90 yaşına gelindiğinde yaklaşık 250 mg ağırlığa ulaşır (91). Doğumda lensin ekvator çapı ise 5 mm, yirmili yaşlarda ise 9-10 mm'dir. Lensin kalınlığı doğumda 3,5-4 mm, erişkin dönemde 4,75-5 mm'dir (90). Yeni üretilen lifler, daha önce oluşmuş olanları merkeze doğru iterek nükleusu sıkıştırır. Perifere yeni lifler eklendikçe kortikal kalınlığın artmasına karşın, nükleusun kalınlığı sıkışma sonucu yaş arttıkça düşer. Yaşla beraber lensin ön yüzünün kurvatürü artar ve bu nedenle ışığı daha fazla kırar. Bu süreç, yaşlanmayla birlikte Zinn zonüllerindeki fibrozisle de presbiyopi ve nükleer skleroz gibi değişikliklerle sonuçlanabilir (91). Olgun lens yapısına dönüşürken bu gelişim sürecinde, lens epitel hücrelerinin farklılaşması ve yer değiştirmesi sonucu modern anatomi ve histolojinin temel bileşenleri olan lens kapsülü, epitel ve nükleus-korteks tabakası şekillenir (92) (Şekil 7).



Şekil 7: Lensin anatomik gösterimi

Lens Kapsülü: Lens epitel hücreleri ve fibrilleri saran ve koruyan dıştaki elastik, küçük moleküllerin giriş çıkışına izin veren, şeffaf bazal zardır. Görevi, lensi dış çevreden korumak ve iç basıncı düzenlemektir (90). İnsan vücudundaki diğer bazal membranlardan farkı ise devamlı kalınlaşmasıdır ve bu özelliği ile insan vücudunun en kalın bazal zarıdır (89,90). Esas olarak tip IV kolajenden ve az oranda da Tip I ve III kolajenden oluşur. Lensin ön yüzeyini saran ön kapsül lens epitelinden oluşurken, arka kapsül bu epitel hücrelerinin uzantılarından meydana gelmektedir. Ön kapsül doğumda 8 μm iken yetişkinde 14 μm'a kadar kalınlaşır. Arka kapsül ise tüm hayat boyunca 4 μm kalınlıktadır (89). Kapsül lens materyali içermesinden dolayı akomodasyon sırasındaki değişikliklere uyum göstermektedir.

Lens Epiteli: Sadece lensin ön yüzeyinde bulunur. Ön kapsül altında kübik tek sıra dizilmiş hekzagonal hücreler tabakasıdır. Bu epitel hücreleri mitoz bölünme ile çoğalarak zaman içinde yeni lens liflerinin üretilmesinden sorumludur (91,92). Patolojik bir durumda proliferasyon gösterme yeteneğine sahipken normal koşullarda proliferasyon göstermezler. Özellikle germinatif zon dediğimiz bölgede mitozun en aktif olduğu epitel hücre grubu (lensin kök hücreleri) bulunur ve yaşam boyunca lensin boyutlarındaki ve ağırlığındaki artıştan sorumludurlar. Yeni oluşan epitel hücreleri ekvatora doğru göç etmekte ve lensin kavisli köşesine ulaştıklarında lens liflerine dönüşüm sürecine girmektedirler (92). Hücreler organellerini kaybetmekte ve optik açıdan ışığın saçılması, emilmesi ve iletiminin kolaylığı sağlanmaktadır (92). Hücre yan duvarları girintili, çıkıntılıdır ve birbirlerine desmozomlarla tutunurlar. Enerji metabolizmasında bu sayede temel rol oynayan epitel tabakası, iyon ve su dengesinin sağlanmasında kritik öneme sahiptir (88).

Lens liflerinin oluşturduğu 'nükleus-korteks': Lensin ana yapı elamanı lens lifleri olup, ekvator çevresinde bulunan ve mitotik aktiviteye sahip lens epitel hücreleridir. Mitozla çoğalan epitel hücreleri diferansiye olarak lensin *korteks* bölgesine doğru uzanan ince liflere dönüşür. Bu lifler, hücre çekirdeklerinin ve organellerinin çoğunu kaybederek neredeyse kristalin protein içeren şeffaf yapılara dönüşür. Merkeze doğru ilerledikçe *nükleus* adı verilen katmanları oluştururlar (88). Nükleus embriyonik, fetal, infantil ve erişkin nükleus olarak 4'e ayrılır. Embriyonik nükleus lens vezikülü içinde oluşmuş orjinal primer lens lif hücrelerini içerirken, diğerleri germinatif zon-

dan çoğalan epitel hücrelerinin uzayarak oluşturduğu sekonder lens liflerinden meydana gelmektedir. Sekonder lens lifleri ekvatorda lens epitel hücrelerinin uzaması sonucunda sürekli üretilirler ve embriyonik nükleusun etrafını konsantrik olarak sararlar. En eski lens lifi nükleusda bulunurken, en son üretilen lens lifi kortekste bulunur. Erişkin lens çapının ve kalınlığının yaklaşık %84'ünü nükleus, %16'sını korteks oluşturmakta iken, 65 yaşında bir insanın lensi ise %65 nükleus, %35 korteks haline dönüşür (89). Böylece lens topografik olarak; *kapsül, korteks ve nükleustan* oluşmaktadır (Şekil 7).

Lens Sütürleri: Sekonder lens lifleri hem öne hem de arkaya doğru primer lens lifleri etrafında uzanmakta ve merkezde birleşerek lens sütürlerini oluştururlar. Sütürler önde düz Y, arkada ters Y şeklindedir. Embriyonik nükleusda bulunan primer lens lifleri arasında sütür yoktur. Bu nedenle biyomikroskopik olarak sütür yerleşimi embriyonik nükleus ile fetal nükleusun ayrım yerini gösterir. Doğumdan sonra sürekli sekonder lif üretimi devam ettiği için sütürün kompleksliği yaşla beraber artar (88).

Zonüler Lifler: Lens silier cisimcikten gelen, ince ve güçlü liflerden oluşan Zinn zonüllerine asılı olarak göz içinde durmaktadır. Bu zonüller akomodasyonda önemlidir. Silier cismin pars plana ve pars plikatasındaki pigmentsiz epitel bazal laminasından orijin alırlar (88-90).

2.6.2 Lens fizyolojisi ve saydamlığına etki eden faktörler

Lens retinaya görüntüyü iyi yansıtabilmesi için şeffaflığa, bulunduğu ortama göre daha yüksek bir refraktif indekse ve uygun kurvatürde kırılma yüzeylerine sahip olmalıdır. Lens kapsülünde tek katlı kübik epitelinin refraktif indeksi aköz ile aynı (1,336) olduğu için, ışığı dağıtmaz veya yansıtmaz. Şeffaflığını ve yüksek refraktif indeksini devam ettirebilmesi için önemli mekanizmalar şu şekilde sıralanabilir:

Hücresel ve Biyokimyasal Düzen: Arka kapsülden ayrılan lif hücreleri mitokondrileri, endoplazmik retikulumları ve çekirdeği de dahil olmak üzere membranlı tüm organellerini kaybederler (92). Bu düzenli dizilim ve hücre içinde organellerin bir süre sonra kaybedilmesi yapıların ışık geçirgenliği ve lens şeffaflığı için önemlidir. Diğer en önemli etkenlerden biri de yüksek oranda bulunan kristalin proteinlerdir (93-

95). α, β ve γ kristalin proteinlerinin yüksek konsantrasyonlarda (total hücresel proteinin %90'ı) düzenli dizilim göstermesiyle ışık saçılmasını en aza indirgeyerek optik şeffaflık sağlanır (96). Özellikle α-kristalinlerin protein agregasyonunu önlemedeki işlevi lens saydamlığı için çok önemlidir. Aşırı protein agregasyonunu şaperon aktivitesi ile engeller, ışığın saçılmamasını ve katarakt oluşmamasını sağlar. Bu protein modifikasyonları, özellikle yaşa bağlı nükleer kataraktın temelini oluşturur. Lensin yüksek refraktif indeksi de kristalinlerden kaynaklanır. Kortekste 1,38'den (%73–80 H_2O) çekirdekte 1,42'ye (%68 H_2O) doğru kademeli bir artış olur; bu kısmen sıkıca paketlenmiş γ-kristalinlerin zenginleştirilmesinden kaynaklanır (97). Mikrotübül, aktin içeren mikrofilamentler, vimentinden oluşan lens lifi hücresi iskeleti de şeffaflıkta büyük öneme sahip olup, gen mutasyonları kataraktla sonuçlanabilir. Ayrıca, lens lif hücreleri vücuttaki en yüksek kolesterol oranına sahip hücre zarına sahiptir ve lif hücreleri olgunlaştıkça kolesterol miktarı artar. Nükleer lif hücrelerinin kolesterol/fosfolipid oranı, kortikal lif hücrelerinden neredeyse üç kat daha fazladır. Yüksek konsantrasyonlarda kolesterol ve sfingomiyelin bulunması, lens lif hücre zarlarının oldukça sert olmasına neden olmaktadır (88). Lens lifi hücreleri komşu hücrelerle nanometer düzeyinde minimal hücrelerarası boşluk olacak şekilde kenetlenerek bir sinsityum da oluştururlar. Lens lifi hücrelerinin bu hassas organizasyonunun bozulması katarakt oluşumu ve şeffaflığının yok olması ile sonuçlanır (90).

İyon ve Su Dengesi: Avasküler lensin fonksiyonu ve şeffaflığı için beslenmesi, metabolik ihtiyaçları aköz ve vitreus sıvılarıyla karşılanır. Lens sinsityumu, iyon pompası mekanizmaları sıvı ve elektrolit dengesinin korunmasında büyük önem taşımaktadır. Epitel hücrelerinde bulunan Na^+/K^+-ATPaz ve kalmoduline ayarlı Ca^{++}-ATPaz (ATP bağımlı kalsiyum pompası) pompalarıyla kritik hücre içi elektrolit dengesi sağlanıp, lensin %65'i su (periferde %75-80 iken, nükleusta %68), %35'i protein olan yapısının idamesi gerçekleştirilir (89). Lens yaşlandıkça hücre içi Na^+ ve Ca^{++} konsantrasyonları muhtemelen lens geçirgenliğindeki artış veya iyon kanalı pompalama verimliliğindeki azalma nedeniyle artması liflerde şişmeye, zamanla saydamlığın kaybına neden olmaktadır (92). Bu nedenle, epitel fonksiyonunu bozan herhangi bir ajanın (iyonize radyasyon gibi) lens şeffaflığı üzerinde önemli etkileri olacaktır. Aquaporin-0 molekülü de bu hücrelerarası proteinlerden olup su geçişini

sağlamaktadır. Yaşla beraber bu molekülün glikasyonu da saydamlığı bozmaktadır (92).

Antioksidan Savunma Mekanizmaları: Lens çevresindeki ve içindeki düşük oksijen düzeyleri, lens proteinlerini ve lipitleri oksidatif hasardan korumaya yardımcı olmaktadır. Fakat zorunlu olarak serbest radikaller üreten süreçler de (oksidatif fosfarilasyon) mevcuttur. Yine, göze ulaşan zararlı ultraviyole (UV) ışık da kornea tarafından emilse de kalan güneş radyasyonu özellikle metabolik olarak savunmasız lif hücreleri üzerinde zararlı etkilere sahip olabilir. Flavinoidler ve pigmentler de görünür ışığı, özellikle daha kısa dalga boylarını emer. Bütün bu etkileşimler potansiyel serbest radikal kaynaklarıdır (90). Lensin saydamlığını korumak için bu reaktif oksijen türlerine karşı geliştirilen antioksidan mekanizmaları vardır. Glutamin, sistein ve glisin amino asitlerinin bir tripeptidi olan glutatyon, lensteki oksidatif hasara karşı korumanın çoğunu sağlamaktadır. Lens epitel hücrelerinde veya tüm lenste glutatyon seviyeleri düştüğünde (oksidatif stres, hiperglisemi, sigara, yaşlanma), hücre hasarı ve katarakt oluşumu hızlanır. Glutatyon gibi askorbik asit de oksidatif stresi azaltarak protein agregasyonunun önüne geçer ve şeffaflık korunur (90,98).

2.7 Katarakt

2.7.1 Kataraktın tanımı ve oluşumu

Katarakt, görme kaybına yol açan lensin kısmi veya tam opasifikasyonudur (99). Lens saydamlığını devam ettiren mekanizmaların tam tersine dönmesi ve yaşlanma ile oksidatif hasara maruz kalma, glutatyonda azalma, kristalin proteinlerin glikasyonu ve şaperon aktivitelerinde azalma ile agregat oluşumunda dolaylı artış, lipit peroksidasyonu, iyon dengesinde bozulma (hücre içi Ca^{++} ve Na^{+} artışı), düzenli dizilimin sağlanamayışı, mitogen-aktive protein kinaz (MAPK) ve protein kinaz yolaklarının aktivasyonu ile artan hücre iskeletinde yıkım, inflamasyonla nitrit oksit artışı olur. Bunlar yaşlanmaya bağlı katarakt nedeni iken, bu yolakları düzenleyen enzimlerdeki genler ve mutasyonlar da konjenital kataraktların patofizyolojisi oluşturmaktadır (98,99). Dünya çapında kataraktın yaklaşık 95 milyon kişiyi etkileyen en yaygın geri dönüşümlü körlük nedeni olduğu bilinmektedir (100). En önemli risk faktörü yaştır (101), fakat katarakt patogenezi multifaktöryel ve genetik yatkınlık, oksidatif

stres, metabolik bozukluklar ve çevresel faktörlerin etkileşimi sonucu ortaya çıkabilmektedir. Oluşumunda rol oynayan risk faktörleri şu şekilde özetlenebilir (88,92,102):

- Demografik risk faktörleri: İleri yaş, kadın cinsiyet, etnik köken

- Davranışsal risk faktörleri: Sigara, alkol, yüksek glisemik indeksli batı tipi beslenme, korumasız olarak güneşte fazla zaman geçirme, sedanter yaşam

- Fizyolojik risk faktörleri: Hipertansiyon, metabolik sendrom ve obezite, renal yetmezlik, diyare/dehidratasyon, metabolik hastalıklar, DM (Diabetes Mellitus), hiperlipidemi, hipotiroidi, hipokalsemi, Wilson Hastalığı, hipoglisemi, hipoparatiroidi, psödohipoparatiroidi, Gut hastalığı gibi sistemik faktörler ve psödoeksfoliasyon sendromu (PES), iskemik oküler hastalıklar, üveit, kronik hipotoni, absolü glokom, yüksek miyopi, Fuchs üveit sendromu, geniş retinal drusen, herediter fundus distrofileri, oküler cerrahiler gibi oküler faktörler

- Çevresel risk faktörleri: Meslek, düşük sosyo-ekonomik seviye, düşük eğitim seviyesi, toksik kimyasallara maruziyet, ilaçlar (kortikosteroidler, antikolinesteraz ve miyotik ajanlar, statin grubu antilipidemik ilaçlar, amiadoron, allopurinol, antihipertansif tedavi, diüretik ajanlar, yenidoğanda total parenteral nutrisyon, antimitotikler, antidepresanlar), malnutrisyon, travma, radyasyon

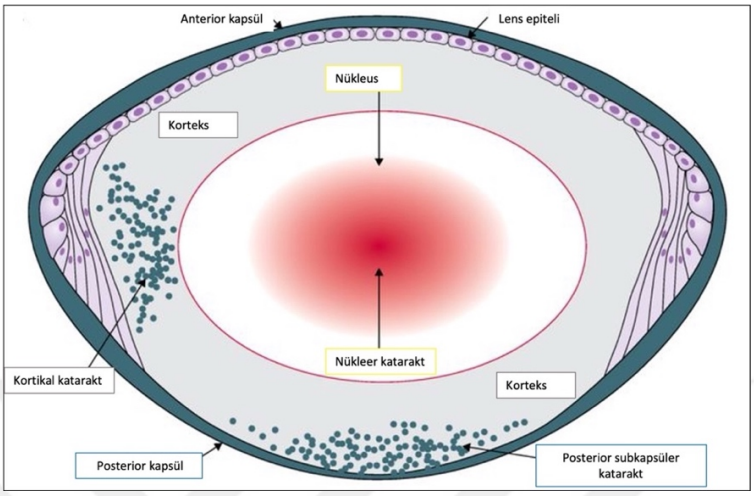
- Genetik risk faktörleri: Kromozom 3, KNCAB1 ve Kromozom 21, CRYAA gen mutasyonları; rs3754334, KLC1, APOE, XRCC1, Arg399Gln, GSTT1, XPDLys751Gln gen polimorfizmleri (102).

2.7.2 Katarakt sınıflandırması

Morfolojik sınıflandırma, kataraktın hangi bölgeyi etkilediğini ortaya koyarken; etiyolojik sınıflandırma, katarakt oluşumuna neden olan faktörlere odaklanmaktadır.

1) Morfolojik sınıflandırma: Anatomik yerleşimine göre senil kataraktlar ***nükleer, kortikal*** *ve* ***posterior subkapsüler*** kataraktları içerir (Şekil 8). Bu sınıflandırma, slit-lamp bulgularına dayalı olan Lens Opacities Classification System III (Lens Opaklık Sınıflandırma Sistemi III) (LOCS III) sistemini kullanır ve bu sistem oftal-

moloji pratiğinde en sık kullanılan, objektif, standardize sınıflama sistemidir. (Şekil 9) LOCS III, klinisyenlerin klinik dereceleriyle iyi korelasyon gösteren kataraktı yoğunluk derecelerine göre puanlanmalarını sağlayabilmektedir (103).



Şekil 8: Anatomik olarak kataraktın morfolojik sınıflandırılması



Şekil 9: LOCS III sistemine göre kataraktın morfolojik sınıflandırma ve derecelendirilmesi

Nükleer Sklerotik Katarakt: Lensin merkezi nükleus bölgesinde progresif skleroz ve renk değişimi ile karakterizedir. Yaşlanma süreci, oksidatif stres, UV ışınları ve metabolik faktörler nükleer bölgedeki kristalin proteinlerde kademeli olarak yapısal değişikliklere neden olur. Ayırt edici özelliği, nükleer glutatyon eksikliğiyle kolaylaşan oksidatif olaylar ve yüksek molekül ağırlıklı agregatların, artan protein çö-

zünmezliğinin oluşumudur. Bu da mercek opaklığına ve kromoforların (ürokrom) artan birikimine yol açar (99,101). Klinik olarak görme keskinliğinde kademeli azalma ve miyopiye eğilim sıkça gözlenir (100). Sklerozisin derecesine göre renk değişimi sarıdan kahverengiye doğru değişir ve derecelendirme yapılır (Şekil 9).

-*Kortikal Katarakt:* Lensin periferik korteks bölgesinde olgun lens fibrillerinde su içeriğindeki artış ve bozulma sonucu oluşan kama şeklinde veya radyal tarzda opasitelerle karakterizedir. Aşırı hiperglisemi**,** hipertansiyon gibi metabolik bozuklukların bu tip kataraktı tetiklediği bilinmektedir. Normalde bu korteks bölgesindeki lifler daha iyi oksidatif hasara direnç göstermekte iken, yaşla beraber membran geçirgenliğindeki artışla Ca^{++} birikimi ve K^{+} azalması ile bu özellik azalır, protein agregasyonu, proteoliz, hidrasyon artışı olur ve kortikal katarakt oluşur (99,104). Genellikle bilateral fakat asimetriktir. Klinik tabloda gece ışıklarda saçılma, parlamalar ve kontrast duyarlılığında azalma görülebilir.

-*Posterior Subkapsüler Katarakt:* Lensin arka kapsülüne yakın alanda, epitel hücrelerinin hızlı proliferasyonu ve opak kitle oluşumu ile belirgindir. Ön kapsülde de olabilir fakat daha nadir izlenir. Yüksek doz kortikosteroid ilaç kullanımı**,** radyasyon ve intraoküler inflamasyon gibi durumlar gelişiminde önemli yer tutar (99). Hastalar özellikle parlak ışık altında ve yakın görüşte belirgin görme bozukluğu yaşarlar (100).

2) Etiyolojik Sınıflandırma

Senil Katarakt: En sık görülen katarakt türüdür. Yaşlanmayla lens antioksidan savunmasının azalması ve kristalin proteinlerdeki yapısal bozulmalar artar (99).

Presenil Katarakt: DM, steroid kullanımına bağlı 50 yaşın altında görülür.

Travmatik Katarakt: Göze alınan darbeler, penetran veya künt travmalar sonrasında lens kapsülünde yırtılma veya lens liflerinde bozulma meydana gelir.

Konjenital Katarakt: Doğumsal genetik anomaliler, intrauterin enfeksiyonlar veya metabolik hastalıklar sonucunda bebeklerde ortaya çıkar (102).

Sekonder Katarakt: DM, atopik dermatit, üveit gibi kronik sistemik veya oftalmolojik hastalıklar nedeniyle gelişen kataraktlar bu sınıfa girer. Radyasyon tedavisi veya yoğun radyasyona maruz kalmak da lenste hızlı opaklaşmaya neden olabilir. Özellikle uzun süreli steroid kullanımı, posterior subkapsüler kataraktın en önemli tetikleyicilerindendir (89).

Bulanık veya puslu görme, ışık hassasiyeti ve kontrasta azalma, renklerde bulanıklık, sık gözlük değiştirme ihtiyacı gibi semptomlar kataraktı işaret edebilir. Oftalmoskopik ve biyomikroskobik muayeneleriyle lensin saydamlık derecesi ve opasite tipleri belirlenir. Katarakt çeşitliliği, tanı ve tedavi stratejilerinin kişiselleştirilmesinde belirleyicidir (100). Halen en etkili tedavi yöntemi, cerrahi olarak kataraktlı lensin çıkarılması (fakoemülsifikasyon) ve göz içi lens (GİL) implantasyonu ile görme rehabilitasyonudur (100). ***Fakoemülsifikasyon*** tekniklerindeki ilerlemeler, cerrahi süreci daha güvenli ve başarılı kılmıştır. Yeni teknolojiler katarakt yönetimindeki başarı oranını artırırken, önleyici stratejiler ve erken tanı yöntemleri de hastaların yaşam kalitesini yükseltmede önemli rol oynamaktadır. Kataraktın önlenmesi veya ilerlemesinin yavaşlatılması amacıyla lens antioksidan savunma sistemini destekleyici ilaç araştırmaları devam etmektedir. Gelecekte, antioksidan terapi, gen düzenleme teknikleri (ör. CRISPR/Cas9) ve lens rejeneratif stratejilerinin kataraktın önlenmesi veya tedavisinde yer alması beklenmektedir (105).

2.8 Katarakt Cerrahisinin Tarihsel Gelişimi

Katarakt kelimesinin kökeni Yunanca *'katarraktes'* ve Latince *'cataracta'* sözcüklerine dayanmaktadır. '*Demir parmaklık ya da şelale*' anlamına gelen katarakt, görsel olarak önemli hale geldiğinde, katarakt cerrahisi tek yerleşik tedavi yöntemi olarak karşımıza çıkar. 'Görsel olarak önemli' tanımı ise, zamanla günümüzdeki 20/40 veya daha kötü görme keskinliği anlamına gelmiştir (106). Katarakt cerrahisi oranı, farklı ülkelerde 36 ila 12.800 (milyon nüfus başına) arasında bildirilmiştir (107). Katarakt cerrahisi, insanlık tarihindeki en eski cerrahi girişimlerden biri olup, göz hastalıklarına yönelik tıbbi müdahalelerin evrimsel gelişiminde merkezi bir rol oynamaktadır. Antik dönemden günümüze kadar uzanan bu yolculuk; teknik, teknoloji ve anlayış açısından devrimsel dönüşümlerle şekillenmiştir:

1. Eski ve Orta Çağ Teknikleri: Couching Dönemi (~Milattan Önce (M.Ö.) 5. yüzyıl– Milattan Sonra (M.S.) 10. yüzyıl): Katarakt cerrahisinin en eski şekli olan ***couching***, lensin iris düzleminin arkasına mil (iğne) ile itildiği bir yöntem olup Fransızca *coucher* kelime anlamı 'yerine, yatağına yatırmak'tır. Bu teknikle lens opasitesi sadece görme aksından bir mil çekme işlemi ile uzaklaştırılıyordu, temizlenmiyordu (106,108). Mil çekme, Hindistan'da uygulanmıştır ve daha sonra Antik Yunan, Roma, Orta Çağ İslam tıbbı ve Avrupa skolastik tıbbında yaygın uygulanmıştır. Günümüzde gelişmekte olan ülkelerin bazı bölgelerinde kullanılmaya devam edilmektedir. Ameliyattan hemen sonraki dönemde başarı elde edilse de, gözde kalan kataraktlı lens ve aseptik tekniğin eksikliği işlemden kısa bir süre sonra körlüğe yol açabilmekte idi ve ciddi komplikasyonlar (glokom, endoftalmi, fakoanafilaksi) nedeniyle yüksek morbidite söz konusuydu (89,90,106).

2. İlk Ekstraksiyon Girişimleri-Erken Dönem Extrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu: Antik literatür M.Ö. 600 yılı kadar erken bir tarihte Sushruta adlı bir Hintli cerrahın bir tür ***ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu (EKKE)*** gerçekleştiren ilk kişi olabileceğini öne sürse de (109), ilk gerçek katarakt ekstraksiyonunu 1747'de Fransız cerrah Jacques Daviel'in gerçekleştirmesiyle katarakt cerrahisinde gerçek devrim başlamıştır (106). Bu teknikle lens korteksi ve nükleusu çıkarılıyor, posterior kapsül korunuyordu. Couching yöntemine göre daha düşük komplikasyon oranına sahipti ve sonraki yüzyılda standart hale geldi; fakat yara iyileşmesi, lens kalıntılarının uyardığı enflamasyon yüksek oranda görülüyordu.

3. Erken Dönem İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu: Samuel Sharp, 1753 yılında baş parmağı basısı ile kataraktlı lensi limbal kesiden lens kapsülü de dahil olmak üzere çıkararak belgelenen ilk ***intrakapsüler katarakt ekstraksiyonunu (İKKE)*** gerçekleştirdi (110). Zonüler lifleri kırmak, İKKE prosedürünün hayati bir parçasıydı. Zonüllerin kırılma mekanizması, lens kapsülünü tutmak ve zonülleri manuel olarak parçalamak için forsepslerin erken kullanımıyla gelişmiş olup 1957'de Joaquin Barraquer, lens zonüllerini çözmek için *alfa-kimotripsin enzimini* kullanan ilk cerrah olmuştur (111). Kriyoekstraksiyonun (donmuş bir probun katarakta yapışması ve gözden boşaltması) da İKKE için başarılı bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır (106). EKKE tekniklerinde gelişmeler yapıldıkça popülaritesi hızla azaldı. İKKE'nin en bü-

yük dezavantajları, lensin ve lens kapsülünün tamamının çıkarılmasıyla ilgili olup, gözün ön ve arka yapıları arasında bariyerin kalkması ile retina dekolmanı, maküla ödemi ve kornea dekompansasyonu olmuştur. Dahası, İKKE'de kataraktı çıkarmak için daha büyük kesilerin doğurduğu yavaş iyileşme ve cerrahi olarak indüklenen daha fazla astigmatizma mevcuttur. İKKE'nin bu dezavantajlarına rağmen, 1970'lere kadar Amerika Birleşik Devletleri'nde katarakt çıkarma için birincil yaklaşım olmaya devam etmiş ve modern İKKE hala gelişmekte olan ülkelerde uygulanmaktadır (106).

4. Modern Katarakt Ekstraksiyonu ve Fakoemülsifikasyon: Cerrahi tekniklerde, anestezide ve ekipmanlarda gelişmelerle, İKKE zamanla gözden düşmüş ve standart EKKE olmuştur ve kataraktlı merceğin yerini alacak bir GİL ortaya çıkması, ameliyattan sonra daha iyi refraktif sonuçlara yol açmıştır. 1967'de Amerikalı bir göz doktoru olan ***Charles Kelman***, ultrasonik titreşimle lensin parçalanarak aspire edildiği kapalı bir sistem olan ***fakoemülsifikasyon*** tekniğini tanıtmıştır (112). Bu yöntem, daha küçük kesiler, daha az doku travması ve daha hızlı iyileşme sağladı. Başlangıçta Kelman'ın, meslektaşlarından büyük direnç görmesinin en önemli nedeni U/S enerjisi ile çalışan ucun lensi parçalayıp aspire ederken korneaya çok yakın olmasıydı (106). Mikroskopik cerrahi tekniklerinin ve 1972'de viskoelastik ajanların gelişmesi ile bu sorun çözülüp operasyonun güvenliğini artırılırken; gözde hacim oluşturup, korneayı cihaz enerjisinden koruyarak korneal ödemin engellenmesini sağlamışlardır. Böylece fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisinde altın standart haline gelmiştir (106).

5. *GİL Devrimi:* 1949 yılında Sir Harold Ridley, II. Dünya Savaşı'ndan edindiği göz içi plastik parçacıklarının biyouyumluluğu gözlemine dayanarak, ilk GİL implantasyonunu gerçekleştirmiştir. Ridley'in polimetilmetakrilat (PMMA) malzemesinden ürettiği GİL, başlangıçta şüpheyle karşılansa da 1970'lere gelindiğinde modern katarakt cerrahisinin ayrılmaz parçası haline geldi. Ardından 1980'lerde Thomas Mazzocco silikondan yapılan ilk katlanabilir GİL'i yerleştirdi, bunu akrilikten yapılan GİL'ler takip etti (106).

6. Femtosaniye Lazer ve Güncel Teknolojiler (2010–2020'ler): Günümüzde femtosaniye lazer destekli katarakt cerrahisi (FLACS), korneal kesiler, kapsüloreksis ve lens fragmantasyonunu lazer yardımıyla yaparak manuel değişkenliği azaltmaktadır. Ayrıca hasta beklentilerinin değişmesi ile torik, trifokal gibi premium GİL'lerle refraktif hedefleme hassaslaşmıştır. Gelişmiş görüntüleme sistemleri cerrahinin kişiselleştirilmesine katkı sunmaktadır (106, 113).

2.9 FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİ

Fakoemülsifikasyon, günümüzde katarakt cerrahisinin altın standardı olarak kabul edilen, lensin U/S enerji ile parçalanarak aspire edildiği bir kapalı sistem, EKKE ve mikrocerrahi prosedürüdür. Güncel literatür, fakoemülsifikasyonun sadece bir enerji aktarım tekniği olmadığını; akışkan yönetimi, ısı transferi, viskoelastik ve intraoküler fizyomekanik dengenin multidisipliner bir etkileşimi olduğunu göstermektedir (106). Daha küçük kesi, ameliyat boyunca daha stabil bir ön kamara, daha kısa iyileşme süresi ve daha az cerrahi kaynaklı astigmatizma ile sonuçlanması avantajları arasındadır (90,106). Bu cerrahiyi ve dinamikleri anlayabilmek için terminoloji ve çalışma prensibine hakim olunmalıdır (90).

2.9.1 Temel bileşenler ve ekipman

Fakoemülsifikasyonda kullanılan aletler, hem ultrason hem de vakum ve sıvı dinamiklerini içerir (89,90). Fako aygıtları, temel olarak üç ana sistemden oluşmaktadır:

-Kataraktlı lensi emülsifiye ederek kırmak için kullanılan ***U/S enerjis*i**.

- *U/S* enerji etkisi ile oluşan parçacıkları emmek ve ön kamara derinliğini korumak için gerekli olan ***sıvı irrigasyonunu*** sağlayan askılı şişe sistemi.

- *U/S* enerjisinin itme etkisiyle parçalara ayrılan lens materyalini fako elciğinin ucundan ayrılmasını önleyerek emen ***aspirasyon sistemi.***

Fako Elciği: Görevi U/S enerjisini oluşturma, iletme ile irrigasyon ve aspirasyonu sağlamaktır. Gövde kısmı elektrik enerjisini U/S'ye dönüştüren, piezoelektrik

kristal içerir. Güç kaynağı ile irrigasyon ve aspirasyon boruları da gövdeye bağlıdır. U/S enerjisi elciğin ucundaki iğne vasıtasıyla nükleusa iletilir. Titanyum iğne, ortalama 1 mm çapında, kenarları keskin, sert ve U/S dalgaları iletmeye uygun yapıda üretilmiştir. Yüksek frekanslı titreşimler, lens nükleusunu kavitasyon ve mekanik parçalanma ile ufak parçalara ayırır. Probun uç tasarımı, açısı ve lümen genişliği gücü, enerji iletimi ve yayılım yönünde belirleyici faktörlerdir. Kesim açısı arttıkça iğnenin tıraşlama ve oyma yeteneği artar. Kesim açısı azaldığında ise uç oklüzyonu ve nükleus parçalarının fako iğnesinde tutulması kolaylaşır. Fako elciğinin ucunda aspirasyon açıklığı, iğne üzerine takılan silikon kılıfın irrigasyon manşonunda irrigasyon açıklığı ve elcik gövdesinin devamında borucuk sistemine bağlanan aspirasyon, irrigasyon ve ultrason göç hattı vardır. Standart bir fako iğnesi 19 gauge olup dış çapı 1,1 mm, iç çapı ise 0,9 mm'dir. Dış çapın küçülmesi cerrahinin daha küçük bir kesiden yapılmasına olanak sağlar. İç çap ise sıvı dinamiğinde önem taşır, dar lümenlerin aspirasyon ve vakum gücü sınırlıdır. Surge görülmesi de dar lümenli iğnelerin kullanımı ile azalmaktadır (89,90).

Ayak pedalı: Konum 1, irrigasyon girişinden elciğe sıvı girişine izin verir. Konum 2, cerrah tarafından seçilen ayara göre aspirasyon modunu sabit veya değişken olarak devreye sokar. Konum 3, fako gücünü değişken veya sabit olarak ilave eder (90).

Cihaz: U/S enerjisi, aspirasyon ve irrigasyon sistemlerin dengede olduğu kapalı sistemdir. Ayak pedalı ve fako elciği arasındaki bağlantıyı sağlar.

2.9.2 Fakoemülsifikasyon cerrahisinde sıvı dinamikleri

Fakoemülsifikasyon sırasında irrigasyon şişesi içindeki sıvı önce irrigasyon hattı ile fako elciğinin uç kısmındaki iğne ile silikon kılıf arasından geçerek ön kamaraya gelir, iğne ucundaki lümenden aspire edilir, ardından aspirasyon hattı ve pompasından geçerek sıvı torbasına alınır. Sıvının bu hareketi bir kapalı devre olarak tanımlanabilir. Sıvı dinamiğini anlamak için kullanılan bazı terimleri bilmek gereklidir(90).

İrrigasyon: Ön kamaranın derinliğinin stabil kalması ve fako iğnesinin

titreşimleri sırasında endoteli oluşan ısıdan koruması için kullanılan sıvıdır. Belli bir yüksekliğe asılan serum şişesi ile sağlanır.

Aspirasyon: Ortamdaki sıvının ve parçalanan lens parçalarının bir pompa vasıtası ile çekilmesini sağlar. Ayak pedalının konum 2'ye getirilmesiyle oluşur ve konum 3'te devam eder.

Aspirasyon akış hızı: Kısaca akım hızı olarak da adlandırılır. Fako cihazı içinde yer alan pompa sistemi tarafından belirlenir. Birimi ml/dk'dır.

Aspirasyon pompaları: Aspirasyon için gerekli çekme gücünü oluştururlar. Bu güç ya pompa içinde oluşan negatif basınç (vakum) ya da dönen bir dişli sisteminin oluşturduğu bir tür sağma işlemi ile sağlanır.

Oklüzyon: Fako iğnesinin ucunun lens materyali ile kapatılmasıyla oluşan durumdur.

Vakum: Oklüzyon gerçekleştiğinde fako iğnesinin ucunda oluşan negatif basınca denir (mmHg). Fako ucunu tıkayan materyalin ne kadar sıkı tutulacağını belirler.

Nefeslenme (Venting): Aspirasyon borucuğundaki vakumun belli bir değerin üstüne çıkmasının önlenmesi ya da tümüyle ortadan kaldırılması için kullanılan düzeneğe denmektedir. Negatif basınç veya vakumun surge ihtimalini azaltmak için atmosfer basıncı seviyesine eşitlendiği işlemdir

S*urge (Çökme):* Oklüzyon ve oklüzyonun aniden ortadan kalkması ile vakum oluşunca gerçekleşen olaydır, ön kamaradaki yüksek basınçtaki sıvının düşük basınçtaki fako ucuna hızla akmasına neden olur.

Reflü (Geri verme): Aspirasyon hattı içindeki akımın tersine çevrilerek istenmeden aspire edilmiş dokuların oluşan pozitif basınç ile ön kamaraya geri verilmesi işlemidir. Cerrah tarafından ayak pedalındaki ilgili kontrole basılarak çalıştırılır.

İrrigasyon şişesi içindeki sıvının tekrar aspirasyon hattından geçerek sıvı torbasına alınırken bu iki sistem arasında çok hassas bir denge vardır. Bu dengelerin bo-

zulmaması için, zonüllere aşırı yük bindirmemek ve kesi yerinden fazla sızıntı olmaması için ön kamaradaki sıvı basıncını belli bir düzeyde tutmak gerekir (90). İntraoküler stabilite, perfüzyon basıncı, akış hızı ve vakum seviyesi arasındaki optimizasyonla sağlanır. Yüksek akışlı sistemlerde ön kamara kollaps riski artar. Yeni nesil sistemlerde aktif sıvı sistemi (*Active Fluidics*, Centurion® Vision System) ile ön kamara derinliği daha stabil tutulmaktadır. (114). Fakoemülsifikasyon aygıtlarında temel olarak iki tür aspirasyon pompasından biri bulunmaktadır (90):

Akım tipi pompalarda sıvı, pompa ile doğrudan temas halinde olup sıvıyı içeren boru direkt olarak pompanın içine alınmaktadır. Temel belirleyici değişken, vakumdan bağımsız olarak belirlenebilen aspirasyon akım hızıdır ve vakum indirekt olarak kontrol edilmektedir.

-**Peristaltik pompa:** Günümüz fako aygıtlarının büyük çoğunluğunda kullanılan sistemdir. Vakumdan bağımsız aspirasyon hızı belirlenir.

-Scroll pompa: Yeni geliştirilen ve peristaltik pompanın surge riskini ortadan kaldırmak için tasarlanmış bir pompa tipidir. Sert, kollabe olmayan aspirasyon boruları kullanıldığı halde pompanın etkili bir şekilde çalışabildiği savunulmaktadır.

Vakum tipi pompalarda**,** pompa hattı ile aspirasyon hattındaki sıvı arasında doğrudan bir bağlantı yoktur. Aspirasyon akım hızı vakuma bağlıdır. Vakum tipi aspirasyon pompalarında esas belirleyici etken vakumdur. Vakumu oluşturan olay aspirasyon ucunun kısmen ya da tümüyle kapatılmasıdır. Ucun tıkanma miktarı arttıkça vakum giderek artar ve tam tıkanma olduğunda önceden belirlenmiş olan maksimum limit değerine ulaşır. Dönen pervaneli pompa, diyafram pompa ve venturi pompa bunlardandır.

Genellikle pompaların aspirasyon açısından birbirlerine bariz üstünlüğü yoktur. İkisinde de fako iğnesinin ucunda vakum oluşabilmesi için ucun kısmen ya da tamamen kapatılması gereklidir. Pompalar arasındaki tek fark oklüzyonda, hedeflenen maksimum vakum düzeyine ulaşılması için gereken zamandır.

2.9.3 Fakoemülsifikasyon cerrahisinde eneji modülasyonları

U/S enerjisinin oluşumunu anlamak için bazı önemli terimleri bilmek gereklidir (89,90).

Darbe: Fako ucunun lens materyaline vurmak için yol aldığı doğrusal uzunluk. Fako iğnesi bu titreşimler nedeniyle aksiyal yönde ileri ve geri hareket etmektedir. Bu hareketin miktarı, amplitüdü ultrasonik darbe şiddetini belirler.

Frekans: Fakoda piezoelektrik kristalin saniyedeki titreşim sayısı, fako iğnesinin ne hızda ileri geri gittiğidir. Ultrasonik elciklerin frekansı 27.000 hertz (Hz) ile 60.000 Hz arasındadır.

Güç: Fako ucunun iliştiği lens materyalini titreştirme ve kavite etme yeteneğidir. Probun sahip olduğu en fazla darbe uzunluğunun doğrusal yüzdesi olarak ifade edilir. Fako gücü ayak pedalı 3'e getirildiğinde üretilir.

İşlevsel döngü (duty cycle): Kesintili fako sırasında gücün uygulandığı dönemdir. Eğer gücün açık ve kapalı olduğu süre eşitse işlevsel döngü %50'dir.

Kavitasyon: Fako ucundaki basınç değişikliklerine cevap olarak solüsyondan doğan gaz kabarcıkları oluşumu ile bölgesel yoğun ısı ve basınç salınımı ile lens materyalinin emülsifiye olmasıdır.

Piezoelektrik kristal: Ultrason fako elciklerinde kullanılan elektrik enerjisini mekanik enerjiye çeviren bir cihazdır ve ileri derecede saflaştırılmış kristalin şekli değiştirerek doğrusal hareket oluşturularak titreşim uç kısımdaki iğneye iletilir.

Titreşme (chatter): Ultrason darbesi vakumun üzerine çıkarsa titreşme oluşur. Bu vakum ultrason ucunun itiş gücünü yok edecek seviyeye yükselip materyali bir kez daha çekinceye kadar nükleusun ultrason ucu tarafından itilmesine neden olur.

Ultrasonik (U/S): İnsan kulağının duyabileceği sınırdan veya 20.000 Hz'den yüksek frekanslardır ve fako iğnesi ileri geri bundan fazla hareket ettiğinden bu terim kullanılır.

U/S enerjinin sert nükleusu nasıl parçaladığına dair akustik parçalama, mikro-kavitasyon kabarcıkları oluşumu, direkt mekanik parçalama teorileri öne sürülmüştür (89,90).

Fakoda çalışacak maksimum gücün yanısıra kullanılacak mod ve nükleusu parçalama tekniği de ortama çıkan ısı enerjisini belirler. Endotel hasarını önlemek adına ısı oluşumunu azaltmak için U/S enerjisinin aralıklarla uygulanması ve arada soğuma için dinlenme sürelerinin olması düşüncesi farklı fako modlarının geliştirilmesini sağlamıştır. U/S enerjisinin sürekli olmayıp aralıklı uygulandığı bu modlarda U/S gücün aktif olduğu zaman dilimine, açık (on), enerjinin inaktif olduğu zaman dilimine ise kapalı (off) denir (90).

Ultrasonik parçalama modları: Ameliyatın değişik evrelerinde, değişik nükleus sertliklerinde ve cerrahın uygulayacağı nükleus kırma tekniğine göre uygulanabilecek 4 farklı ultrasonik parçalama modu mevcuttur (90):

Devamlı mod: Cihaz ayak pedalı konum 3'te iken sabit fako gücü dağıtılmasını tanımlar. Fako ucundan yayılan akustik enerji kesintisiz ve devamlıdır. Herhangi bir dinlenme aralığı yoktur. Tek değişken parametre güç için seçilen maksimum değerdir. Bu değer nükleus sertliği ve zonüllerin durumuna göre belirlenir.

Pulse mod: Pedal, konum 3'te iken her saniyedeki pulseların sayısının ayarlanmasını sağlar. Pulse adı verilen ultrasonik dalgaların sıklığı, amplitüdü değişkendir; ancak saniyedeki darbe sayısı değişse de çalışma siklusu %50 (50/50) olarak sabittir.

Burst mod: Tek veya multi burst olarak iki seçenek cihaz üzerinden belirlenir. Oldukça az kullanım alanı bulan tekli burst moda ayak pedalı konum 3'e geçince gücü ve süresi daha önceden belirlenmiş olan tek bir burst oluşturulur. Bundan sonra ayak pedalına basılı tutmak ultrason dalgası üretmeye yetmez. Önce konum 1 veya 2'ye dönmek sonra ayak pedalını tekrar 3 durumuna almak gerekir.

Hiperpulse modlar: Yeni geliştirilen kesintili fako modlarında ise hem on/off oranları hem de çalışma siklusu değiştirilebilir. Bu şekilde fako enerjisi çok daha kısa zaman aralıklarında uygulanabilir ve darbeler arasındaki dinlenme süresi

değiştirilebilir. Nükleus özelliklerine göre saniyedeki pulse sayısı ve on/off oranı ayarlanır.

Ameliyatın aşamalarına ve kullanılan nükleus parçalama tekniğine göre de farklı fako modları seçilmesi uygun bir yaklaşımdır. Nükleusta sculpt (oyuk) açarken, divide-and-conquer yönteminde devamlı fako ya da multi burst modu kullanmak avantajlıdır. Fako-chop için U/S enerjisinin kısa süreli ve yüksek güçteki darbeler şeklinde uygulanacağı hiperpulse modların tercih edilmesi ve darbelerin arasındaki sürenin uzun seçilmesi (on/off oranı düşük) oldukça uygundur (89,90).

Kullanılan enerji türleri ise şunlardır: Longitudinal, torsiyonel, eliptik.

***Longitudinal (koaksiyel) U/S**:* Klasik U/S enerjisinde fako iğnesi longitudinal olarak ileri geri hareketi ile lens emülsifikasyonu ve aspirasyonu sağlanmaktadır. Fakat burada ileri geri hareket lensin itilmesine neden olmakta ve U/S gücünün verimli kullanılması azalmakta ve daha çok U/S enerjisi kullanılmaktadır, bu da endotel hücre hasarını doğurmaktadır (116).

Torsiyonel (ozilasyonel) U/S**:* Cerrahi gelişmeler arttıkça modern fakoemülsifikasyon teknolojisinde amaç, U/S enerjisini azaltarak verimliliğini artırmak ve U/S enerjisinin göz içi dokulara ve endotel üzerine olan olumsuz etkilerini azaltmak olmuştur (116,117). Bu amaçla, Alcon firması 2003 yılında piyasaya sürdüğü alete, 2005 yılında, ***OZil-Torsiyonel sistemli (Infiniti, Alcon, ForthWorth, TX, ABD) özel bir elcik geliştirmiştir. Torsiyonel U/S, böylece ilk olarak 2005 yılında tanıtılmış ve verimliliği artırmak, enerji ve sıvı kullanımını azaltmak için geliştirilmiştir (117). Ardından ***Centurion® Vision System (Alcon, Fort Worth, TX, ABD)*** 2013 sonbaharında, yeni tasarlanmış fakoemülsifikasyon ucu (Intrepid® Balanced Tip ve OZil® Torsiyonel Enerji) dahil olmak üzere çeşitli yöntemlerle U/S enerjisini azaltabildiğine dair raporlarla kullanıma sunulmuştur (118,119). Torsiyonel modda iğnenin ucu, geleneksel ultrason el aletlerinde olduğu gibi hem longitudinal bir yönde (ön-arka eksen boyunca) hem torsiyonel yönde (yan yana dönerek) hareket etmekte ve böylece lenste daha az itilme olmakta, lens daha etkili şekilde yakalanabilmektedir (118). Torsiyonel U/S'nin, mikropulselı longitudinal U/S'den daha verimli olduğu, daha az termal yük ve daha az endotel hasarına neden olduğu gösterilmiştir. (4-11)

Sert nükleuslar için en sık kullanılan temel nükleus bölme teknikleri:

Phaco-Chop: Sert nükleuslarda düşük enerji ve daha az endotel hasarı sağlar. Fako iğnesi nükleusa gömülür ve nükleus yarıcı (chopper) yardımı ile mekanik olarak parçalara ayrılır. Yarıcının nükleus merkezine veya periferine yerleştirilmesine göre dikey veya yatay olarak adlandırılır.

Stop-and-Chop: Orta sertlikte nükleuslarda güvenli ayırma sağlar.

Divide-and-Conquer: Başlangıç düzeyi cerrahlar için öğrenmesi kolaydır, ancak enerji yükü daha fazladır. Fako iğnesi ile derin bir oluk açılır ve bu oluktan nükleus iki yarım daire şeklinde parçalara ayrılır. Aynı işlem kalan parçaları 1/4 dairelere ayırmak için kullanılır.

Modern fako cerrahisinde ultrasonik gücün az ve etkin kullanımı ile endotelin korunması en önemli ilkedir. Bu gücün etkin kullanımı için sıvı ve enerji dinamiğini bilmek ve değişen cerrahi koşullara adapte edebilmek çok önemlidir.

2.9.4 Cerrahi teknik ve aşamalar (89,106,115):

1. **Korneal İnsizyon:** Genellikle 2,2–2,8 mm arasında değişen küçük korneal kesiler yapılır. Bu yaklaşım, postoperatif astigmatizmanın minimal düzeyde kalmasına ve iyileşmenin hızlanmasına katkı sağlar.
2. **Kapsüloreksis:** Ana ve yan kesiler yapıldıktan sonra *soft-shell* tekniği ile önce dispersif sonra kohezif viskoelastik verilip endotel korunması ve ön kamara oluşturulması ardından, lens kapsülünün ön yüzünde yuvarlak ve düzgün bir açıklık oluşturmak, lens içeriğinin kontrollü bir şekilde parçalanması ve aspirasyonunu kolaylaştırır
3. **Hidrodiseksiyon**: Lensin korteks ve kapsül arasına sıvı verilerek nükleusun serbestleştirilmesi sağlanır.
4. **Nükleus Parçalama (Fakoemülsifikasyon)**: Cerrah, nükleusu parçalara ayırmak için farklı manevralar (chop, divide-and-conquer) uygulayabilir. Yüksek frekanslı U/S titreşim, lens materyalinde kavitasyon etkisi yaratarak nükleusu küçük parçalar haline getirir, aspirasyonla temizlenir.

5. **Kortikal Temizleme (İrrigasyon-Aspirasyon)**: Nükleus parçaları alınırken lens korteksi de yıkanarak ve emilerek temizlenir.
6. **GİL Yerleştirme:** Son aşamada, temizlenmiş lens kapsülünün içine kohezif viskoelastik konularak, katlanabilir GİL yerleştirilir.

2.9.5 Fakoemülsifikasyon cihazı: Centurion® Vision System

2013 yılında **Active Fluidics™** sistemi ile stabil bir ön kamara sağlayan, **OZil/ Torsiyonel U/S** enerjisi kullanarak akıllı fakoemülsifikasyon dinamiği olan ***Centurion® Vision System (Alcon, Fort Worth, TX, ABD)***, **CDE** optimizasyonu ve kişileştirilmiş cerrahi parametre kontrolü sunarak kullanıma girmiştir (118,119). Katarakt cerrahisinin güvenlik ve etkinliğini artırmayı hedefleyen bir platformdur. Sistem, yalnızca lensin fragmantasyonuna değil, aynı zamanda ön kamara stabilitesine, enerji kullanım etkinliğine ve endoteli korumaya odaklıdır (119).

Sistem Bileşenleri ve Kullandığı Temel Teknolojiler

Active Fluidics™: Geleneksel fakoemülsifikasyon sistemlerinde sıvı irrigasyon-aspirasyon dengesini korumak için yerçekimi temelli sistemler veya belirli bir basınç kaynağı kullanılır. Bu teknoloji, geleneksel yerçekimi bazlı perfüzyon sistemlerinden farklı olarak, *önceden programlanmış GİB hedefi* ile çalışan ve gerçek zamanlı sıvı hacmini düzenleyebilen bir hidropnömatik sistem kullanır (120). Avantajları, ön kamara stabilitesinde anlamlı artış, *akıllı oklüzyon* ile vakum dalgalanmalarının anında tespiti ve kompanse edilmesiyle post-oklüzyon surge durumunun minimalize edilmesi, daha düşük ayarlanmış GİB'de çalışarak düşük preoperatif korneal endotel yoğunluğu olan hastalarda da az hasar ve ağrı oluşturması (121), *GİB kontrollü perfüzyon modu ile* özellikle PES, zonülopati ve ön segment instabilitesinde cerrahın anlık olarak hedeflediği GİB'i daha iyi kontrol edebilmesi, akış hızı ve vakum düzeyi ile ACD'yi koruyarak optimize etmesi (120) ve böylece daha güvenli ve kontrol edilebilir cerrahi ortam sağlamasıdır.

Intrepid® Balanced Tip ve OZil® Torsiyonel Enerji: Torsiyonel enerji, ileri-geri yanında yanal mikrosaniyelik salınım yaparken; *Balanced Tip*, lens dokusu ile daha fazla temas sağlayarak düşük enerjiyle efektif fragmantasyon yapar (122). Cihaz, geleneksel longitudinal U/S'ye ek olarak torsiyonel U/S enerji veya kombine modları

kullanır. Özellikle sert nükleuslu kataraktlarda, torsiyonel mod, lens fragmantasyonunu ve emülsifikasyonunu kolaylaştırabilir. Hem "Balanced Tip®" tasarımı hem de "OZil® Torsiyonel" teknolojisiyle, lens parçalarının daha verimli tutulmasını sağlar; böylece daha az total U/S enerjisi, CDE kullanımı mümkün olabilir. Enerji kullanımının azalması, kornea endotel hücreleri üzerinde daha az stres yaratır, dolayısıyla postoperatif kornea saydamlığının devamını ve görsel sonuçları olumlu etkiler. OZil® Torsiyonel U/S enerjisi, longitudinal fako ucuna göre daha az endotelyal enerji transferi ve daha az CDE ile çalışır (4-11, 116,117).

Kullanıcı Arayüzü ve Ergonomi: Dokunmatik ekran ve kişiselleştirilebilir fako parametreleri sayesinde, farklı katarakt tipleri veya cerrahın alışkanlıklarına göre programlanabilir modlar, her vakada ayarlanabilir vakum, aspirasyon hızı ve enerji gücü sunar. Cihazın pedal ve fako elciği ergonomisi, mikroskop altındaki uzun cerrahilerde konfor sağlamak üzere tasarlanmıştır (118) (Şekil 10).

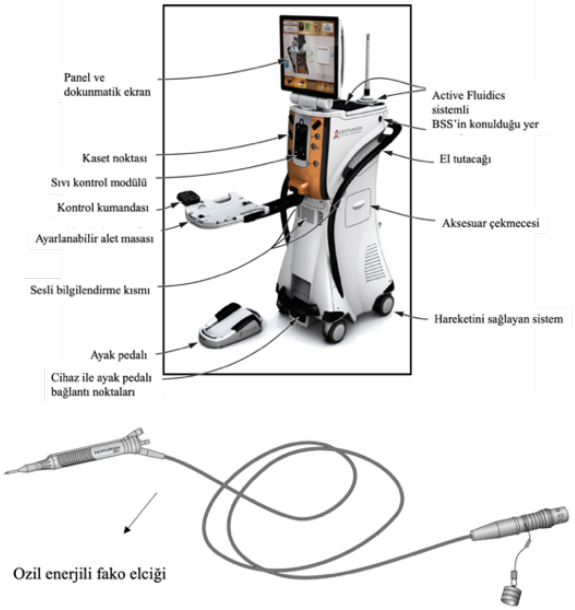
CDE: Kullanılan U/S enerjinin yoğunluğu ve süresi üzerinden hesaplanan, endotel stres ve cerrahi doku travmasının en güvenilir göstergelerinden biridir (123). CDE'nin düşürülmesi, daha az kornea ödemi, endotelyal hücre kaybı ve daha hızlı görsel rehabilitasyon ile koreledir (4-11,116-118) CDE Hesaplama (Alcon için) (123):

CDE = (Ultrasound Time in seconds × Average Ultrasound Power) / 100

Örnek: Eğer ortalama ultrason gücü %40 ve toplam süre 20 saniyeyse,

CDE = (20 × 40) / 100 = 8 birim olacaktır.

Centurion®, bu özellikleri ile fakoemülsifikasyon cerrahisinde hem güvenliği hem de verimliliği artırmaktadır. Düşük CDE değerleri, endotelyal koruma açısından klinik olarak anlamlıdır ve özellikle zorlu olgularda cerraha biyomekanik avantaj sunar. Teknolojik ilerlemelerle birlikte, Centurion®'un adaptif özellikleri daha da gelişmekte ve kişiselleştirilmiş cerrahinin ana bileşenlerinden biri haline gelmektedir (118,119).



Şekil 10: Centurion® fakoemülsifikasyon cihazı

2.9.6 CDE nedir, CDE ilişkili parametreler ve yorumlanması

Fakoemülsifikasyon cihazlarının performansını değerlendirirken kornea endoteline verdiği zarar, CDE parametreleri ile sıklıkla incelenir. CDE, kataraktlı bir lensi çıkarmak için kullanılan U/S enerjisi miktarıdır (118). CDE, işlem sırasında göz içi dokulara aktarılan toplam U/S enerjisini yansıtır ve bu değerin yüksek olması, özellikle korneal endotel hücreleri üzerinde daha fazla stres ve hasar riskini beraberinde getirir.

Yüksek CDE, intraoperatif dönemde korneal endotel hücrelerinin hem ısıl hasara hem de U/S dalgalardan kaynaklı mekanik strese daha fazla maruz kalması anlamına gelir (118). Cerrahi sonrası en önemli komplikasyonlardan biri olan korneal dekompansasyon ve endotel hücre sayısındaki azalma, özellikle orta-ileri sertlikteki kataraktlarda CDE'nin yüksek olduğu durumlarda daha sık gözlenebilmektedir (9). Yenilikçi fako teknolojilerinin (özellikle Centurion® gibi gelişmiş aktif sıvı yönetimi ve torsiyonel enerji modülasyonuna sahip cihazların) getirdiği en büyük avantajlardan biri de CDE'yi olabildiğince düşük tutarak kornea sağlığını korumaktır (118,123).

Active Fluidics™, Centurion®'da sıvı akışını ve basınç değişikliklerini anlık olarak düzenleyerek, yenilikçi bir sıvı yönetimi sistemiyle GİB stabilitesini görece ola-

rak daha iyi koruyarak, fako sırasında gereksiz enerji kullanımını azaltmaya yardımcı olur ve düşük CDE görülür (120). Ayrıca cihazın akıllı modülasyon teknolojisi, hedeflenen lens parçalanmasını daha etkin hale getirir. Böylece geleneksel fako cihazlarına kıyasla hedefe yönelik, torsiyonel U/S enerjisi uygulanarak toplam CDE düşürülebilmektedir (9,118,123). Fako enerjisi, lens sertliğine göre optimal biçimde modüle edilir. Bu da uzun süreli sürekli U/S yerine kısa ve etkili mikropulselar ile lense yaklaşarak endotel üstündeki ısı ve mekanik yükü azaltır, CDE azalır (9,124).

Vakalarda kaydedilen CDE ve ilişkili parametreler (Şekil 11):

Total Case Time (dk,sn)*:* Toplam vaka süresi→ Zamanlayıcı, ilk adım seçildiğinde ve ayak pedalına basıldığında başlar, tüm aktif el aletleri çıkarıldığında durur, dakika (dk) ve saniyelerle (sn) gösterilir.

Total CDE (birim): Toplam kümülatif dağıtılmış ultrason enerjisidir. Ayak pedalı konumu 3'teki toplam U/S enerjisi (hem longitudinal hem de torsiyonel) şu şekilde hesaplanır: (Longitudinal Süre x Ortalama Longitudinal Güç) + (Torsiyonel Süre x 0,4 x Ortalama Torsiyonel Amplitüdü) (*0,4 faktörü, geleneksel fako ile karşılaştırıldığında kesi sırasında dağılan ısının yaklaşık azalmasını temsil eder).

Total U/S time (dk,sn)*:* Toplam U/S enerjinin (longitudinal+torsiyonel) kullanıldığı sürenin özetidir.

Total Aspiration Time (dk,sn): Sistemin aspirasyon yaptığı toplam süre.

Total Estimated Fluid Aspirated (cc): Sistem ayarlarına ve zamana bağlı olarak aspire edilen sıvı hacminin tahmini.

Average Torsiyonel Power (%): Torsiyonel güç uygulandığında zaman içindeki ortalama oluşan torsiyonel amplitüd, genliği. Örneğin, Ozil burst modu seçiliyse ve saniyede bir kez %70 genlikte 100 ms pulse darbeleri üretiliyorsa, ortalama torsiyonel amplitüd %70 olarak kaydedilir.

Average Torsiyonel Amplitüd (ATA)((FP3) %): Ayak pedalı pozisyonu 3'te torsiyonel güç uygulandığında zaman içindeki ortalama torsiyonel genliği. Bu U/S modülasyon yönlerini hesaba katar ve bu da ortalama torsiyonel amplitüdünden önemli

ölçüde daha düşük bir değerle sonuçlanır. Örneğin, U/S burst modu seçildiyse ve %70'te 100 ms pulse darbeleri genlik saniyede bir kez üretildiğinde, pozisyon 3'teki ortalama torsiyonel amplitüd %7 kaydedilir.

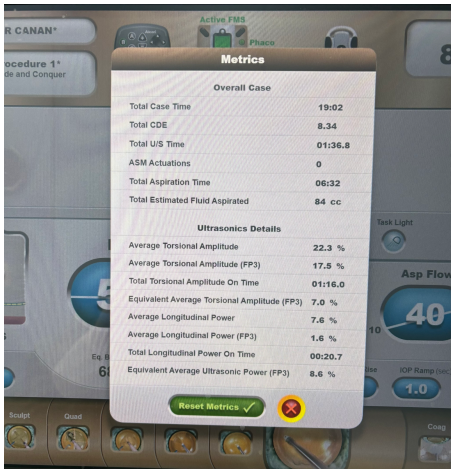
Total Torsiyonel Amplitüd on Time (dk,sn): Torsiyonel enerjinin aktif olduğu süre.

Average Longitudinal Power (%): Longitudinal güç uygulandığında zaman içindeki ortalama güç. Örneğin, U/S Burst modu seçiliyse ve saniyede bir kez %70 stroktа 100 ms'lik pulse darbeleri üretiliyorsa, ortalama longutidunal güç %70'i kaydedilir.

Average Longitudinal Amplitüd (ALA) ((FP3) %): Ayak pedalı pozisyonu 3'te longitudinal güç uygulandığında zaman içindeki ortalama longitudinal amplitüd. Bu, U/S modülasyon yönlerini hesaba katar ve ortalama longitudinal güçten önemli ölçüde daha düşük bir değerle sonuçlanır. Örneğin, U/S burst modu seçildiyse ve saniyede bir kez %70 genlikte 100 ms pulse darbeleri üretildiyse, pozisyon 3'teki ortalama longitudinal amplitüd %7 kaydedilir.

Total Longutidunal Amplitüd on Time (dk,sn): Kullanılan longitudinal enerji süresi.

Equivalent Average U/S Power %: Eşdeğer ortalama U/S gücüdür, CDE'nin toplam U/S süresine oranı ile bulunur.



Şekil 11: Vakada kaydedilen CDE ve ilişkili parametrelerin tablosu

2.9.7 Fakoemülsifikasyon cerrahisinin kornea endotel hasarı oluşturma mekanizmaları

Fakoemülsifikasyon cerrahisi sırasında kornea endotelinde hücre kaybı, katarakt cerrahisinin önemli bir sonuç parametresi olarak sıkça araştırılan ve takip edilen bir konudur (2). Fako cerrahisi esnasında kullanılan U/S enerjisi, yüksek sıvı akışı, vakum gücü, lens fragmanlarının hareketi gibi etkenler kornea endotel hücrelerine zarar verebilir. Endotel hücre kaybını etkileyen ana unsurlar arasında U/S enerji miktarı, sıvı akış hızı, cerrahi teknik, viskoelastik kullanımı ve hasta faktörleri bulunur (2-12). Modern fako cihazları ve cerrahi yaklaşımlar, daha az toplam U/S enerjisi, CDE ve optimize edilmiş sıvı yönetimi (aktif fluidics gibi) ile endotel hücre kaybını azaltmayı hedefler (118,119). Hastaların cerrahi öncesi endotel hücre sayılarının değerlendirilmesi, cerrahın bu riskleri yönetmesi açısından kritiktir. Özellikle Fuchs endotel distrofisi ve PES gibi durumlardaki hastalarda, cerrahi parametreleri daha koruyucu şekilde seçmek postoperatif kornea sağlığı açısından büyük önem taşır. Bu nedenle hastalarda preoperatif speküler mikroskopi incelemeleri yapmak, endotel hakkında bilgi sahibi olmak önemlidir.

Cerrahi sırasında kullanılan U/S enerjisi, sıvı akışı ve mekanik hareketin birlikte oluşturduğu stres, endotel hücre ölümüne (apoptoz veya nekroz) ve hücre kaybına neden olabilir. Daha sert nükleuslu kataraktlarda, CDE ve cerrahi süre artar, buna bağlı olarak endotel hasarı riski de yükselir. Fako ucu çevresinde oluşan ısı, özellikle longitudinal enerjide termal yanık riskine yol açabilir. *OZil, torsiyonel enerji* ve *pulse-modülasyon stratejileri* (burst, pulse, hiperpulse) endotelyel hasarını azaltır (4-11, 116-124). Viskoelastik maddelerin kullanımı da endotel korunmasında kritiktir (106).

Preoperatif risk analizi yapmak, intraoperatif CDE azaltıcı enerji ve sıvı sistemlerini kullanmak ile kornea koruyucu diğer manipülasyonları yapmak, postoperatif dönemde düzenli takip endotel sağlığını korumak için yapılması gereken adımları oluşturmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma tek merkezli retrospektif gözlemsel vaka serisi tasarımındadır. Helsinki Bildirgesi'nin şartlarına ve yerel etik kurallara uyularak Dokuz Eylül Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 2024/09-20 karar numaralı etik kurul onayı alınarak Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniği'nde Eylül 2023-Haziran 2025 tarihleri arasında yürütülmüştür.

Çalışmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniği'ne başvurmuş katarakt ameliyatı olmuş 520 hastanın 927 gözünden, çalışma kriterlerine uyan toplam 196 hastanın 307 gözü dahil edilmiştir.

Dahil Olma Kriterleri:

1. Katarakta bağlı görmede anlamlı azalması olan erişkin hastalar

2. LOCS III'e göre 2-3-4. derece sertlikte kataraktı olanlar

3. Preoperatif speküler ve topografik çekimleri düzenli olup, görüntü almak için uyumlu olan hastalar

4. Preoperatif verileri, intraoperatif CDE ve ilişkili parametreleri kaydedilmiş ve postoperatif takiplerine düzenli gelerek verileri takip edilebilen hastalar

Dışlama Kriterleri:

1. Korneada haze, nefelyon, skar, distrofisi bulunan sağlıklı speküler ve topografi çekilemeyecek, sonuçları etkileyecek hastalar
2. Görüntülemelerinde uyumsuz olanlar
3. İntraoperatif CDE verileri kayıt altına alınamayan (alet erroru ya da yoğunluktan takip edilemeyen)
4. İntraoperatif komplikasyon gelişip alınan verileri olumsuz etkileyebilecek hastalar
5. Glokomu olan olgular

3.1 Hastaların Değerlendirilmesi ve Takibi

3.1.1 Preoperatif muayene

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniği'ne başvuran katarakt ameliyatı planlanan hastaların detaylı anamnezi alındı. Ek sistemik komorbiditeleri, kullandıkları ilaçlar kaydedildi. Preoperatif rutin oftalmolojik muayeneleri yapıldı. Bunlar:

- Otorefraktometre ve keratometre ile refraksiyon değerlendirilmesi (Nidek ARK 510-A autorefraktometer, NIDEK Co., LTD., Japonya)

-Snellen eşeli ile en iyi düzeltilmiş görme keskinliği (EİDGK) ölçümü yapılması

- Goldmann aplanasyon tonometresi ile GİB ölçümü

- Biyomikroskopik bakıda LOCS III'e göre katarakt derecelendirilmesi, PES varlığı gibi kaydedilmesi gereken vakayı zorlaştıracak faktörlerin kaydı

- Optik koherens tomografi (Heidelberg Engineering, Almanya) ile retinanın incelenmesi

- Pentacam (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Almanya) ile kornea topografisi analizi

- Speküler mikroskopi (Konan S&A NonCon Robo, Konan Medical™, Inc., Greensboro, NC) ile endotelin kantitatif verilerinin manuel çerçeve yöntemiyle değerlendirilmesi

- Katarakt ameliyatı için tüm muayeneler ve incelemeler uygun olduğunda hastaya detaylı anlatım ve aydınlatılmış onam alınması

- A-scan ultrason (A-scan Nidek 3000, NIDEK Co., LTD., Japonya), lazer interferans biyometri (IOLMaster Version V2.02, Carl Zeiss, Almanya) ya da swept-source optic koherens tomografi biyometri Argos® (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX, ABD) ile biyometrik ölçüm yapılarak GİL gücü belirlenmesi.

3.1.2 Cerrahi teknik

Ameliyatlar, iki öğretim üyesi (CAY, ZA) ve klinik asistanları (ameliyathanede ilk yılı olan az deneyimli ve son yılında olan kıdemli asistanlar) tarafından gerçekleştirildi. Preoperatif pupilla dilatasyonu için hastalara 5 dakika ara ile üç kez %1 siklopentalat, %0,5 tropikamid ve %2,5 fenilefrin damlatıldı. Kıdemli asistanlar ve öğretim üyesi vakalarında %0,5 proparakain ile topikal anestezi yapılırken, daha az deneyimli asistan vakalarında retrobulber anestezi yapıldı. Postoperatif endoftalmi proflaksisi için %5 povidon iyodin damlatılıp en az 3 dakika beklenildikten sonra %10 povidon iyodin ile sterilizasyon ve hasta örtülmesini takiben üst temporal kadrandan (asistanlar ve ZA) veya temporal kadrandan (CAY) 2,4 mm'lik fako bıçağı ile saydam korneal kesi ile ön kamaraya girildi. Önce dispersif, sonra da kohezif viskoelastik madde verilerek 'soft-shell' tekniği ile endotel korunması ve ön kamara oluşturulmasının ardından iki adet yan giriş oluşturuldu. Kesintisiz kenarlı kapsüloreksisi takiben hidrodiseksiyon yapıldı. Ardından nükleus Centurion® OZil torsiyonel fakoemülsifikasyon probu ile 'divide-and-conquer' tekniği kullanılarak parçalanıp aspire edildi. Aspire edilirken devamlı mod kullanıldı. Bimanüel irrigasyon/aspirasyon tekniği ile korteks temizliği yapılıp, kapsüler kese ve ön kamara kohezif viskoelastik madde ile doldurulduktan sonra GİL (monofokal hidrofobik akrilik lens) kapsüler kese içine implante edildi. Bimanuel irrigasyon/aspirasyon ile viskoelastik madde temizlendikten sonra kesi yerlerine stromal hidrasyon yapılıp, ön kamaraya 1 mg/0,1 ml sefuroksim verilerek operasyon sonlandırıldı**.**

Operasyon tamamlandığında Centurion® Vision System (Alcon Surgical, Fort Worth, Teksas, ABD) cihazında kaydedilmiş CDE ve ilişkili parametreler hasta adlarına kaydedildi. İntraoperatif komplikasyon gelişmesi, viskolelastik madde kullanımı, ana kesi yeri ve kimin yaptığına dair parametreler kaydedildi.

3.1.3 Postoperatif Takip

Hastalara postoperatif dönemde ilk hafta günde altı kez prednizolon asetat %1 damla ve moksifloksasin %0,5 damla verildi. Birinci hafta kontrolünde antibiyotikli damla kesildi, steroidli damla ise günde 4 kez 3 hafta daha devam edilip tedrici olarak azaltılarak kesildi. Postoperatif 3.ay kontrolde preoperatif rutin oftalmolojik mu-

ayenelerinin hepsi tekrar edildi (EİDGK ölçümü, GİB ölçümü, biyomikroskopik bakı ve arka segment muayenesi). Pentacam kornea topografisi ve korneanın endotel tabakasının SM incelemeleri kayıt altına alındı. Preoperatif, intraoperatif ve postoperatif tüm veriler retrospektif olarak incelendi. ECD'nin, Centurion® ile kaydedilmiş CDE ve CDE ilişkili parametreler ile nasıl değiştiğini ve endoteli korumak için neler yapılacağını anlayabilmek için istatiksel analiz yapıldı.

3.2 İstatistiksel Analiz

Veriler SPSS 26.0 programı ile değerlendirildi. Analizlerde kategorik değişkenler için frekans ve yüzde, ölçümler için alt, üst, medyan, aralık, ortalama ve standart sapma (SD) değerleri verilmiştir. Verilerin preoperatif ve postoperatif değişimi bağımlı gruplarda T testi ile analiz edilmiştir. Preoperatif ve postoperatif değişimden elde edilen SM verilerinin, asistan ya da öğretim üyesi tarafından yapılması açısından farkın incelenmesi ANOVA testi ile analiz edilmiştir. SM ölçümlerindeki endotel kantitatif verilerinin değişimine; DM, HT, PES, üveit gibi eşlik eden özelliklerin etkisinin incelenmesi bağımsız gruplarda T testi ile analiz edilmiştir. CDE ve ilişkili parametrelerin, preoperatif ve postoperatif SM ile elde edilen verilere etkisi ise regresyon analizi ile incelenmiştir. ECD kayıp oranlarına göre ayrılmış gruplarda, CDE parametrelerinin etkisinin incelenmesi ANOVA testi ile analiz edilmiştir. ALA ve ATA oranlarının endotel değişimine etkileri regresyon analizi ile incelenmiştir. Total CDE, ATA, ALA ve oranları, toplam aspire edilen sıvının ve U/S enerjisinin ECD kayıp oranlarındaki etkisinin, eşik değerlerinin, ayırt etme gücünün, spesifite ve sensitivitelerinin incelenmesi ise ROC analizi ile incelenmiştir. Bütün analizlerde istatistik anlamlılık sınırı olarak $p<0,05$ kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmada Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniği'ne başvurmuş katarakt ameliyatı olmuş 520 hastanın 927 gözünden, çalışma kriterlerini sağlayan toplam 196 hastanın 307 gözü dahil edildi.

Göz yönü açısından incelendiğinde, olguların %50,80'i (n=156) sağ göz, %49,20'si (n=151) ise sol göz ile değerlendirildi.

Yaş değişkenine bakıldığında, katılımcıların yaş ortalaması 70,40 ± 8,22 yıl (aralık: 43-89 yıl) idi. Cinsiyet dağılımı incelendiğinde, katılımcıların %46,42'si (n=91) kadın, %53,58'si (n=105) erkekti.

DM, olguların %37,10'unda (n=114) mevcutken; HT, %58,30'unda (n=179) mevcuttu. Üveit tanısı, yalnızca %1 (n=3) oranında gözlendi. PES olan bireylerin oranı ise %9,80 (n=30) olarak belirlendi. Hastaların demografik verileri Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilen hastaların demografik verileri

Göz yönü (n (%))	Sağ	156 (50,80)
	Sol	151 (49,20)
Yaş (Ort±SD), aralık (yıl)		(70,40 ± 8,22) (43-89)
Cinsiyet (n (%))	Kadın	91 (46,42)
	Erkek	105 (53,58)
DM (n (%))		114 (37,10)
HT (n (%))		179 (58,30)
Üveit (n (%))		3 (1)
PES (n (%))		30 (9,80)

DM: Diyabetes mellitus, HT: Hipertansiyon, PES: Psödoeksfoliasyon, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

EİDGK, logMAR cinsinden incelendiğinde, preoperatif dönemde ortalama logMAR değeri 0,67 ± 0,49 logMAR (aralık: 0,15-3,10 logMAR), postoperatif dönemde ise 0,13 ± 0,23 logMAR (aralık: 0,00-3,10 logMAR) olarak ölçülmüştür. Görme keskinliğinde düzelme kaydedilmiştir ve analiz sonucuna göre fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($t=22,822$; $p<0,001$).

GİB açısından yapılan değerlendirmede, preoperatif ortalama GİB 14,77 ± 3,00 mmHg (aralık: 10-25 mmHg), postoperatif ortalama ise 14,93 ± 3,00 (aralık: 11-21 mmHg) olarak bulunmuştur. Yapılan karşılaştırma sonucunda GİB değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (t=-0,782, p=0,435). (Tablo 2).

Tablo 2. EİDGK, GİB değişiminin analizi

	Preoperatif		Postoperatif		t *	p *
	(Ort±SD)	Aralık	(Ort±SD)	Aralık		
EİDGK (logMAR)	0,67 ± 0,49	0,15-3,10	0,13 ± 0,23)	0,00-3,10	22,822	**<0,001**
GİB (mmHg)	14,77 ± 3,00	10-25	14,93 ± 3,00	11-21	-0,782	0,435

*Bağımlı gruplarda T testi
EİDGK: En iyi düzeltilmiş görme keskinliği, logMAR: Minimum Rezolüsyon Açısının Logaritması, GİB: Göz içi basınç, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

Olguların postoperatif Pentacam topografik verilerinin preoperatif değerleriyle karşılaştırılması yapıldığında (Tablo 3); K_1, cerrahi öncesinde 43,21 ± 2,54 D (aralık: 39,90-52,70 D), cerrahi sonrasında ise 43,27 ± 2,06 D (aralık: 34,30-50,00 D) olarak ölçülmüştür. Yapılan analiz sonucunda iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (t=-0,784, p=0,433).

K_2, preoperatif dönemde 44,44 ± 2,33 D (aralık: 34,70-56,30 D), postoperatif dönemde ise 44,38 ± 2,23 (aralık: 35,90-56,50 D) olarak kaydedilmiştir. Bu değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir (t=1,307, p=0,192).

Astigmatizma değeri, cerrahi öncesi dönemde 1,23 ± 1,52 D (aralık: 0,00-10,30 D), cerrahi sonrası ise 1,11 ± 1,22 D (aralık: 0,00-11,20 D) olarak belirlenmiştir ve istatistiksel olarak anlamlı değildir (t=1,948, p=0,052).

Astigmatizmanın aksisi değerleri cerrahi öncesinde 87,04 ± $52,31^0$ (aralık: 0,80-$179,80^0$), cerrahi sonrasında 88,69 ± $53,10^0$ (aralık: 0,40-180^0) olarak ölçülmüştür. Bu değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir (t=-0,454, p=0,650).

ACD değerleri preoperatif dönemde 2,55 ± 0,39 mm (aralık: 1,12-3,83 mm), postoperatif dönemde ise 4,31 ± 0,51 mm (aralık: 2,47-5,50 mm) olarak belirlenmiştir. Elde edilen fark istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-54,552, p<0,001).

SKK, cerrahi öncesi 534,62 ± 52,82 µm (aralık: 201-750 µm), cerrahi sonrası ise 539,58 ± 53,29 µm (aralık: 263-711 µm) olarak hesaplanmıştır. Bu artış istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-3,513, p<0,001).

Tablo 3. Pentacam korneal topografi verilerinin değişiminin incelenmesi

	Preoperatif		Postoperatif		t *	p *
	(Ort±SD)	Aralık	(Ort±SD)	Aralık		
K_1 (D)	43,21 ± 2,54	39,90-52,70	43,27 ± 2,06	34,30-50,00	-0,784	0,433
K_2 (D)	44,44 ± 2,33	34,70-56,30	44,38 ± 2,23	35,90-56,50	1,307	0,192
Astigmatizma (D)	1,23 ± 1,52	0,00-10,30	1,11 ± 1,22	0,00-11,20	1,948	0,052
Aksis (^{0})	87,04 ± 52,31	0,80-179,80	88,69 ± 53,1	0,40-180	-0,454	0,650
ACD (mm)	2,55 ± 0,39	1,12-3,83	4,31 ± 0,51	2,47-5,50	-54,552	**<0,001**
SKK (µm)	534,62 ± 52,82	201-750	539,58 ± 53,29	263-711	-3,513	**<0,001**

*Bağımlı gruplarda T testi
K_1: Korneanın en düz meridyeni, K_2: Korneanın en dik meridyeni, ACD: Ön kamara derinliği, SKK: Santral kornea kalınlığı, D: Diyoptri, mm: milimetre, µm: mikrometre, ^{0}: derece, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

Speküler mikroskopideki endotelin kantitatif verilerinin değişiminin analizi incelendiğinde (Tablo 4); ECD, preoperatif ortalama 2038,58 ± 287,54 hücre/mm² (aralık:1239-2793 hücre/mm²) iken, postoperatif dönemde 1722,53 ± 305,21 hücre/mm² (aralık:890-2381 hücre/mm²) olarak belirlenmiştir. Yapılan analiz sonucunda ECD'de istatistiksel olarak anlamlı bir azalma saptanmıştır (t=25,148, p<0,001).

CV, preoperatif dönemde %35,95 ± 9,44 (aralık: %17-100), postoperatif dönemde ise %41,91 ± 17,10 (aralık: %22-168) olarak hesaplanmıştır. Bu artış istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-5,746, p<0,001).

HEX, preoperatif dönemde %43,18 ± 9,43 (aralık: %15-100), postoperatif dönemde ise %38,93 ± 10,75 (aralık: %15-74) olarak ölçülmüştür. Hekzagonalitede bu düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (t=5,210, p<0,001).

SKK ya da PACH, preoperatif dönemde 558,07 ± 43,60 µm (aralık: 445-687 µm), postoperatif dönemde 560,56 ± 57,88 µm (aralık: 195-702 µm) olarak hesaplanmıştır. Bu fark, istatistiksel olarak anlamlı değildir (t=-0,862, p=0,390).

AVE, preoperatif dönemde 505,05 ± 88,51 µm² (aralık: 358-939 µm²), postoperatif dönemde ise 613,56 ± 141,70 µm² (aralık: 369-1315 µm²) olarak bulunmuştur. Bu artış, istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-16,007, p<0,001).

MAX, cerrahi öncesinde 1090,55 ± 454,50 µm² (aralık: 499-3793 µm²), sonrasında 1466,22 ± 867,45 µm² (aralık: 187-9659 µm²) olup, istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir (t=-7,518, p<0,001).

MİN ise cerrahi öncesi 194,72 ± 46,71 µm² (aralık: 74-487 µm²), cerrahi sonrası 209,05 ± 62,33 µm² (aralık: 78-609 µm²) olarak ölçülmüştür ve bu artış istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-3,528, p<0,001).

Hücre alanı SD'si, preoperatif dönemde 182,91 ± 71,55 µm² (aralık: 91-566 µm²), postoperatif dönemde ise 266,82 ± 162,46 µm² (aralık: 121-1356 µm²) olarak bulunmuştur. Bu artış da istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-9,546, p<0,001).

Tablo 4. Speküler mikroskopi incelemesindeki endotel kantitatif verilerinin değişim analizi

	Preoperatif	Postoperatif	t *	p *
	(Ort±SD) ve Aralık	(Ort±SD) ve Aralık		
ECD (hücre/mm^2)	2038,58 ± 287,54 (1239-2793)	1722,53 ± 305,21 (890-2381)	25,148	**<0,001**
CV (%)	35,95 ± 9,44 (17-100)	41,91 ± 17,1 (22-168)	-5,746	**<0,001**
HEX (%)	43,18 ± 9,43 (15-100)	38,93 ± 10,75 (15-74)	5,210	**<0,001**
PACH (µm)	558,07 ± 43,6 (445-687)	560,56 ± 57,88 (195-702)	-0,862	0,390
AVE (µm^2)	505,05 ± 88,51 (358-939)	613,56 ± 141,7 (369-1315)	-16,007	**<0,001**
MAX (µm^2)	1090,55 ± 454,5 (499-3793)	1466,22 ± 867,45 (187-9659)	-7,518	**<0,001**
MIN (µm^2)	194,72 ± 46,71 (74-487)	209,05 ± 62,33 (78-609)	-3,528	**<0,001**
SD (µm^2)	182,91 ± 71,55 (91-566)	266,82 ± 162,46 (121-1356)	-9,546	**<0,001**

*Bağımlı gruplarda T testi

ECD: Endotel hücre yoğunluğu, CV: Hücre varyasyon katsayısı, HEX: Hekzagonalite oranı, PACH: Pakimetri, SKK; AVE: Ortalama hücre alanı, MAX: En büyük hücrenin alanı, MİN: En küçük hücrenin alanı, SD: Standart sapma, Ort: Ortalama, µm: mikrometre

Olgulardaki katarakt derecesinin, NS evrelerinin CDE ve ilişkili parametrelere etkisi değerlendirildiğinde; NS derecesinin '*Total Estimated Fluid Aspiration'* değişkenine pozitif etkisi bulunmaktadır (beta=0,290 p<0,05). NS derecesine göre Total CDE değişimin %7,3'ü 'Total Estimated Fluid Aspiration' ile açıklanmaktadır (Tablo 5).

Tablo 5. NS derecesinin CDE ve ilişkili parametrelere etkisinin değerlendirilmesi

	CDE ilişkili parametreler	Beta*	t*	p*	R^2*
NS Derecesi	Total Case Time	-0,034	-0,484	0,629	
	Total CDE	-0,243	-1,425	0,155	
	Total U/S time	0,396	1,425	0,155	
	Total Aspiration Time	0,027	0,465	0,642	
	Total Estimated Fluid Aspiration	0,290	2,517	**0,012**	0,073
	Average Torsiyonel Amplitüd (FP3)	-0,110	-0,674	0,501	
	Total Torsiyonel Amplitüd on Time	-0,345	-1,390	0,166	
	Average Longitudinal Amplitüd (FP3)	-0,064	-0,939	0,349	
	Total Longitudinal Amplitüd on Time	0,071	1,254	0,211	
	Equivalent Average U/S Power	0,353	2,112	0,035	

*Regresyon analizi
NS: Nükleer skleroz, CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, cc: mililitre sıvı miktarı

Hastaların yaşının CDE ve ilişkili parametrelere yansıyan etkisi değerlendirildiğinde; yaşın *'Total CDE, Total Torsiyonel Amplitüd on Time ve Average Longitudinal Amplitüd (ALA)*' değişkenlerine negatif etkisi bulunmakta (beta=-0,345; beta=-0,548; beta=-0353 p<0,05) iken *'Total U/S Time ve Equivalent Average U/S Power'* değişkenlerine pozitif etkisi bulunmaktadır (beta=0,856, beta=0,465 p<0,05). Yaşa göre Total CDE değişimin %16,3'ü etkili olan bu değişkenler tarafından açıklanmaktadır (Tablo 6).

Tablo 6. Hastaların yaşının CDE ve ilişkili paremetrelere yansıyan etkisinin incelenmesi

	CDE ilişkili parametreler	Beta*	t*	p*	R^2*
Yaş	Total Case Time	-0,074	-1,098	0,273	
	Total CDE	-0,345	-2,124	**0,034**	0,163
	Total U/S time	0,856	3,246	**<0,001**	0,163
	Total Aspiration Time	0,086	1,542	0,124	
	Total Estimated Fluid Aspiration	0,115	1,046	0,296	
	Average Torsiyonel Amplitüd (FP3)	-0,193	-1,250	0,212	
	Total Torsiyonel Amplitüd on Time	-0,548	-2,326	**0,021**	0,163
	Average Longutidunal Amplitüd (FP3)	-0,353	-5,482	**<0,001**	0,163
	Total Longutidunal Amplitüd on Time	-0,068	-1,253	0,211	
	Equivalent Average U/S Power	0,465	2,929	**0,004**	0,163

*Regresyon analizi
CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, cc: mililitre sıvı miktarı

Olguların asistan veya öğretim üyesi düzeyinde yapılmasının speküler mikroskopi incelemesindeki kantitatif endotel verilerine etkisinin analizi yapıldığında (Tablo 7); daha az deneyimli (cerrahide ilk yıl) asistanlar grubunda ECD değişimindeki ortalama hücre kaybı; (-)361,38 ± 264,18 hücre/mm^2, kıdemli (cerrahide son yılı olan) grubunda (-)299,89 ± 199,90 hücre/mm^2, öğretim üyesi grubunda ise (-)320,59 ± 226,58 hücre/mm^2 olarak hesaplanmıştır, anlamlı bir fark bulunmamıştır (F=0,567, p=0,568).

CV değişimi; daha az deneyimli asistan grubunda ortalama %3,92 ± 14,73, kıdemlilerde %5,71 ± 19,64, öğretim üyesi grubunda %6,20 ± 17,71 olup; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (F=0,107, p=0,898).

HEX oranında, daha az deneyimli asistan grubunda ortalama azalma (-)%6,54 ± 13,28, kıdemli grupta (-)%1,27 ± 14,88, öğretim üyesi grubunda (-)%5,48 ± 13,93 olarak gözlenmiştir (F=2,974, p=0,053).

PACH'in daha az deneyimli asistan grubundaki ortalama değişimi 14,85 ± 33,18 µm, kıdemlilerde (-)0,01 ± 38,76 µm, öğretim üyesinde 2,84 ± 56,02 µm olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır (F=0,505, p=0,604).

AVE değişimi, daha az deneyimli asistan grubunda 105,08 ± 141,79 μm^2, kıdemli grubunda 102,78 ± 96,00 μm^2, öğretim üyesi grubunda 111,38 ± 126,94 μm^2 olarak belirlenmiştir ve istatistiksel anlamlı fark yoktur (F=0,171, p=0,843).

MAX değerindeki, daha az deneyimli asistan grubunda ortalama artış 406,00 ± 534,99 μm^2, kıdemli grubunda 359,30 ± 941,27 μm^2, öğretim üyesi grubunda 381,28 ± 864,83 μm^2 olarak bulunmuştur, istatistiksel anlamlı değildir (F=0,028, p=0,972).

MIN değerindeki, daha az deneyimli asistan grubunda ortalama değişimi 1,46 ± 57,25 μm^2, kıdemli grubunda 29,38 ± 70,89 μm^2, öğretim üyesi grubunda 8,20 ± 71,31 μm^2 olarak belirlenmiştir ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (F=3,079, p=0,047).

Hücre alanı SD değişimi, daha az deneyimli asistan grubunda 87,15 ±111,66 μm^2, kıdemli grupta 82,39 ± 163,07 μm^2, öğretim üyesi grubunda 84,42 ± 152,71 μm^2 olarak hesaplanmıştır (F=0,008, p=0,992).

Tablo 7. Olguların asistan veya öğretim üyesi düzeyinde yapılmasının speküler mikroskopideki kantitatif verilerine etkisinin incelenmesi

	Vakaları yapan cerrahlar				
	Az deneyimli asistan	Kıdemli asistan	Öğretim üyesi	F*	p*
	Ort±SD	Ort±SD	Ort±SD		
ECD değişim (hücre /mm^2)	(-)361,38 ± 264,18	(-)299,89 ± 199,9	(-)320,59 ± 226,58	0,567	0,568
CV değişim (%)	3,92 ± 14,73	5,71 ± 19,64	6,2 ± 17,71	0,107	0,898
HEX değişim (%)	(-)6,54 ± 13,28	(-)1,27 ± 14,88	(-)5,48 ± 13,93	2,974	0,053
PACH değişim (μm)	14,85 ± 33,18	(-)0,01 ± 38,76	2,84 ± 56,02	0,505	0,604
AVE değişim (μm^2)	105,08 ± 141,79	102,78 ± 96	111,38 ± 126,94	0,171	0,843
MAX değişim (μm^2)	406 ± 534,99	359,3 ± 941,27	381,28 ± 864,83	0,028	0,972
MIN değişim (μm^2)	1,46 ± 57,25	29,38 ± 70,89	8,2 ± 71,31	3,079	**0,047**
SD değişim (μm^2)	87,15 ± 111,66	82,39 ± 163,07	84,42 ± 152,71	0,008	0,992

*ANOVA testi

ECD: Endotel hücre yoğunluğu, CV: Hücre varyasyon katsayısı, HEX: Hekzagonalite, PACH: Pakimetri, SKK; AVE: Ortalama hücre alanı, MAX: En büyük hücrenin alanı, MİN: En küçük hücrenin alanı, SD: Standart sapma, Ort:Ortalama, μm: Mikrometre

Hastaların eşlik eden komorbiditelerinin ECD değişimine etkisinin analizi yapıldığında (Tablo 8), DM varlığında ECD kaybı (-)300,32 ± 229,21 hücre/mm^2 (medyan=(-)235 hücre/mm^2) olarak hesaplanırken, DM olmayan hastalarda ortalama (-)325,34 ± 214,76 hücre/mm^2 (medyan=(-)285 hücre/mm^2)'dir. Yapılan T-testi sonucunda, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (t=-0,962, p=0,337).

HT varlığına göre değerlendirildiğinde, HT olmayan hastalarda ECD kaybı (-) 342,38 ± 222,56 hücre/mm^2 (medyan=(-)338 hücre/mm^2), HT olanlarda (-)297,22 ± 217,16 hücre/mm^2 (medyan=(-)244 hücre/mm^2) olarak belirlenmiştir. Elde edilen fark, istatistiksel olarak anlamlı değildir (t=-1,778, p=0,076).

PES varlığına göre yapılan analizde, bu hastalıklara sahip olmayan bireylerde ortalama ECD kaybı (-)315,64 ± 211,75 hücre/mm^2 (medyan=(-)277 hücre/mm^2), PES tanısı olan bireylerde ise (-) 319,83 ± 291,34 hücre/mm^2 (medyan=(-)227 hücre/mm^2) olarak saptanmıştır. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (t=0,077, p=0,939).

Tablo 8. Hastaların eşlik eden komorbiditelerinin speküler ECD değişimine etkisinin analizi

		ECD değişimi (hücre/mm^2) Ort±SD (Medyan)	t*	p*
DM	Yok	-325,34 ± 214,76 (-285)	-0,962	0,337
	Var	-300,32 ± 229,21 (-235)		
HT	Yok	-342,38 ± 222,56 (-338)	-1,778	0,076
	Var	-297,22 ± 217,16 (-244)		
PES	Yok	-315,64 ± 211,75 (-277)	0,077	0,939
	Var	-319,83±291,34 (-227)		

*Bağımsız gruplarda T testi
DM: Diyabet mellitus, HT: Hipertansiyon, PES: Psödoeksfoliasyon, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

Postoperatif ECD'nin preoperatif ECD'ye göre değişimi üzerinde CDE ve ilişkili parametrelerin etkisinin incelendiğinde (Tablo 9); *'Total CDE'*, ECD kaybını sorgulamada anlamlı bir negatif etki göstermektedir (β=-0,189; t=-3,360; p<0,001). Bu model, endotel hücre değişimindeki varyansın %3,6'sını açıklamaktadır (R^2=0,036).

'Total U/S time' da anlamlı ve negatif yönde bir etkileyicidir (β=-0,217; t=-3,875; p<0,001). Açıklanan varyans %4,7'dir (R^2=0,047).

'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeni anlamlı ve negatif yönde bir etki göstermiştir (β=-0,163; t=-2,890; p=0,004; R^2=0,027).

'Total Torsiyonel Amplitüde on Time' değişkeni de anlamlı bir negatif yordayıcıdır (β=-0,192; t=-3,412; p<0,001). Bu model varyansın %3,7'sini açıklamaktadır (R^2=0,037).

Tablo 9. Postoperatif ECD'nin preoperatif ECD'ye göre değişimi üzerinde CDE ve ilişkili parametrelerin etkisinin incelenmesi

	CDE ilişkili parametreler	Beta*	t*	p*	R^2*
ECD değişimi (hücre /mm^2)	Total Case Time	-0,018	-0,314	0,754	0,000
	Total CDE	**-0,189**	-3,360	**<0,001**	0,036
	Total U/S Time	**-0,217**	-3,875	**<0,001**	0,047
	Total Aspiration Time	-0,082	-1,431	0,154	0,007
	Total Estimated Fluid Aspirated	**-0,163**	-2,890	**0,004**	0,027
	Average Torsiyonel Amplitüd (ATA)	-0,062	-1,084	0,279	0,004
	Total Torsiyonel Amplitüd on Time	**-0,192**	-3,412	**<0,001**	0,037
	Average Longitudinal Amplitüd (ALA)	-0,041	-0,711	0,478	0,002
	Total Longitudinal Amplitüd on Time	0,027	0,471	0,638	0,001
	Equivalent Average U/S Power	-0,085	-1,493	0,137	0,007

*Regresyon analizi
ECD: Endotel hücre yoğunluğu, CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, cc: mililitre, mm^2: milimetrekare

Torsiyonel ve longitudinal U/S enerjilerinin ECD üzerindeki etkisini daha iyi değerlendirebilmek için oranları incelendi. Analize ayak pedalı pozisyonu 3'te iken torsiyonel ve longitudinal güç uygulandığında zaman içindeki ortalama genlikleri olan Average Torsiyonel Amplitüd (ATA, FP3, %) ve Average Longitudinal Amplitüd (ALA, FP3, %) değişkenleri alındı. '*ATA / ALA'* oranı ortalaması %34,50 ± 40,74; medyan değeri %19,56 olup %6,12-50,40 aralığında değişmektedir (Tablo 10).

Tablo 10. ATA / ALA oranı ve analizi

	Ort±SD	Medyan	Aralık
ATA /ALA oranı (FP3, %)	34,50 ± 40,74	19,56	6,12-50,40

ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

'*ATA / ALA'* oranı, ECD değişimini etkilemektedir (p<0,05). (Tablo 11).

Tablo 11. ATA / ALA oranının ECD değişimine etkisinin incelenmesi

		Beta*	t*	p*	R^2*
ECD değişimi (hücre /mm^2)	ATA/ALA oranı (FP3, %)	0,040	0,688	**0,049**	0,002

*Regresyon analizi
ECD: Endotel hücre yoğunluğu, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, mm^2: milimetrekare, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri

'*ALA / ATA'* oranının vakalar bazındaki ortalaması %0,19 ± 0,12 (medyan: %0,21 ve aralık: %0-0,98) olarak hesaplanmıştır.*'Total Estimated Fluid Aspirated'* değişkeninin ortalama değeri ise 77,37 ± 34,43 cc (medyan: 71 cc, aralık: 23-270 cc)'dir (Tablo 12).

Tablo 12. ALA / ATA oranı ve Total Estimated Fluid Aspirated değişkenlerinin analizi

	Ort±SD	Medyan	Aralık
ALA / ATA (FP3, %)	0,19 ± 0,12	0,21	0-0,98
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	77,37 ± 34,43	71	23-270

ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, mm^2: milimetrekare, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

'ALA / ATA' oranı, ECD değişimi etkilemektedir (p<0,05) (Tablo 13).

Tablo 13. ALA / ATA oranının ECD değişimine etkisinin incelenmesi

		Beta*	t*	p*	R^2*
ECD değişimi (hücre /mm^2)	ALA / ATA (FP3, %)	-0,024	-0,416	**0,047**	0,001

*Regresyon analizi
ECD: Endotel hücre yoğunluğu, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, mm^2: milimetrekare, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, mm^2: milimetrekare

ECD kaybı, yüzdesel olarak gruplara ayrılarak incelendiğinde, olguların %34,90'ında <%10 ve %37,10'unda <%11-20 oranında, %17,90'ında %21-30 oranında ECD kaybı saptandı (Tablo 14).

Tablo 14: ECD kaybının yüzdesel olarak gruplara ayrılarak incelenmesi

ECD kayıp oranı (%)	<10	11-20	21-30	31-40	41-59
Göz sayısı (n)	107	114	55	25	6
Yüzdesi (%)	34,90	37,10	17,90	8,10	2,00

ECD: Endotel hücre yoğunluğu

Bu gruplarda ECD kayıp oranlarında CDE ve ilişkili parametrelerin etkisinin ANOVA testi ile incelenmesinde (Tablo 15);

Total Case Time (dk): <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama süre 17,24 ± 9,54 dk, %11-20 ECD kaybı olan grupta 16,88 ± 8,58 dk, %21-30 ECD kaybı olan grupta 17,07 ± 8,58 dk, %31-40 ECD kaybı olan grupta 17,01 ± 6,69 dk ve %41-59 ECD kaybı olan grupta 21,00 ± 10,70 dk olarak ölçülmüştür. Gruplar arasında bu değişken açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (F=0,316, p=0,867).

Total CDE(birim): <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama 8,52 ± 6,90 birim, %11-20 ECD kaybı olan grupta 9,24 ± 7,53 birim, %21-30 ECD kaybı olan grupta 10,17 ± 8,30 birim, %31-40 ECD kaybı olan grupta 13,6 ± 8,41 birim, %41-59 ECD kaybı olan grupta ise 16,03 ± 12,01 birim olarak hesaplanmıştır. Bu değişken açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir (F=3,462, p=0,009).

Total U/S Time (sn): <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama 82,12 ± 47,71 sn, %11-20 ECD kaybı olan grupta 84,55 ± 50,12 sn, %21-30 ECD kaybı olan grupta 94,37 ± 60,38 sn, %31-40 ECD kaybı olan grupta 117,48 ± 54,14 sn ve %41-59 ECD

kaybı olan grupta 145,50 ± 108,56 olarak ölçülmüştür. ANOVA testi sonucuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (F=4,284, p=0,002).

Total Aspiration Time (sn): <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama 293,12 ± 126,07 sn, %11-20 ECD kaybı olan grupta 300,45 ± 125,42 sn, %21-30 ECD kaybı olan grupta 446,12 ± 975,84 sn, %31-40 ECD kaybı olan grupta 338,36 ± 121,49 sn, %41-59 ECD kaybı olan grupta ise 418,17 ± 189,58 sn olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasında bu değişken açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (F=1,410, p=0,231).

Total Estimated Fluid Aspirated (cc): <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama 75,39 ± 32,41 cc, %11-20 ECD kaybı olan grupta 73,91 ± 31,88 cc, %21-30 ECD kaybı olan grupta 78,24 ± 34,50 cc, %31-40 ECD kaybı olan grupta 88,64 ± 33,34 cc ve %41-59 ECD kaybı olan grupta 123,33±74,63 cc olarak belirlenmiştir ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (F=3,868, p=0,004).

Tablo 15. ECD kaybının yüzdesel ayrılmış gruplarda CDE ve ilişkili parametrelerin etkisinin incelenmesi

	ECD kayıp oranı (%)					F*	p*
	<10	11-20	21-30	31-40	41-59		
	Ort ± SD	Ort ± SD	Ort ± SD	Ort ± SD	Ort ± SD		
Total Case Time (dk)	17,24 ± 9,54	16,88 ± 8,58	17,07 ± 8,58	17,01 ± 6,69	21 ± 10,70	0,316	0,867
Total CDE (birim)	8,52 ± 6,90	9,24 ± 7,53	10,17 ± 8,30	13,6 ± 8,41	16,03 ± 12,01	3,462	**0,009**
Total U/S Time (sn)	82,12 ± 47,71	84,55 ± 50,12	94,37 ± 60,38	117,48 ± 54,14	145,5 ± 108,56	4,284	**0,002**
Total Aspiration Time (sn)	293,12±126,0	300,45±125,42	446,12±975,84	338,36±121,4929	418,17±189,58	1,410	0,231
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	75,39 ± 32,41	73,91 ±31,88	78,24 ± 34,5	88,64 ± 33,34	123,33 ± 74,63	3,868	**0,004**

*ANOVA testi

ECD: Endotel hücre yoğunluğu, CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, cc: mililitre, dk: dakika, sn: saniye, Ort: Ortalama, SD: Standart sapma

Bu ECD kayıp gruplarında *'Total Estimated Fluid Aspirated'* ve *'ALA /ATA oranı'* değişkenlerinin ROC analizi ile ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelemesi yapıldığında;

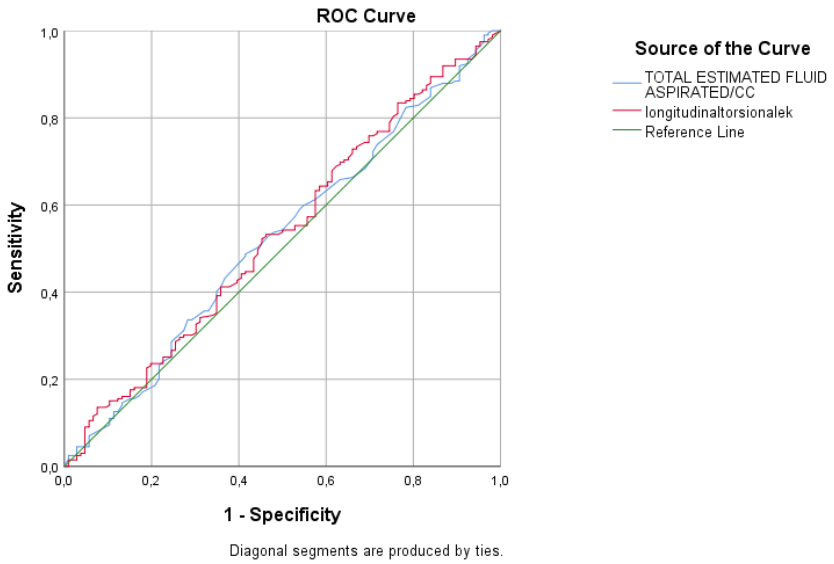
'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeninin ECD kaybı %10'un altında olan hastaları ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (AUC=0,523; p=0,500). Benzer şekilde, *'ALA / ATA'* oranı da ayırt edici bir değere sahip değildir (AUC=0,532; p=0,361). Her iki değişkenin de AUC değerleri 0,5'e çok yakın olup, speküler hücre kaybı açısından anlamlı bir eşik değer belirlemek mümkün olmamıştır (Tablo 16, Grafik 1).

Tablo 16. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı <%10 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelemesi

	AUC*	se	p	%95 Güven Aralığı	
				Alt	Üst
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	0,523	0,035	0,500	0,455	0,592
ALA / ATA (FP3, %)	0,532	0,035	0,361	0,463	0,600

*ROC testi

ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 1. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı <%10 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

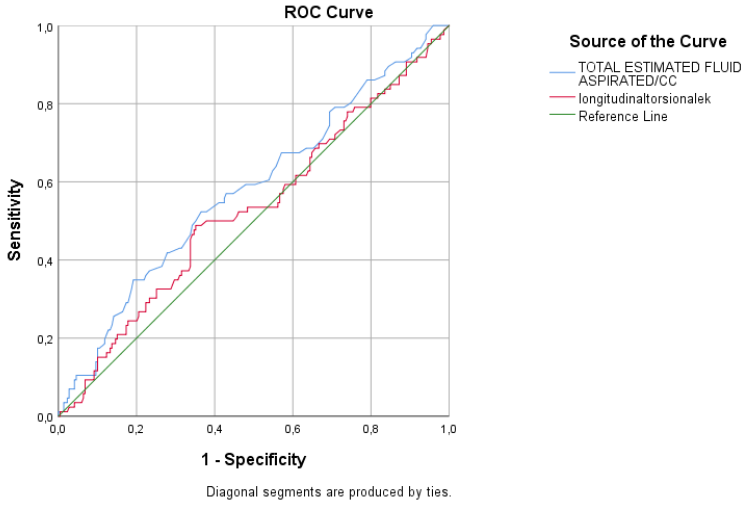
'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeni, ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p=0,033). AUC değeri 0,579 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir. ECD kaybının %11-20 oranında kalması için önerilen eşik değeri 72,50 cc'dir. Bu eşik değere göre aspire edilen sıvı miktarı 72,50 cc'nin altında olan hastalar %57 duyarlılık ve %57 özgüllük ile doğru sınıflandırılabilmektedir. *'ALA / ATA'* oranının ECD kaybı %11-20 arasında olan hastaları ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,457). AUC değeri 0,527 olup, bu oran ayırt edici bir kriter olarak değerlendirilemez. Bu nedenle speküler hücre kaybını %20'nin altında tutmak için anlamlı bir optimal oran belirlenememiştir (Tablo 17, Grafik 2).

Tablo 17. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %11-20 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC	se	p*	%95 Güven Aralığı		Eşik değeri	Sensitivite	Spesifite
				Alt	Üst			
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	0,579	0,037	**0,033**	0,506	0,651	**72,50**	0,57	0,57
ALA / ATA (FP3, %)	0,527	0,038	0,457	0,454	0,601			

*ROC testi

ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 2. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %11-20 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

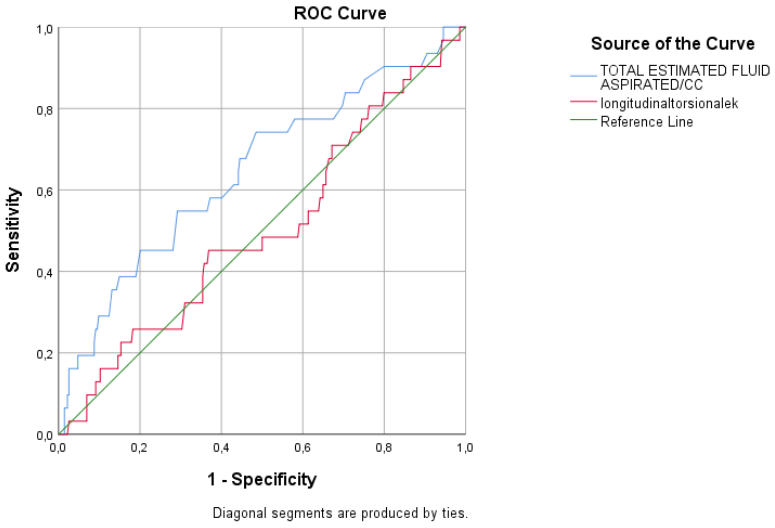
'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeni, ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p=0,007). AUC değeri 0,647 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir. ECD kaybının %30'un altında kalması için önerilen eşik değeri 76,50 cc'dir. Bu eşik değere göre aspire edilen sıvı miktarı 76,50 cc'nin altında olan hastalar %58 duyarlılık ve %60 özgüllük ile doğru sınıflandırılabilmektedir. *'ALA / ATA'*oranının ECD kaybı %21-30 oranında olan hastaları ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,979). AUC değeri 0,501 olup, bu oran ayırt edici bir kriter olarak değerlendirilemez. Bu nedenle speküler hücre kaybını %30'un altında tutmak için anlamlı bir optimal oran belirlenememiştir (Tablo 18, Grafik 3).

Tablo 18. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı		Eşik değeri	Sensitivite	Spesifite
				Alt	Üst			
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	0,647	0,055	**0,007**	0,538	0,755	**76,50**	0,58	0,60
ALA / ATA (FP3, %)	0,501	0,056	0,979	0,392	0,611			

*ROC testi

ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 3. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

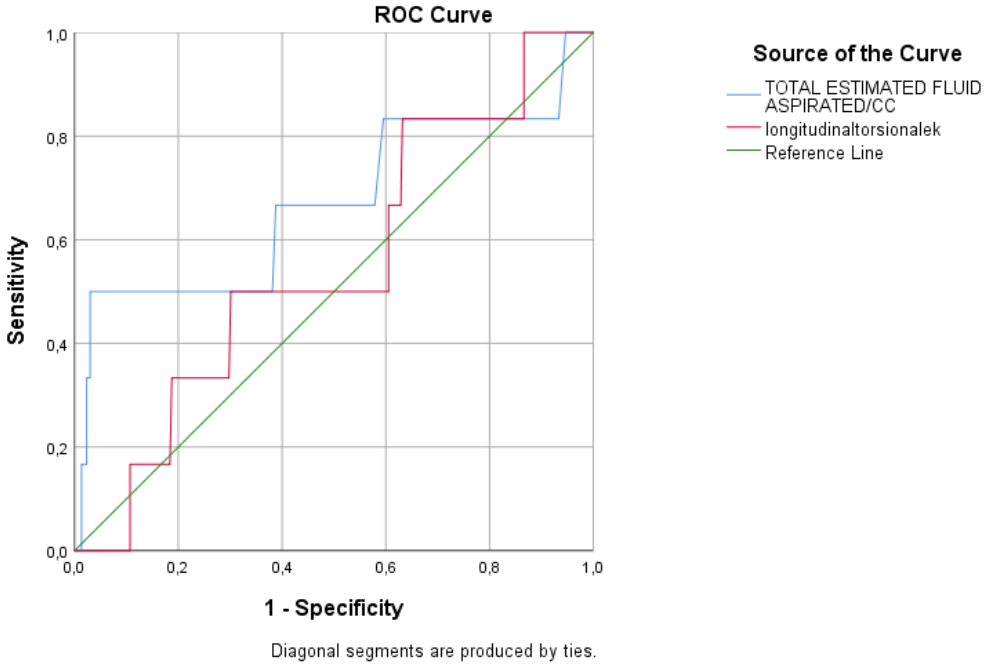
'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeni, ECD kaybı %31-40 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip değildir (p=0,153). *'ALA / ATA'* oranının ECD kaybı %31-40 olan hastaları ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,669). (Tablo 19, Grafik 4).

Tablo 19. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %31-40 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı	
				Alt	Üst
Total Estimated Fluid Aspirated (cc)	0,670	0,142	0,153	0,391	0,950
ALA / ATA (FP3, %)	0,551	0,112	0,669	0,331	0,771

*ROC testi

ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 4. Total Estimated Fluid Aspirated ve ALA / ATA oranının ECD kaybı %31-40 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

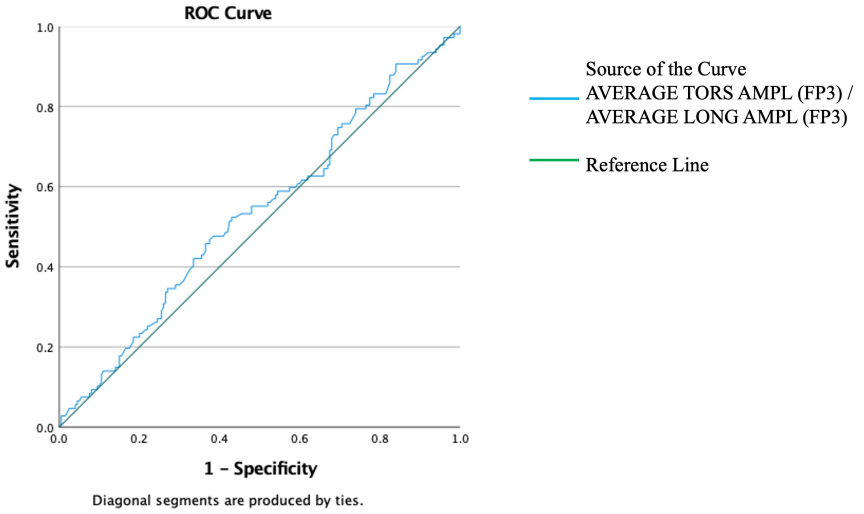
'ATA / ALA' değişkeni için ECD kayıp oranları ayrı ayrı analiz edildiğinde, <%10, %11-20 ve %31-40 oranında ECD kaybı oran gruplarda istatiksel olarak ayırt edici güce sahip değildir ve bir eşik değer belirlenememiştir (p>0,05). Sadece %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı güce sahiptir (p=0,039). AUC değeri 0,533 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlıdır. ECD kaybının kaybı %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değeri %17,30'dur. Bu eşik değere göre *'ATA / ALA'* oranı %17,30'un altında olan hastalar %69 duyarlılık ve %68 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabilmektedir (Tablo 20, Grafik 5).

Tablo 20. ATA / ALA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı		Eşik değeri	Sensitivite	Spesifite
				Alt	Üst			
ATA/ALA (FP3, %)	0,533	0,035	**0,039**	0,465	0,601	**17,30**	0,69	0,68

*ROC testi

ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 5. ATA / ALA oranının ECD kaybı %21-30 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

'*Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power'* değişkenlerinin bu gruplardaki ayırt ediciliğinin ROC analizi yapıldığında;

%11-20 ECD kaybı olan grupta (Tablo 21, Grafik 6); '*Total CDE'* bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p<0,001). AUC değeri 0,634 olup, düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısa da anlamlı kabul edilir. %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri 8,61 birimdir. Bu eşik değere göre CDE değeri 8,61 birimin altında olan hastalar %60 duyarlılık ve %61 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir.

'*ATA'* değişkeni için ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,049). AUC değeri 0,524 olup, düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısa da anlamlı kabul edilir. %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri %16,60'tır. Bu eşik değere göre ATA değeri %16,60'ın altında olan hastalar %59 duyarlılık ve %58 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir.

'*ALA'* değişkeni için de ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p=0,043). AUC değeri 0,578 olup, bu değişkenin %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri %1,45'tir. Bu eşik değere göre ALA değeri %1,45'in altında olan hastalar %68 duyarlılık ve %66 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir.

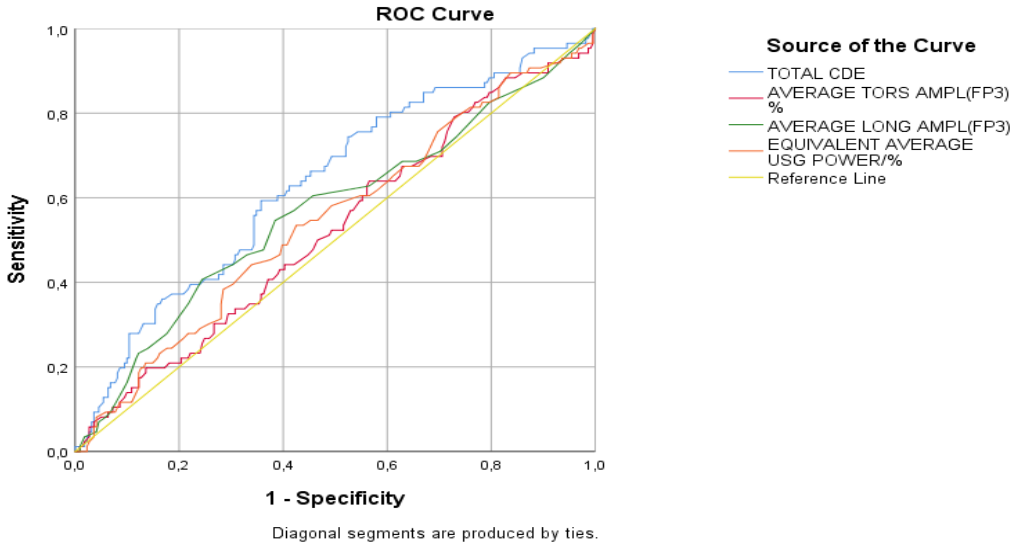
'*Equivalent Average U/S Power*' değişkeni de ECD kaybı %11-20 oranında olan bireyleri ayırt etme açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,201). AUC değeri 0,547 olup, bu değişkenin de anlamlı bir sınıflayıcı gücü bulunmamaktadır.

Tablo 21. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %11-20 olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı		Eşik değeri	Sensitivite	Spesifite
				Alt	Üst			
Total CDE (birim)	0,634	0,035	**<0,001**	0,564	0,703	**8,61**	0,60	0,61
ATA (FP3, %)	0,524	0,037	**0,049**	0,526	0,597	**16,60**	0,59	0,58
ALA (FP3, %)	0,578	0,049	**0,043**	0,760	0,860	**1,45**	0,68	0,66
Equivalent Average U/S Power (%)	0,547	0,037	0,201	0,474	0,620			

*ROC testi

CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 6. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %11-20 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

'*Total CDE'* değişkeni, ECD kaybı %21-30 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p<0,001). AUC değeri 0,717 olup, kabul edilebilir düzeyde bir ayırt edicilik göstermektedir. ECD kaybının %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değeri 9,90 birimdir. Bu eşik değere göre CDE değeri 9,90 birimin altında olan hastalar %68 duyarlılık ve %67 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabilmektedir.

'*ATA'* değişkeni, ECD kaybı %21-30 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p=0,049). AUC değeri 0,608 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlıdır. %21-30 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri %22,05'tir. Bu eşik değere göre ortalama ATA, %22,05'in altında olan hastalar %58 duyarlılık ve %54 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir.

'*ALA'* değişkeni, ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı güce sahiptir (p=0,042). AUC değeri 0,682 olup, kabul edilebilir düzeyde bir ayırt edicilik göstermektedir. ECD kaybının kaybı %21-30 oranında kalması için önerilen kesme değeri %2,10 birimdir. Bu eşik değere göre ALA değeri, %2,10'un altında olan hastalar %78 duyarlılık ve %76 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabilmektedir.

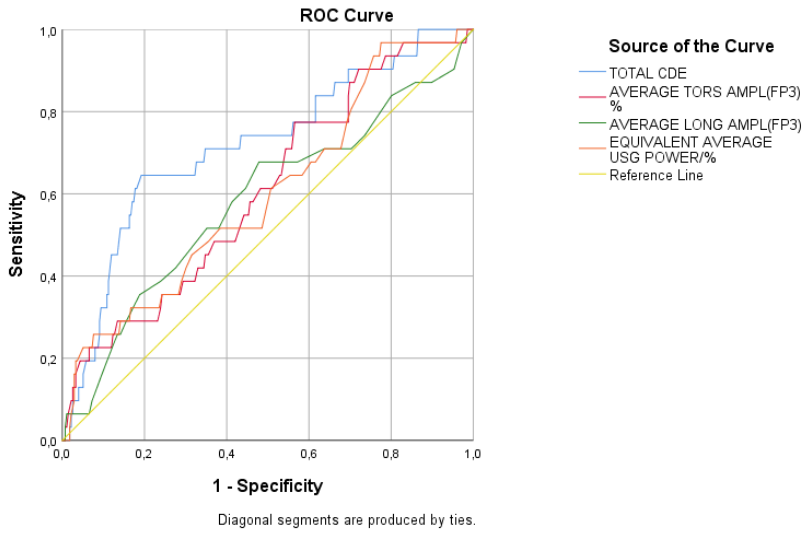
'Equivalent Average U/S Power' değişkeninin ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etme açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,066, AUC: 0,601). Bu nedenle bu değişken için önerilebilir net bir eşik değer bulunamamaktadır (Tablo 22, Grafik 7).

Tablo 22. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %21-30 oranında olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı		Eşik değeri	Sensitivite	Spesifite
				Alt	Üst			
Total CDE (birim)	0,717	0,051	**<0,001**	0,617	0,818	**9,90**	0,68	0,67
ATA (FP3, %)	0,608	0,052	**0,049**	0,506	0,710	**22,05**	0,58	0,54
ALA (FP3, %)	0,682	0,049	**0,042**	0,760	0,860	**2,10**	0,78	0,76
Equivalent Average U/S Power (%)	0,601	0,054	0,066	0,495	0,707			

*ROC testi

CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 7. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %21-30 oranında olan gruptaki etkisinin incelenmesi

'*Total CDE'* değişkeni, ECD kaybı %31-40 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip değildir (p=0,059). AUC değeri 0,725 olup, istatistiksel anlamlılık sınırının hemen üzerinde kaldığı için bu değişken sınıflayıcı kriter olarak değerlendirilemez.

'ATA' değişkeni için ECD kaybı %31-40 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,840). AUC değeri 0,524 olup, bu değişkenin ayırt edici bir gücü bulunmamaktadır.

'ALA' değişkeni için ECD kaybı %31-40 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,146). AUC değeri 0,673 olup, orta düzeyde bir ayırt edicilik potansiyeli olsa da istatistiksel olarak anlamlı değildir.

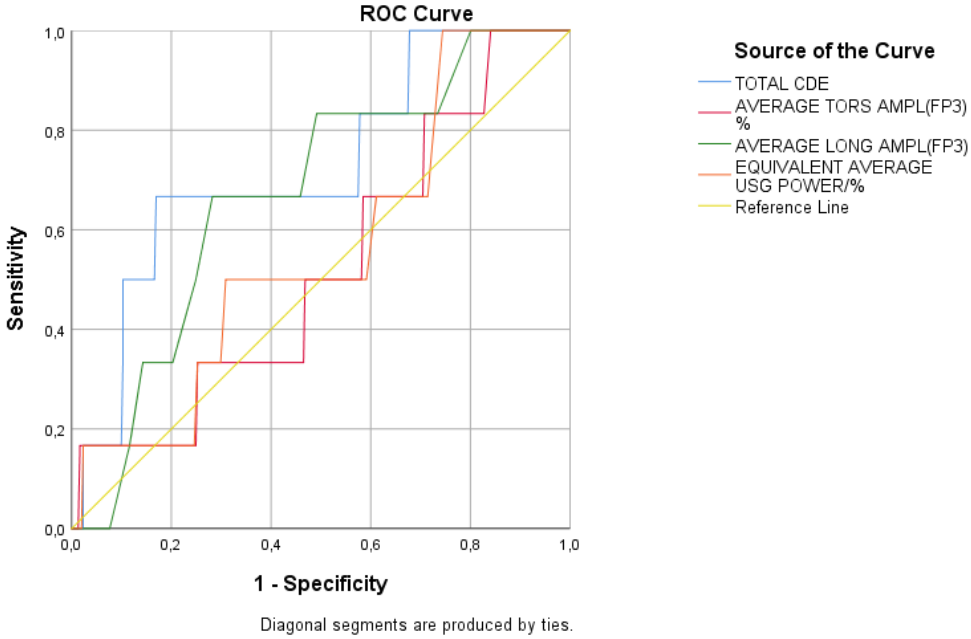
'Equivalent Average U/S Power' değişkeni de ECD kaybı %31-40 oranında olan bireyleri ayırt etme açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,609). AUC değeri 0,561 olup, bu değişken de ayırt edici bir kriter olarak değerlendirilemez (Tablo 23, Grafik 8).

Tablo 23. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %31-40 oranında olan gruptaki ayırt etme gücünün ve eşik değerlerinin incelenmesi

	AUC*	se	p*	%95 Güven Aralığı	
				Alt	Üst
Total CDE (birim)	0,725	0,105	0,059	0,520	0,931
ATA (FP3, %)	0,524	0,114	0,840	0,300	0,748
ALA (FP3, %)	0,673	0,097	0,146	0,484	0,863
Equivalent Average U/S Power (%)	0,561	0,110	0,609	0,345	0,777

*ROC testi

CDE: Kümülatif dağıtılan enerji, U/S: Ultrason, ALA: Average Longitudinal Amplitüd, ATA: Average Torsiyonel Amplitüd, FP3: Fako ayak pedalının konum 3'teyken güç uygulandığında zaman içindeki ortalama enerjilerin amplitüdleri, cc: mililitre sıvı miktarı, AUC: Eğri altında kalan alan



Grafik 8. Total CDE, ATA, ALA, Equivalent Average U/S Power değişkenlerinin ECD kaybı %31-40 olan gruptaki etkisinin incelenmesi

5. TARTIŞMA

Fakoemülsifikasyon, U/S enerji sistemi ve irrigasyon-aspirasyon dengesi ile bir kapalı EKKE cerrahisi sistemidir. Güncel literatür, fakoemülsifikasyonun sadece bir enerji aktarım tekniği olmadığını ve akışkan yönetimi, ısı transferi, viskoelastik ve intraoküler fizyomekanik dengenin multidisipliner bir etkileşimi olduğunu göstermektedir (106). Modern katarakt cerrahisinin altın standardı olmasına karşın, ön kamara içinde uygulanan U/S enerjisi, irrigasyon-aspirasyon akımları ve intraoküler manipülasyonlar nedeniyle korneal endotel hücreleri üzerinde belirgin bir stres oluşturur. Bu hücreler, mitoz kapasitesinden yoksun oldukları için hasar gördüklerinde geri dönüşsüz kayba uğrarlar ve bu da korneal dekompansasyon riskini artırır (43). Cerrahi sırasında risk analiziyle alınacak önlemler için öncelikle endotel sağlığını değerlendirmek gerekir.

Cerrahi öncesi risk değerlendirmesi ve yol haritası çiziminde son derece önemli bir adım olan speküler mikroskopi ile endotelin kantitatif özelliklerini belirlemek endotel sağlığını değerlendirmek için yapılacak ilk adım olmalıdır (66). Bir speküler incelemede HEX'in %50'den az ve CV'nin %40'tan yüksek olması, kornea endotelinin normal olmadığı ve intraoküler cerrahi sonrası kornea ödem riskinin yüksek olduğunu göstermektedir (52, 62). Yine klinik olarak anlamlı ödem olmaması için gerekli eşik ECD'nin 300-700 hücre/mm^2 olarak tespit eden çalışmalar mevcuttur (50,51). Bir intraoküler cerrahi sonrası kalıcı kornea ödemi meydana gelmemesi için ise preoperatif ECD'nin 1000-1200 hücre/mm^2 'den fazla olması gerekmektedir (22,52). Bunun nedeni olarak herhangi bir intraoküler cerrahi ile gelişen ECD'de %0 ile %30 arasında kayıp olabildiği gösterilebilir (62). Yine başka çalışmalarda cerrahi sonrası endotel hücre yoğunluğunda ortalama %4–20 arasında değişen oranlarda azalma bildirilmiştir; bu oran cerrahinin süresi, uygulanan enerji miktarı, ön kamaradaki stabilite ve preoperatif endotel rezerviyle doğrudan ilişkilidir (124). Yaşlı hastalarda, PES gibi komorbiditelerin varlığında veya preoperatif ECD 1000 hücre/mm^2'nin altına düşmesi durumunda cerrahi komplikasyon riski daha da artar (126). Bu nedenle preoperatif speküler mikroskopi değerlendirmesi, kornea rezervinin belirlenmesinde hayati öneme sahiptir.

Literatürde 275 gözün değerlendirildiği başka bir çalışmada preoperatif ortalama ECD 2386 hücre/mm^2 iken, ameliyat sonrası 3. ayda bu değer 2070 hücre/mm^2'ye düştüğü ve 3. ayda ECD kayıp oranın %13 olduğu tespit edilmiştir (125). Bu sonuçlar, bizim çalışmamızla uyumlu olarak değerlendirildi. Çalışmamızda ECD, preoperatif ortalama 2038,58 ± 287,54 hücre/mm^2 iken, postoperatif dönemde bu değer 1722,53 ± 305,21 hücre/mm^2 olarak belirlenmiştir, endotel hücre yoğunluğunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma saptanmıştır ($p<0,001$). Bu bulgu, cerrahinin endotel hücre yoğunluğunu azalttığını ve anlamlı hücre kaybı oluştuğunu göstermekte olup literatürdeki çalışmaları desteklemektedir (62,124,125). Ayrıca, ECD kaybının yüzdesel olarak gruplara ayrılarak incelenmesinde <%10 oranında kayıp olan grupta 107 göz (%34,9) ve %11-20 kayıp grubunda 114 göz (%37,1), %21-30 kayıp grubunda 55 göz (%17,9) olduğu bulundu ve olguların %89,9'ında endotel hücre kayıp oranları literatürle uyumlu olarak tespit edildi (124-126).

Fakoemülsifikasyon sonrası endotel sağlığını speküler mikroskopi incelemesi ile değerlendirirken sadece bu hücre yoğunluğu yani ECD'ye bakmak sonuçlarda yanılmaya yol açabilir. Kantitatif analizin yanı sıra morfometrik analiz, tek başına hücre yoğunluğunun ölçümü ile anlaşılamayan hücre kaybının, hücre boyut ve şekil varyasyonunun ölçümü ile daha hassas ortaya çıkarılmasını sağlamaktadır. 100 hücre arasından 1 hücre kaybı olduğunda AVE ve ECD istatiksel olarak anlamsız olarak sadece %1 azalır. Ancak aynı durumda en az 2 (%2) ve en fazla 6 (%6) hücrenin uzayarak, kayarak veya birleşerek bu hasarı kapatmaya çalışmasıyla, pleomorfizm ve polimegatizm değerleri %2-6 oranında değişecektir (52). ECD'nin yanında literatürdeki çalışmalar, postoperatif CV sayısındaki artışla polimegatizm ve HEX oranının azalmasıyla pleomorfizmin oluştuğunu, AVE'nin arttığını ve SKK'nın arttığını göstermişlerdir (126,127). Bu çalışmalarla uyumlu olarak, çalışmamızda hücre hacmi için bakılan varyasyon katsayısı CV, preoperatif dönemde %35,95 ± 9,44'ten, postoperatif dönemde 41,91 ± 17,10'a artışı ile istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$) ve CV artışının >%30 olması hücre boyutlarında düzensizlik ve endotel morfolojisinde bozulma ile fako sonrası artan polimegatizmi desteklemektedir. HEX oranı, preoperatif dönemde %43,18 ± 9,43'ten, postoperatif dönemde %38,93 ± 10,75'e gerilemiş ($p<0,001$), bu azalma endotel hücrelerinin yapısal bütünlüğünün bozulduğunu, pleomorfizmin arttığını göstermiştir. PACH'de minimal artış bulunur-

ken; AVE'de artış istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$) olarak değerlendirildi. SKK'da, speküler mikroskopi analizinde minimal artış saptanmasına rağmen Pentacam kornea topografisinde istatistiksel olarak anlamlı kalınlık artışı olduğu bulundu ($p<0,05$). Endotel hücrelerinin ortalama boyutunun artması, hücre kaybını telafi etmek için genişleyen sağ kalan hücreleri göstermektedir. Bununla orantılı olarak MAX ve MİN alanlarındaki artış ve hücre alanı SD'sindeki artış da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bunlar hücre boyutlarındaki heterojenliğin arttığını göstermektedir.

Perone JM ve ark. (125), 3 aylık izlemde postoperatif ECD kaybını etkileyen değişkenleri analiz ettiklerinde yaşla, katarakt sertliğindeki derece ve efektif-mutlak fako zamanı verilen enerji arttıkça bu kaybın arttığını bulmuşlardır. Literatürde diğer risk faktörlerini de irdeleyen çalışmalarda çok fazla çeşitlilik bulunmaktadır. Yaş (128,129), ACD (130), PES (131), glokom (132), preoperatif ECD, aksiyel uzunluk (133), NS derecesi (125,134) dahil olmak üzere hastanın oküler ve sistemik faktörleri ve fakoemülsifikasyon enerjisi, süresi dahil olmak üzere ameliyat ile ilgili faktörler mevcut literatürde yer almaktadır. Singh R ve ark. (128), fakoemülsifikasyon sonrasında ECD'de anlamlı azalma için artan yaşın bağımsız bir risk faktörü olduğunu kanıtladılar, ECD'nin yaşla birlikte azaldığını; hücre alanı ve pleomorfizmin ise yaşla birlikte arttığını gösterdiler. Yılda %0,6 oranında ECD'de azalma ile devam eden 2000 hücre/mm^2'ye kadar azalan ECD'si olan yaşlı hastaların senil kataraktlarında, endotel sağlığı için ayrıca dikkat edilmelidir. Bizim çalışmamızda da yaş ortalaması 70,40 ± 8,22 yıl idi. Senil kataraktlı hastalarda yaş, dolaylı olarak katarakt sertliğini etkileyerek operasyon süresi ve enerji miktarını artırmaktadır. Bu kapsamda yaş, 'Total U/S time' ve 'Equivalent U/S Power' üzerinde pozitif etki göstererek ECD kaybını istatiksel olarak artırdığı saptandı (beta=0,856; beta=0,465 $p<0,05$). Ortalama 2-4 arasındaki NS derecesinde kataraktı olanların opere edildiği çalışmamızda, NS derecesinin arttıkça, aspire edilen sıvı miktarını artırdığı ve 'Total CDE'yi artırarak ECD kaybına yol açtığı bulundu, bu istatistiksel olarak anlamlı idi (beta=0,290 $p<0,05$). Hastaların sahip oldukları oküler (PES, üveit) ve sistemik (DM, HT) komorbiditelerin ECD kaybı için istatistiksel olarak bir farkı bizim çalışmamızda bulunmasa da ($p>0,05$), literatürde eşlik eden PES ve glokomun (131,132) etkili faktörlerden olduğu bilinmektedir. DM'nin etkisi ise tartışmalı olup ECD değişiminde ne-

gatif yönde etkili olduğu gösteren çalışmalar mevcutken (135), Khokhar S.ve ark. (136) çalışmasında olduğu gibi torsiyonel enerjili fakoemülsifikasyon sonrası intraoperatif ve postoperatif parametrelerin diyabetik ve diyabetik olmayan hastalarda benzer bulunduğu ve endotel değişikliklerinin, pakimetrinin diyabetik hastalarda katarakt derecesi ile ilişkili olabileceğinin öne sürüldüğü çalışmalar da mevcuttur. Khokhar S.ve ark.'nın (136) yaptığı bu çalışmada DM'nin istatiksel olarak ECD kaybında etkisinin belirlenemeyişi bizim çalışmamızla örtüşmektedir.

Hastalarla ilgili bu risk faktörleri değerlendirilip, preoperatif speküler mikroskopi incelemeleri ile risk analizi yaptıktan sonraki en önemli basamak endotel sağlığını korumak ve devam ettirebilmek için intraoperatif doğru enerji modülasyonları, zamanlaması, viskoelastik madde kullanımıdır. Modern fako cerrahisinde U/S gücün az ve etkin kullanımı ile endotelin korunması en önemli ilkedir. Bu gücün etkin kullanımı için sıvı ve enerji dinamiğini bilmek ve değişen cerrahi koşullara adapte edebilmek çok önemlidir (115). Viskoelastik madde kullanımı, viskodisektör teknikler (soft-shell), ön kamara stabilizasyonu ve düşük enerjili fako teknikleri (örn. torsiyonel mod, phaco-chop) endotel korunmasında klinik olarak anlamlı katkılar sağlar ve hücre kaybını istatistiksel olarak anlamlı biçimde azalttığı daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir (116,124,137,138). Çalışmamızda da intaroperatif bu adımların hepsine dikkat edilmiştir. 'Soft-shell' tekniği ile endotel koruması için ilk önlem alınmıştır. Ardından kesintisiz düzenli kenarlı kapsüloreksis ve hidrodiseksiyon zonüllere yük bindirilmeden tamamlanmıştır. Fako aşamasında da aspirasyon sıvısı, hızı ve şişe yüksekliği ön kamaranın stabilliğine izin veren en düşük optimal değerde tutulmuş ortalama 400-500 mm Hg vakumla çalışılmıştır. Kullanılan cihaz Centurion® Vision System olup, fako elciği de OZil torsiyonel enerjili elciktir (117-119). Bu elcik yanal salınımlarla yani torsiyonel enerji ile nükleus parçalarını daha efektif tutup aspire ederken, aynı zamanda ileri geri yani longitudinal hareket kapasitesi de vardır. Vakalarda torsiyonel güçle başlanmış, gereken vakada longitudinal güç duruma göre açılmış ve arttırılmıştır. Nükleus ayırma metodu olarak 'divide-and-conquer' tekniği kullanılarak hem asistanlar hem de öğretim üyesi düzeyinde standardizasyon sağlanmıştır ve devamlı moddaki U/S parçalama modu ile nükleus aspire edilmiştir. İrrigasyon ve aspirasyonda düşük sıvı ve vakumla temizlik yapılmıştır. Tüm bu adımlar çalışmamızda dikkat edilerek yapılsa da özellikle yüksek CDE değeri, U/S zamanı ve

enerjisi, aspire edilen sıvı miktarının ECD kaybında başlıca prediktörler arasında yer aldığı görülmüştür.

CDE, kullanılan U/S enerjinin yoğunluğu ve süresi üzerinden hesaplanarak endotelyal stres ve cerrahi doku travmasının en güvenilir göstergelerinden biridir ve intraoperatif dönemde korneal endotel hücrelerinin hem ısıl hasara hem de U/S dalgalardan kaynaklı mekanik strese daha fazla maruz kalması anlamına gelir (118,123). Cerrahi sonrası en önemli komplikasyonlardan biri olan korneal dekompansasyon ve ECD'de azalma, özellikle orta-ileri sertlikteki kataraktlarda CDE'nin yüksek olduğu durumlarda daha sık gözlenebilmektedir (9,125,134). CDE'nin düşürülmesi, daha az kornea ödemi, endotelyal hücre kaybı ve daha hızlı görsel rehabilitasyon ile koreledir (4-11,116-118). Çalışmamızda 'Total U/S time' parametresi, ECD kaybı için negatif yönde bir etkileyici olmakla beraber (β=-0,217; t=-3,875; p=0,000), doğrudan 'Total CDE'yi de artırarak CDE'nin de ECD'yi negatif yönde etkilemesini sağlamıştır (β=-0,189; t=-3,360; p=0,001) ve ECD'de azalma gösterilmiştir. Aynı zamanda çalışmamızda %11-20 oranında ECD kayıp olan grupta 'Total CDE'nin bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip olduğu tespit edilmiştir (p<0,001). AUC değeri 0,634 olup, düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısa da anlamlı kabul edilebilir ve %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik (cut-off) değeri 8,61 birimdir. Bu eşik değere göre CDE değeri 8,61 birimin altında olan hastalar %60 duyarlılık ve %61 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir. Yine, 'Total CDE' değişkeni, ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip bulundu (p<0,001). AUC değeri 0,717 idi, kabul edilebilir düzeyde bir ayırt edicilik göstermektedir. ECD kaybının %21-30 kalması için önerilen eşik değeri 9,90 birim olup, bu eşik değere göre CDE değeri 9,90 birimin altında olan hastaların %68 duyarlılık ve %67 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabileği bulundu. Bu sonuçlarla CDE'yi azaltmanın ve toplam U/S süresini kısaltmanın ECD kayıp oranlarını düzelteceği sonucuna varılabilir. Çünkü, uygulanan U/S süresi ve gücü arttıkça intraoküler ısı ve türbüle akış artar; bu da ECD kaybını artıran en önemli faktörlerden biridir.

Cerrahi teknik ve cerrahın tecrübesi, kullanılan teknik (divide-and-conquer, phaco-chop, stop-and-chop vb.) ve sert nükleuslu kataraktlarda fazla manevra yapılması,

ön kamara stabilitesini bozarak endotel hücrelerini ek riske maruz bırakabilmektedir (139). Literatürde asistanların öğrenmesi için en uygun teknik divide-and-conquer olarak geçmekte; fakat bu vaka zamanını, uygulanan manevra sayısı ile total U/S enerjisini ve CDE'yi artırabilmektedir (139). Çalışmamızda asistanlar ve öğretim üyeleri bu tekniği standardize bir şekilde kullandılar, olguların cerrahisini gerçekleştiren gruba göre spekülerdeki endotelin kantitatif özelliklerinin değişim analizi yapıldığında; daha az deneyimli asistan grubunda ECD değişimindeki ortalama hücre kaybı; (-)361,38 ± 264,18 hücre/mm^2, kıdemli asistan grubunda (-)299,89 ± 199,90 hücre/mm^2, öğretim üyesi grubunda ise (-)320,59 ± 226,58 hücre/mm^2 olarak hesaplandı; fakat üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($F=0,567$, $p>0,05$). Bunun nedeni daha az deneyimli asistan grubunda birkaç ay alıştıktan sonra vakalarının alınması ve deneyimli öğretim üyeleri ile kıdemli asistanlar eşliğinde yapmaları ile hem kıdemli asistanların hem de öğretim üyelerinin tüm intraoperatif basamakları dikkatli bir şekilde yerine getirmesi, aspire edilen sıvı miktarına dikkat edilerek şişe yüksekliği ayarlanması, aynı parçalama ve U/S modların kullanılması, preoperatif risk analizlerin doğru yapılması, tüm hastaların postoperatif takiplerinin de düzenli ve özenli bir şekilde yapılması gösterilebilir.

CDE ve CDE'yi etkilen U/S enerji modlarının ECD kaybındaki etkileri son derece önemlidir. Bunun için, bazı modern cihazlar eski geleneksel longitudinal enerjiden ziyade torsiyonel U/S enerjisi veya düşük enerjili fako modları ile total U/S enerjisini düşürerek, CDE'yi azaltarak endotel hücrelerini korumayı hedeflemektedir (4-11, 116,124, 138). Bazı çalışmalarda, Centurion® kullanan olgularda postoperatif saydamlığının ve görsel rehabilitasyonun daha iyi olduğu rapor edilmiştir. Bu iyileşmenin temelinde, enerji kullanımındaki azalma ve ön kamaradaki istikrarlı basınç kontrolü bulunmaktadır (118,119).

Centurion® fakoemülsifikasyon cihazı, Active Fluidics™, OZil® torsiyonel U/S elciği ve enerji optimizasyonu gibi yenilikçi teknolojileri bir arada sunmaktadır (117-119). Literatürdeki çalışmalar, bu teknolojilerin cerrahi stabiliteyi artırdığı, enerji kullanımını azalttığı ve postoperatif sonuçları iyileştirdiği yönünde bulgular içermektedir. Ayrıca cihazın akıllı modülasyon teknolojisi, hedeflenen lens parçalanmasını daha etkin hale getirir. Böylece geleneksel fako cihazlarına kıyasla hedefe yönelik,

torsiyonel U/S enerjisi uygulanarak toplam CDE düşürülebilmektedir (9,118,123). Fako enerjisi, ihtiyaç duyulan lens sertliğine göre optimal biçimde modüle edilir. Bu da uzun süreli sürekli U/S yerine kısa ve etkili mikropulselar ile lense yaklaşarak endotel üstündeki ısıl ve mekanik yükü azaltır, CDE azalır (9,124). Literatürde Centurion® sistemiyle, benzer katarakt sertliğine sahip hasta gruplarında önceki nesil fako cihazlarına kıyasla daha düşük ortalama U/S ile kullanıldığında ve aktif sıvı yönetim sistemiyle hedeflenen GİB korunduğunda, geleneksel fako cihazlarına göre anlamlı derecede düşük CDE'ye neden olduğu tespit edilmiştir (118-120). Özellikle OZil torsiyonel ve mikropulse özelliği entegre edilen sistemlerde, U/S gücün lens parçalama ve oklüze etme veriminin arttığı, bu sayede endotel hücrelerinin maruz kaldığı ısıl ve mekanik stresin azaldığı bildirilmektedir (116,118,123,124). Dasgupta S.ve ark. (7) ile Leon P.ve ark. (9) yaptığı çalışmalarda, LOCS III'e göre NS derecesi 2-4 arasındaki senil kataraktlarda torsiyonel U/S enerjisinin, longitudinal U/S enerjisine göre daha düşük ortalama 'Total U/S süresi' ve 'Total CDE' ile daha verimli olduğunu göstermişlerdir. Wang ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada da, torsiyonel U/S kullanan fakoemülsifikasyon prosedürlerinin, orta derecede NS ekstraksiyonu için etkili olduğu ve karşılaştırılabilir düzeyde daha az ECD kaybı olduğu bulunmuştur (12). Tavşan gözlerinde yapılan iki çalışmada ise torsiyonel U/S enerjisinin, klasik longitudinal U/S enerjisine göre önemli ölçüde daha az kornea endotel hücre hasarına neden olduğunu göstermektedir (13, 140).

Çalışmamızdaki sonuçlar, literatürdeki bu torsiyonel ve longitudinal U/S'nin CDE'yi etkisi ve ECD kaybını etkilemeleri ile uyuşmaktadır. 'Total Torsiyonel Amplitüd on Time' değişkeni çalışmamızda postoperatif ECD değişiminde negatif etkiliydi (β=-0,192; t=-3,412; p=0,001). Hem 'ATA/ALA' oranı hem de 'ALA/ATA' oranının postoperatif ECD değişimini etkilediği gösterilmiştir ($p<0,05$). Ayrıca 'ATA/ALA' oranının ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede de istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip olduğu tespit edildi ($p<0,05$). Ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlı olup, %21-30 oranında olan ECD kaybı için önerilen eşik değeri %17,30 idi. 'ATA' ve 'ALA' değişkenleri ayrı ayrı incelendiğinde, ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etme güçlerinin istatistiksel olarak anlamlı oldukları saptandı ($p<0,05$). AUC değerlerine göre düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısalar da anlamlı kabul edildi ve

%11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değerleri sırasıyla %16,60 ve %1,45 idi. ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etmede de istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip oldukları tespit edildi ($p<0,05$). AUC değerlerine göre ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlı olup, %21-30 oranında olan ECD kaybı için önerilen eşik değerleri sırasıyla %22,05 ve %2,10 idi. Bu bulgulara göre bu oranları aşan ATA ve ALA değerlerinde ECD kaybı oranı %30'u geçmekteydi. Bu enerji modülasyonlarında literatürde eşik değer veren başka bir çalışma bulunmamaktadır. Sadece ALA ile yapılan vakalarımız olmadığı için ikisi arasında tam bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Enerji modlarının yanı sıra aktif akış sistemlerinin eski yer çekimi etkili olanlara göre, zorluk derecesi yüksek kataraktlarda avantaj sağladığı konusunda genel bir fikir birliği mevcuttur (117,118). Ayrıca, cerrahi sırasında kullanılan irrigasyon-aspirasyon akış hızının yüksek olması, kornea endoteline çarpan sıvı ve lens fragmanlarının sayısını ve hızını artırır (126). Active Fluidics™, Centurion®'da sıvı akışını ve basınç değişikliklerini anlık olarak düzenleyerek, yenilikçi bir sıvı yönetimi sistemiyle GİB stabilitesini görece olarak daha iyi koruyarak, fako sırasında gereksiz enerji kullanımını azaltmaya yardımcı olur, düşük CDE görülür (120,121). Yüksek vakum ve düşük sıvı akışıyla çalışmanın mümkün olması; cerrahi sırasında ön kamaraya aşırı türbülans girmemesini sağlar, bu da ECD kaybını azaltabilir. Literatürde Centurion® ve benzeri gelişmiş fako cihazlarının kıyaslandığı çalışmalarda, aktif akış kontrolü sayesinde endotel hücre hasarının azaldığı gösterilmiştir (120,121). Centurion®'un bu sistemi ile yaptığımız operasyonlarımızda ön kamara dengesi, GİB dalgalanması gibi faktörlere dikkat edilerek olabildiğince az şişe yüksekliğinde çalışılmaya dikkat edildi. Bu doğrultuda CDE parametrelerinden 'Total Estimated Fluid Asipration' değişkeni incelendiğinde, NS evresi arttıkça daha çok kullanılarak ($p<0,05$), CDE değişiminin %7,3'ünün 'Total Estimated Fluid Aspiration' tarafından açıklanabildiği saptandı. 'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeninin postoperatif ECD değişiminde anlamlı ve negatif yönde bir etkileyici olduğu gösterildi (β=-0,163; t=-2,890; p=0,004; R^2=0,027). Vakalarda kullanılan 'Total Estimated Fluid Aspirated' 23 ile 270 cc arasında değişmekte olup medyanı 71 cc ve ortalama değeri 77,37 ± 34,43 cc idi. Aynı zamanda ECD kayıp yüzdelerine göre gruplandırmada <%10 ECD kaybı olan grupta ortalama 75,39 ± 32,41 cc, %11-20 ECD kaybı olan

grupta 73,91 ± 31,88 cc, %21-30 ECD kaybı olan grupta 78,24 ± 34,5 cc, %31-40 ECD kaybı olan grupta 88,64 ± 33,34 cc ve %41-59 ECD kaybı olan grupta 123,33 ± 74,63 cc olarak belirlenmiştir ($F=3,868$, $p<0,05$). Bu bulgu, aspire edilen sıvı miktarı arttıkça, ECD kaybının da arttığını göstermektedir. Bu yüzden cerrah ön kamara stabilliğinin sağlanabildiği en düşük şişe yüksekliğinde çalışırsa endotel koruyucu literatürle uyumlu bir yaklaşım elde edilebilir (120,121,126). 'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeninin ECD kaybı %20'nin altında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahip olduğu da tespit edildi ($p<0,05$). AUC değeri 0,579 ve ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir olup, ECD kaybının %11-20 oranında kalması için önerilen eşik değerinin 72,50 cc olduğu saptandı. Bu eşik değere göre sıvı miktarı 72,50 cc'nin altında olan hastalar %57 duyarlılık ve %57 özgüllük ile doğru sınıflandırılabilmektedir. ECD kaybı %21-30 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir ($p<0,05$). AUC değeri 0,647 ve ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir olup, ECD kaybının %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değeri 76,50 cc'dir. Bu eşik değere göre sıvı miktarı 76,50 cc'nin altında olan hastalar %58 duyarlılık ve %60 özgüllük ile doğru sınıflandırılabilmektedir. Saptadığımız bu veriler, düşük sıvı akışıyla çalışmanın mümkün olmasıyla cerrahi sırasında ön kamaraya aşırı türbülans girmemesini sağlayıp, endotel hücre kaybını azaltılabileceğini göstermektedir, eşik değerler ile literatüre katkı sağlayacaktır.

Çalışmanın kısıtlılıklarına bakıldığında retrospektif oluşu, geniş hasta popülasyonunun verilerinin kaydedilmesi ve toplanmasındaki zorluklar sayılabilir. Ayrıca operasyon bittiğinde cihazda hala operasyon süresinin devam ediyor oluşu ile total operasyon zamanı ve enerji modülasyon zamanlarında istatiksel olarak ayırt edici bir güç saptanamadı. Geniş hasta popülasyonunda komorbiditeler açısından eşitlik sağlanamadı. Sadece longitudinal U/S enerji ile yapılan operasyonlar olmadığı için torsiyonel ve longitudinal enerjilerin CDE üzerinde ve ECD kaybı üzerindeki etkileri net değerlendirilemedi.

Sonuç olarak, tüm bu literatür ve yaptığımız çalışmadaki bulgularımız, kornea endotel hücre hasarını korumak için risk analizi yapılarak önlemlerin alınması için kıymetlidir. En önemli adımlardan biri, ameliyat öncesi speküler mikroskopi ile hüc-

re yoğunluğunu değerlendirmektir ve bu cerrahi planlamada yönlendirici olmaktadır. Korneal endotel bütünlüğünün korunması, yalnızca görsel sonuçlar açısından değil, aynı zamanda uzun vadeli kornea saydamlığının sürdürülebilirliği açısından da kritik önemdedir. Preoperatif ECD düşük veya hastada kantitatif ve morfolojik analizlerde problem varsa (Fuchs distrofisi gibi) daha nazik ve düşük enerjili tekniklerle cerrahinin yapılması gerekecektir. Tüm vakalarda mümkün olan en düşük U/S gücü ve süresinin tercih edilmesi, sürekli U/S yerine kısa süreli mikropulselara bölen sistemler, operasyon boyunca ısıl birikimi sınırlayarak endoteli koruyacaktır. Nükleus sertliğine göre daha az CDE artması ve ECD azalmasına neden olacak torsiyonel enerji modları ve nükleus bölme teknikleri kullanılmalıdır (90,126). OZil torsional U/S, lens parçalarının daha verimli tutulmasını sağlar; böylece daha az total U/S enerjisi, CDE kullanımı mümkün olabilir. Enerji kullanımının azalması, kornea endotel hücreleri üzerinde daha az stres yaratır, dolayısıyla postoperatif kornea saydamlığının devamı ve görsel sonuçları olumlu etkiler. OZil torsiyonel U/S enerji, longitudinal fakoya göre daha az endotelyal enerji transferi ve daha kısa U/S süresi ve daha az CDE ile çalışır (4-11, 115,116). Dispersif-kohezif viskoelastik kombinasyonu ile soft-shell tekniği yine endotel korumasını artırabilir (137). Sık sık viskoelastik replasmanı yaparak, cerrahinin uzun sürmesi halinde endotel korumasının devamlılığı sağlanmalıdır. Ek olarak, endotel sağlığı için ön kamara dengesini sağlayacak, basınç dalgalanmalarından koruyacak en düşük aspirasyon hızı ve sıvı akışıyla çalışılması, aspire edilen sıvının az olması önemlidir.

Özetle, vakalarımızı yaptığımız Centurion®'un yenilikçi aktif sıvı yönetimi ve akıllı U/S enerji modülasyonu, OZil torsiyonel fako elcikli teknolojisi CDE değerlerini anlamlı düzeyde düşürerek cerrahi sonrasında korneal endotel hücre korunmasına katkı sağlar. Düşük CDE, daha az ısıl ve mekanik stres yaratması sayesinde postoperatif korneal komplikasyon risklerini azaltır ve görsel rehabilitasyonu hızlandırabilir (118,119). Cerrahın tecrübesi, doğru viskoelastik materyalin kullanımı, uygun nükleus parçalama tekniği ve göz anatomisine göre doğru parametrelerin ayarlanması da endotel hücre bütünlüğünün korunmasında en az cihaz teknolojisi kadar önemlidir (137). Bir diğer önemli nokta ise ön kamara stabilliğinin sağlanabilmesidir. Yüksek vakum gerektiren manevralarda aktif veya optimize edilmiş sıvı yönetimiyle, ön kamara derinliğinin korunması, sadece U/S enerjisini değil, aspirasyon-irrigasyon ba-

sınç dalgalanmalarını da en aza indirerek endotel için daha güvenli bir ortam yaratacaktır (120,121,126). CDE, Total U/S süresi, Total Estimated Fluid Aspiration ve torsiyonel U/S (ATA) arttıkça, ECD kaybının arttığı; eklenecek longitudinal U/S (ALA) ile bu kaybın arttığını gösteren çalışmamız literatürdeki çalışmaları desteklemekte ve endotel koruyucu önlemlere katkıda bulunması hedeflenmektedir.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

-EİDGK, preoperatif dönemde ortalama 0,67 ± 0,49 logMAR'dan, postoperatif dönemde 0,13 ± 0,23 logMAR'a düşerek görme keskinliğinde anlamlı bir artış saptandı ve bu bulgu görsel iyileşmenin cerrahi sonrası bariz biçimde gerçekleştiğini desteklemektedir.

- Astigmatizma değeri, cerrahi öncesi dönemde 1,23 ± 1,52 D, cerrahi sonrası ise 1,11 ± 1,22 D olarak belirlenmiş olup cerrahi ile astigmatizmada azalma olduğu belirlendi.

- Endotelin speküler mikroskopi incelemesindeki kantitatif verilerin değişiminin analizi incelendiğinde;

ECD, preoperatif ortalama değer 2038,58 ± 287,54 hücre/mm² iken, postoperatif dönemde 1722,53 ± 305,21 hücre/mm² olarak belirlendi. ECD'de azalma istatistiksel olarak anlamlıydı (t=25,148, p<0,001). Bu bulgu, cerrahinin ECD'yi azalttığını ve anlamlı hücre kaybı oluştuğunu göstermektedir.

CV, preoperatif dönemde %35,95 ± 9,44'ten, postoperatif dönemde %41,91 ± 17,10'a artışı istatistiksel olarak anlamlıydı (t=-5,746, p<0,001). CV artışı >%30 olması hücre boyutlarında düzensizlik ve endotel morfolojisinde bozulma olduğunu, artan polimegatizmi göstermektedir.

HEX, preoperatif dönemde %43,18 ± 9,43'ten, postoperatif dönemde %38,93 ± 10,75'e düşüşü istatistiksel olarak anlamlıydı (t=5,210, p<0,001) ve HEX oranındaki azalma, endotel hücrelerinin yapısal bütünlüğünün bozulduğuna, pleomorfizmin arttığına işaret etmektedir.

PACH, preoperatif dönemde 558,07±43,60 µm iken, postoperatif dönemde 560,56 ± 57,88 µm olarak hesaplandı. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (t=-0,862, p>0,05). Fakat, Pentacam korneal topografisindeki SKK, cerrahi öncesi 534,62 ± 52,82 µm iken, cerrahi sonrası 539,58 ± 53,29 µm olarak hesaplanmıştır. Bu artış istatistiksel olarak anlamlıdır (t=-3,513, p<0,001).

AVE, cerrahi öncesinde 505,05 ± 88,51 µm² iken, cerrahi sonrasında 613,56 ± 141,70 µm² olarak bulundu, bu artış istatistiksel olarak anlamlıydı (t=-16,007,

p<0,001). Endotel hücrelerinin ortalama boyutunun artması, hücre kaybını telafi etmek için genişleyen sağ kalan hücreleri göstermektedir.

MAX, cerrahi öncesinde 1090,55 ± 454,50 µm², sonrasında ise 1466,22 ± 867,45 µm²'dir ve anlamlı artış göstermişti (t=-7,518, p<0,001).

MIN ise cerrahi öncesi 194,72 ± 46,71 µm² iken, cerrahi sonrası 209,05 ± 62,33 µm² olarak ölçüldü ve bu artış istatistiksel olarak anlamlıydı (t=-3,528, p<0,001).

Hücre alanı SD'si, preoperatif 182,91 ± 71,55 µm², postoperatif 266,82 ± 162,46 µm² olarak bulundu. Bu artış da istatistiksel olarak anlamlıydı (t=-9,546, p<0,001) ve bu artış hücre boyutlarındaki heterojenliğin arttığını göstermektedir.

- NS derecesinin '*Total Estimated Fluid Aspiration'* değişkeni üzerinde pozitif etkisi bulunmaktaydı (beta=0,290 p<0,05). NS evrelerine göre CDE değişiminin %7,3'ünün 'Total Estimated Fluid Aspiration' değişkeni ile açıklanabileceği saptandı.

- Yaşın '*Total CDE, Total Torsiyonel Amplitüd on Time ve ALA*' değişkenlerine negatif etkisi bulunmaktayken (beta=-0,345; beta=-0,548; beta=-0353 p<0,05), *'Total U/S Time ve Equivalent Average U/S Power'* değişkenlerine pozitif etkisi bulunmaktaydı (beta=0,856, beta=0,465 p<0,05). Yaşa göre CDE değişiminin %16,3'ünün etkili olan bu değişkenler tarafından açıklanabileceği belirlendi.

- *'Total U/S time'* ve *'Total Estimated Fluid Aspirated*' değişkenlerinin postoperatif ECD'ye negatif etkisi bulunmaktayken (beta=-0,596, beta=-0,253 p<0,05), total CDE değişkeninin pozitif etkisi bulunmaktaydı (beta=0,360 p<0,05). Postoperatif spekülerdeki ECD değişimin %8,7'si bu değişkenler tarafından açıklanabilmektedir.

- *'Total CDE, Total U/S time, Total Estimated Fluid Aspirated* ve *Total Torsional Amplitüde on Time'* değişkenleri ECD üzerinde anlamlı ve negatif yönde bir etki göstermişlerdir (p<0,001; hepsi için). Bu dört değişkenin ortak özelliğinin, cerrahi sırasında artan enerji ve süreye bağlı olarak ECD kaybını artırmaları olduğu belirlendi. Bu bulgular, cerrahi sırasında torsiyonel ve toplam U/S enerjisinin ve süresinin dikkatle izlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

- ECD kaybının yüzdesel olarak gruplara ayrılarak incelenmesinde <%10 oranında kayıp olan grupta 107 göz (%34,90) ve %11-20 oranında kayıp olan grupta 114 göz (%37,10), %21-30 oranında kayıp olan grupta 55 göz (%17,90), %31-40 oranında kayıp olan grupta 25 göz (%8,19) ve %41-59 kayıp olan grupta 6 göz (%2) olduğu saptandı, <%30 kayıp oranı toplam olguların %89,90'ını oluşturmakta idi.

- *'Total Estimated Fluid Aspirated'* değişkeni, 23 ile 270 cc arasında değişmekte olup medyanı 71 cc, ortalama değeri ise 77,37 ± 34,43 cc olarak bulundu. Aynı zamanda ECD kayıp yüzdelerine göre gruplandırmada <%10 grubunda ortalama 75,39 ± 32,41 cc, %11-20 oranında kayıp olan grupta 73,91 ± 31,88 cc, %21-30 oranında kayıp olan grupta 78,24±34,5 cc, %31-40 oranında kayıp olan grupta 88,64 ± 33,34 cc ve %41-59 oranında kayıp olan grupta 123,33 ± 74,63 cc olarak belirlendi. Gruplar arasında bu değişken açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardı (F=3,868, p<0,05). Bu bulgu, aspire edilen sıvı miktarının ECD kaybı ile birlikte anlamlı şekilde arttığını göstermektedir. Bu yüzden cerrah ön kamara stabilliğinin sağlanabildiği en düşük şişe yüksekliğinde ve aspirasyon hızında çalışırsa endotel koruyucu bir yaklaşım elde edilebilir.

'Total Estimated Fluid Aspirated' değişkeni ECD kaybı %11-20 oranında olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti (p<0,05). AUC değeri 0,579 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir. ECD kaybının %11-20 oranında kalması için önerilen eşik değeri 72,50 cc'dir. Bu eşik değere göre sıvı miktarı 72,50 cc'nin altında olan hastalar %57 duyarlılık ve %57 özgüllük ile doğru sınıflandırılabilmektedir. ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri de ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti (p=0,007). AUC değeri 0,647 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde olsa da anlamlı kabul edilir. ECD kaybının %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değerinin 76,50 cc olduğu ve bu eşik değere göre sıvı miktarı 76,50 cc'nin altında olan hastaların %58 duyarlılık ve %60 özgüllük ile doğru sınıflandırılabileceği belirlendi.

-%11-20 oranında ECD kaybı olan grupta, '*Total CDE'* bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti (p<0,001). AUC değeri 0,634 olup, düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısa da anlamlı kabul edildi. %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri 8,61 birim idi. Bu eşik değere göre CDE değeri 8,61 birimin altında olan hastalar %60 duyarlılık ve %61 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir. '*Total CDE'* değişkeni, ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri de ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti (p<0,001). AUC değeri 0,717 olup, kabul edilebilir düzeyde bir ayırt edicilik göstermektedir. ECD kaybının %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değeri 9,90 birim olduğu ve bu eşik değere göre CDE değeri 9,90 birimin altında olan hastaların %68 duyarlılık ve %67 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabileceği saptandı.

- '*ATA'* değişkeni için ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). AUC değeri 0,524 olup, düşük düzeyde bir ayırt edicilik gücü taşısa da anlamlı kabul edilir. %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri %16,60'tır. Bu eşik değere göre ATA değeri %16,60'ın altında olan hastalar %59 duyarlılık ve %58 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir. ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri de ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahipti (p<0,05). AUC değeri 0,608 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlıydı. %21-30 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değerinin %22,05 olduğu ve bu eşik değere göre torsiyonel amplitüdü %22,05'in altında olan hastaların %58 duyarlılık ve %54 özgüllük ile sınıflandırılabileceği gösterildi. Bu değeri aşan operasyonlarda ECD'de %30'dan fazla kayıp ihtimalinin arttığı tespit edildi.

- '*ALA'* değişkeni için de ECD kaybı %11-20 olan bireyleri ayırt etmede istatistiksel olarak anlamlı bir ayırt edici güce sahiptir (p<0,05). AUC değeri 0,578 olup, bu değişkenin %11-20 oranında ECD kaybı için önerilen eşik değeri %1,45'tir. Bu eşik değere göre ALA değeri %1,45'in altında olan hastalar %68 duyarlılık ve %66 özgüllük ile sınıflandırılabilmektedir. Ayrıca, ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı güce sahiptir (p<0,05). AUC değeri 0,682 olup, kabul edilebilir düzeyde bir ayırt edicilik göstermektedir. ECD kaybının

kaybı %21-30 oranında kalması için önerilen eşik değeri %2,10 birimdir. Bu eşik değere göre ALA değeri, %2,10'un altında olan hastalar %78 duyarlılık ve %76 özgüllük ile doğru şekilde sınıflandırılabilmektedir.

- '*ATA / ALA'* ve '*ALA / ATA'* oranlarının ECD değişiminde etkili olduğu bulundu ($p<0,05$).

- *'ATA / ALA'* değişkeni için ECD kaybı %21-30 oranında olan bireyleri ayırt etme gücü istatistiksel olarak anlamlı güce sahipti ($p<0,05$). AUC değeri 0,533 olup, ayırt edicilik gücü düşük düzeyde kabul edilse de istatistiksel olarak anlamlıdır. ECD kaybının kaybı %21-30 oranında kalması için önerilen kesme değeri %17,30 birimdir.

-Sonuçlarla 'Total CDE', 'Total U/S süresi' arttıkça yani vaka uzadıkça, 'Total Estimated Fluid Aspirate'd arttıkça ECD kaybının arttığı bulunmuştur. Ayrıca 'ATA' ve 'ALA' değişkenleri ve oranlarının da ECD kaybında önemli paya sahip oldukları gösterildi.

-Vakada katarakt sertliğine uygun bölme tekniği ve enerji modülasyonu kullanılması, soft-shell yöntemini standart haline getirmek, olabildiğince total vaka süresini kısa tutmaya çalışmak, şişe yüksekliğini ve aspire edilen sıvı miktarını dengeyi gözeterek minimum seviyede tutmaya çalışmak, preoperatif endotel özelliklerini iyi bilmek, hastanın eşlik eden oküler özellikleriyle riskleri belirlemek ve intraoperatif tüm bu parametrelere dikkat etmek endotel sağlığı korunmasında önemli adımlar olacaktır.

7. KAYNAKLAR

1. Wang W, Yan W, Fotis K, et al. Cataract surgical rate and socioeconomics: A Global Study. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2016 Nov 1;57(14):5872-5881.

2. Takahashi H. Corneal endothelium and phacoemulsification. Cornea. 2016 Nov;35 Suppl 1: S3-S7.

3. Kunzmann BC, Wenzel DA, Bartz-Schmidt KU, et al. Effects of ultrasound energy on the porcine corneal endothelium- Establishment of a phacoemulsification damage model. Acta Ophthalmol. 2020 Mar;98(2): e155-e160.

4. Rękas M, Montés-Micó R, Krix-Jachym K, et al. Comparison of torsional and longitudinal modes using phacoemulsification parameters. J Cataract Refract Surg. 2009 Oct; 35(10): 1719-1724.

5. Vasavada AR, Raj SM, Patel U, et al. Comparison of torsional and microburst longitudinal phacoemulsification: a prospective, randomized, masked clinical trial. Ophthalmic Surg Lasers Imaging. 2010 Jan-Feb;41(1):109-114.

6. Kim DH, Wee WR, Lee JH, et al. The comparison between torsional and conventional mode phacoemulsification in moderate and hard cataracts. Korean J Ophthalmol. 2010 Dec;24(6):336-407.

7. Dasgupta S, Mehra R. Comparative studies between longitudinal and torsional modes in phacoemulsification, using active fluidics technology along with the intrepid balanced tip. Indian J Ophthalmol. 2018 Oct;66(10):1417-1422.

8. Reuschel A, Bogatsch H, Barth T, et al. Comparison of endothelial changes and power settings between torsional and longitudinal phacoemulsification. J Cataract Refract Surg. 2010 Nov;36(11):1855-1861.

9. Leon P, Umari I, Mangogna A, et al. An evaluation of intraoperative and postoperative outcomes of torsional mode versus longitudinal ultrasound mode phacoemulsification: a Meta-analysis. Int J Ophthalmol. 2016 Jun 18;9(6):890-897.

10. Módis LJ, Szalai E, Flaskó Z, et al. Corneal endothelial morphology and function after torsional and longitudinal ultrasound mode phacoemulsification. Rom J Ophthalmol. 2016 Apr-Jun;60(2):109-115.

11. Kim EC, Byun YS, Kim MS. Microincision versus small-incision coaxial cataract surgery using different power modes for hard nuclear cataract. J Cataract Refract Surg. 2011 Oct; 37(10):1799-1805.

12. Wang Y, Xia Y, Liu X, et al. Comparison of bimanual and micro-coaxial phacoemulsification with torsional ultrasound. Acta Ophthalmol. 2012 Mar;90(2):184-187.

13 Ungricht EL, Culp C, Qu P, et al. Effect of longitudinal and torsional ultrasound on corneal endothelial cells: experimental study in rabbit eyes. J Cataract Refract Surg. 2022 Mar 1;48(3):349-354.

14 Sridhar MS. Anatomy of cornea and ocular surface. Indian J Ophthalmol. 2018 Feb;66(2):190-194.

15. DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. J Cataract Refract Surg. 2011 Mar;37(3):588-598.

16. Asena L. Kornea. Kanski, Akova YA (Editör). Klinik Oftalmoloji Sistematik Yaklaşım, 7. Baskı, Volume:1. Güneş Tıp Kitapevleri, 2013.

17. Akova YA, Yaycıoğlu RA. Kornea Hastalıklarına Giriş, Kornea İltihapları, Diğer Keratitler. Dwyer PA, Akova YA (Editörler). Temel Göz Hastalıkları. 3.Baskı. Ankara: Güneş Kitapevi, 2015.

18. Farjo AA, Soong HK. Kornea Anatomi, Fizyoloji ve Yara İyileşmesi. Yanoff M, Duker JS (Editörler.). Saatci, Ali Osman T (Çeviri editörü). Oftalmoloji. Türkçe 1. baskı. İstanbul, Güneş Tıp Kitabevi, 2022, s.155-160.

19. Nishida T, Saiko S, Morishige N. Kornea ve sklera: Anatomi ve fizyoloji. Mannis MJ, Holland EJ, editörler. Kornea. 4. baskı. Mosby: Elsevier Health Sciences; 2017, s.1-22.

20. Dua HS, Faraj LA, Said DG, et al. Human corneal anatomy redefined: a novel pre-Descemet's layer (Dua's layer). Ophthalmology. 2013 Sep;120(9):1778-1785.

21. Eghrari AO, Riazuddin SA, Gottsch JD. Overview of the Cornea: Structure, Function, and Development. Prog Mol Biol Transl Sci. 2015 Jun; 134:7-23.

22. Johns KJ, Feder RS, Hamil MB, et al. Examination techniques for the external eye and cornea. The foundation of American Academy of Ophthalmology. Basic and clinical science course. Section 8, External Disease and Cornea. San Francisco: The foundation of AAO 2007; 2:15-51.

23. Thoft RA, Friend J. The X, Y, Z hypothesis of corneal epithelial maintenance. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1983 Oct; 24(10):1442-1443.

24. Lavker RM, Kaplan N, Wang J, Peng H. Corneal epithelial biology: Lessons stemming from old to new. Exp Eye Res. 2020 Sep;198:108094.
25. Ljubimov AV, Saghizadeh M. Progress in corneal wound healing. Prog Retin Eye Res. 2015 Nov; 49:17-45.
26. Torricelli AA, Singh V, Agrawal V, et al. Transmission electron microscopy analysis of epithelial basement membrane repair in rabbit corneas with haze. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013 Jun 10;54(6):4026-4033.
27. Fujikawa LS, Foster CS, Gipson IK, et al. Basement membrane components in healing rabbit corneal epithelial wounds: immunofluorescence and ultrastructural studies. J Cell Biol. 1984 Jan;98(1):128-138.
28. Torricelli AA, Singh V, Santhiago MR, et al. The corneal epithelial basement membrane: structure, function, and disease. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013 Sep 27;54(9):6390-6400.
29. Singh V, Agrawal V, Santhiago MR, et al. Stromal fibroblast-bone marrow-derived cell interactions: implications for myofibroblast development in the cornea. Exp Eye Res. 2012 May;98(1):1-8.
30. Jacobsen IE, Jensen OA, Prause JU. Structure and composition of Bowman's membrane. Study by frozen resin cracking. Acta Ophthalmol (Copenh). 1984 Feb;62(1):39-53.
31. Komai Y, Ushiki T. The three-dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1991 Jul; 32(8):2244-2258.
32. Wilson SE. Bowman's layer in the cornea- structure and function and regeneration. Exp Eye Res. 2020 Jun; 195:108033.
33. Sirolova Z, Polachova M, Baxant AD, et al. A review of Bowman's layer structure, function, and transplantation. Cell Tissue Bank. 2024 Dec;25(4):897-908.
34. Alió Del Barrio JL, Arnalich-Montiel F, De Miguel MP, et al. Corneal stroma regeneration: Preclinical studies. Exp Eye Res. 2021 Jan; 202:108314.
35. Maurice DM. The structure and transparency of the cornea. J Physiol. 1957 Apr 30;136(2):263-286.
36. Meek KM, Boote C. The organization of collagen in the corneal stroma. Exp Eye Res. 2004 Mar;78(3):503-512.

37. Hassell JR, Birk DE. The molecular basis of corneal transparency. Exp Eye Res. 2010 Sep;91(3):326-335.
38. De Oliveira RC, Wilson SE. Descemet's membrane development, structure, function and regeneration. Exp Eye Res. 2020 Aug; 197:108090.
39. Hayashi S, Osawa T, Tohyama K. Comparative observations on corneas, with special reference to Bowman's layer and Descemet's membrane in mammals and amphibians. J Morphol. 2002 Dec;254(3):247-258.
40. Dua HS, Freitas R, Mohammed I, et al. The pre-Descemet's layer (Dua's layer, also known as the Dua-Fine layer and the pre-posterior limiting lamina layer): Discovery, characterisation, clinical and surgical applications, and the controversy. Prog Retin Eye Res. 2023 Nov; 97:101161.
41. Dua HS, Faraj LA, Branch MJ, et al. The collagen matrix of the human trabecular meshwork is an extension of the novel pre-Descemet's layer (Dua's layer). Br J Ophthalmol. 2014 May; 98(5):691-697.
42. Bonanno JA. Molecular mechanisms underlying the corneal endothelial pump. Exp Eye Res. 2012 Feb;95(1):2-7.
43. Rio-Cristobal A, Martin R. Corneal assessment technologies: current status. Surv Ophthalmol. 2014 Nov-Dec;59(6):599-614.
44. Bourne WM, Nelson LR, Hodge DO. Central corneal endothelial cell changes over a ten-year period. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1997 Mar;38(3):779-782.
45. Jeang LJ, Margo CE, Espana EM. Diseases of the corneal endothelium. Exp Eye Res. 2021 Apr; 205:108495.
46. Meek KM, Knupp C. Corneal structure and transparency. Prog Retin Eye Res. 2015 Nov; 49:1-16.
47. Meek KM, Knupp C, Lewis PN, et al. Structural control of corneal transparency, refractive power and dynamics. Eye (Lond). 2025 Mar;39(4):644-650.
48. Bertolin M, Lamon M, Franco E, et al. Culture of corneal endothelial cells obtained by descemetorhexis of corneas with Fuchs endothelial corneal dystrophy. Exp Eye Res. 2021 Oct; 211:108748.
49. Pepose JS, Ubels JL: Cornea and Sclera. Adler’s Physiology of the Eye. 10th ed. St. Louis Mosby 2003; 59-92.

50. Holladay JT, Bishop JE, Prager TC. Quantitative endothelial biomicroscopy. Ophthalmic Surg. 1983 Jan;14(1):33-40.
51. Mishima S. Clinical investigations on the corneal endothelium. Ophthalmology. 1982 Jun;89(6):525-530.
52. Utine, Canan A. Speküler mikroskopi ve konfokal mikroskopi-Çalışma mekanizmaları ve oftalmolojideki uygulamaları: Derleme, Türkiye Klinikleri J Ophthalmol. 2011Feb; 20(2):89-98.
53. Sugar A. Clinical specular microscopy. Surv Ophthalmol. 1979 Jul-Aug;24(1):21-32.
54. Vogt A. The visibility of the living endotheis cornea. A cheating on the methodology of slit lamp microscopy. Graefe's Arch Ophthalmol. 1920;101(2-3): 123-144.
55. Maurice DM. Cellular membrane activity in the corneal endothelium of the intact eye. Experientia. 1968 Nov 15;24(11):1094-1095.
56. Laing RA, Sandstrom MM, Leibowitz HM. In vivo photomicrography of the corneal endothelium. Arch Ophthalmol. 1975 Feb;93(2):143-145.
57. Bourne WM, Kaufman HE. Specular microscopy of human corneal endothelium in vivo. Am J Ophthalmol. 1976 Mar;81(3):319-323.
58. Phillips C, Laing R, Yee Richard: Specular microscopy. Krachmer JH, Mannis MJ, Holand EJ (Editors.). Cornea Volume 1, 2nd ed. Philadelphia Elsevier Inc. 2005; s.261-281.
59. Chaurasia S, Vanathi M. Specular microscopy in clinical practice. Indian J Ophthalmol. 2021 Mar;69(3):517-524.
60. Kaur K, Gurnani B. Specular Microscopy. 2024 Apr 21. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan–.
61. Laing RA, Sandstrom MM, Leibowitz HM. Clinical specular microscopy. I. Optical principles. Arch Ophthalmol. 1979 Sep;97(9):1714-1719.
62. Benetz BA, Yee R, Bidros M, et al. Specular microscopy. In: Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ (Editors). Cornea-Fundamentals, Diagnosis and Management. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2011. p.177-203.
63. Yee RW, Matsuda M, Schultz RO, Edelhauser HF. Changes in the normal corneal endothelial cellular pattern as a function of age. Curr Eye Res. 1985 Jun;4(6):671-678.

64. Benetz BA, Lass JH. Specular microscopy. Cornea. 2018 Jun;37 Suppl 1:S7-S8.
65. Shin, Y. J., Han, S. B., Hyon, J. Y. Advances in corneal imaging devices for endothelial cell analysis. Clinic Ophthalmol, 2021 Jul; 15: 2685-2694.
66. Ong Tone S, Jurkunas U. Imaging the Corneal Endothelium in Fuchs Corneal Endothelial Dystrophy. Semin Ophthalmol. 2019;34(4):340-346.
67. Vigueras-Guillén JP, Van Rooij J, Engel A, Lemij HG, et al. Deep learning for assessing the corneal endothelium from specular microscopy images up to 1 year after ultrathin-DSAEK surgery. Transl Vis Sci Technol. 2020 Aug 21;9(2):49.
68. Ozcetin H., Baykara M. Göz Hastalıklarında Görüntüleme. Birinci Baskı. ZEISS Optronik Yayınevi, 2013.
69. Placido A. "Novo processo optico." O Occidente 1880 Oct- Dec; 3: 457-458.
70. Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. Surv Ophthalmol. 1991 Jan-Feb; 35(4):269-277.
71. Sridhar U, Tripathy K. Corneal Topography. 2023 Sep 4. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan–.
72. Motlagh MN, Moshirfar M, Murri MS, et al. Pentacam® corneal tomography for screening of refractive surgery candidates: A review of the literature, Part I. Med Hypothesis Discov Innov Ophthalmol. 2019 Fall;8(3):177-203.
73. Turner SJ, Lee EJ, Hu V, Hollick EJ. Scheimpflug imaging to determine intraocular lens power in vivo. J Cataract Refract Surg. 2007 Jun;33(6):1041-1044.
74. Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed - a review. Clin Exp Ophthalmol. 2009 Jan;37(1):14-29.
75. Ambrósio R Jr, Lopes BT, Faria-Correia F, et al. Integration of Scheimpflug-based corneal tomography and biomechanical assessments for enhancing ectasia detection. J Refract Surg. 2017 Jul 1;33(7):434-443.
76. Rabinowitz YS. Keratoconus. Surv Ophthalmol. 1998 Jan-Feb;42(4):297-319.
77. Swartz T, Marten L, Wang M. Measuring the cornea: the latest developments in corneal topography. Curr Opin Ophthalmol. 2007 Jul;18(4):325-33.
78. Ambrósio R Jr, Belin MW. Imaging of the cornea: topography vs tomography. J Refract Surg. 2010 Nov;26(11):847-849.

79. Kanclerz P, Khoramnia R, Wang X. Current developments in corneal topography and tomography. Diagnostics (Basel). 2021 Aug 13;11(8):1466.
80. Oliveira CM, Ribeiro C, Franco S. Corneal imaging with slit-scanning and Scheimpflug imaging techniques. Clin Exp Optom. 2011 Jan;94(1):33-42.
81. Belin MW, Villavicencio OF, Ambrósio RR Jr. Tomographic parameters for the detection of keratoconus: suggestions for screening and treatment parameters. Eye Contact Lens. 2014 Nov;40(6):326-330.
82. Spadea L, Maraone G, Verboschi F, et al. Effect of corneal light scatter on vision: a review of the literature. Int J Ophthalmol. 2016 Mar 18;9(3):459-464.
83. Villavicencio O, Belin MW, Ambrósio R Jr, et al. Corneal pachymetry: new ways to look at an old measurement. J Cataract Refract Surg. 2014 May;40(5):695-701.
84. Gurnani B, Somani AN, Moshirfar M, Patel BC. Fuchs Endothelial Dystrophy [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan– [updated 2025 Apr 6; cited 2025 Jul 17].
85. Tarek Ibrahim Badr, The central corneal thickness (pachymetry) changes following uneventful phacoemulsification surgeries, Journal of Medicine in Scientific Research, 2024 Oct; Vol: 7, Issue: 4.
86. Lundberg B, Jonsson M, Behndig A. Postoperative corneal swelling correlates strongly to corneal endothelial cell loss after phacoemulsification cataract surgery. Am J Ophthalmol. 2005 Jun;139(6):1035-1041.
87. Ventura AC, Wälti R, Böhnke M. Corneal thickness and endothelial density before and after cataract surgery. Br J Ophthalmol. 2001 Jan;85(1):18-20.
88. Bruce M. Carlson. Human Embryology and Developmental Biology. 6th edition, Sense organs, Chapter 13, 2019; s.256-260.
89. Özçetin H: Katarakt, GİL, FAKO, FEMTO, 1. Baskı, Volüme1. Nobel Tıp Kitabevleri, 2021.
90. Johns, KJ, Feder, RS, Hammill BM, et al. Lens and Cataract: Section 12, Basic and clinical science course. American Academy of Ophthalmology, San Francisco, 2016.
91. Augusteyn RC. Growth of the human eye lens. Mol Vis. 2007 Feb 23; 13:252-257.

92. Hejtmancik JF, Shiels A. Overview of the lens. Prog Mol Biol Transl Sci. 2015; 134:119-127. Epub 2015 May 27.
93. Kuszak JR, Zoltoski RK, Sivertson C. Fibre cell organization in crystalline lenses. Exp Eye Res. 2004 Mar;78(3):673-687.
94. Benedek GB. Theory of transparency of the eye. Appl Opt. 1971 Mar; 1;10(3):459-473.
95. Delaye M, Tardieu A. Short-range order of crystallin proteins accounts for eye lens transparency. Nature. 1983 Mar 31-Apr 6;302(5907):415-417.
96. Rafferty NS. Lens morphology. In: Maisel H, (Editor). The Ocular Lens. New York: Marcel Dekker Inc.; 1985. s.1-60.
97. Uhlhorn SR, Borja D, Manns F, et al. Refractive index measurement of the isolated crystalline lens using optical coherence tomography. Vision Res. 2008 Dec; 48(27):2732-2738.
98. Lee B, Afshari NA, Shaw PX. Oxidative stress and antioxidants in cataract development. Curr Opin Ophthalmol. 2024 Jan 1;35(1):57-63.
99. Michael R, Bron AJ. The ageing lens and cataract: a model of normal and pathological ageing. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci. 2011 Apr 27;366(1568):1278-1292.
100. Lapp T, Wacker K, Heinz C, et al. Cataract Surgery-Indications, Techniques, and Intraocular Lens Selection. Dtsch Arztebl Int. 2023 May 30;120(21):377-386.
101. Truscott RJ. Age-related nuclear cataract-oxidation is the key. Exp Eye Res. 2005 May; 80(5):709-725.
102. Shiels A, Hejtmancik JF. Mutations and mechanisms in congenital and age-related cataracts. Exp Eye Res. 2017 Mar; 156:95-102.
103. Gali HE, Sella R, Afshari NA. Cataract grading systems: a review of past and present. Curr Opin Ophthalmol. 2019 Jan;30(1):13-18.
104. Duncan G, Hightower KR, Gandolfi SA, et al. Human lens membrane cation permeability increases with age. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1989 Aug;30(8):1855-1859.
105. Zhao Y, Lin H, Jiang J, et al. Lens regeneration using endogenous stem cells with gain of visual function. Nature. 2016 Mar 17;531(7594):323-328.
106. Davis G. The Evolution of Cataract Surgery. Mo Med. 2016 Jan-Feb;113(1):58-62.

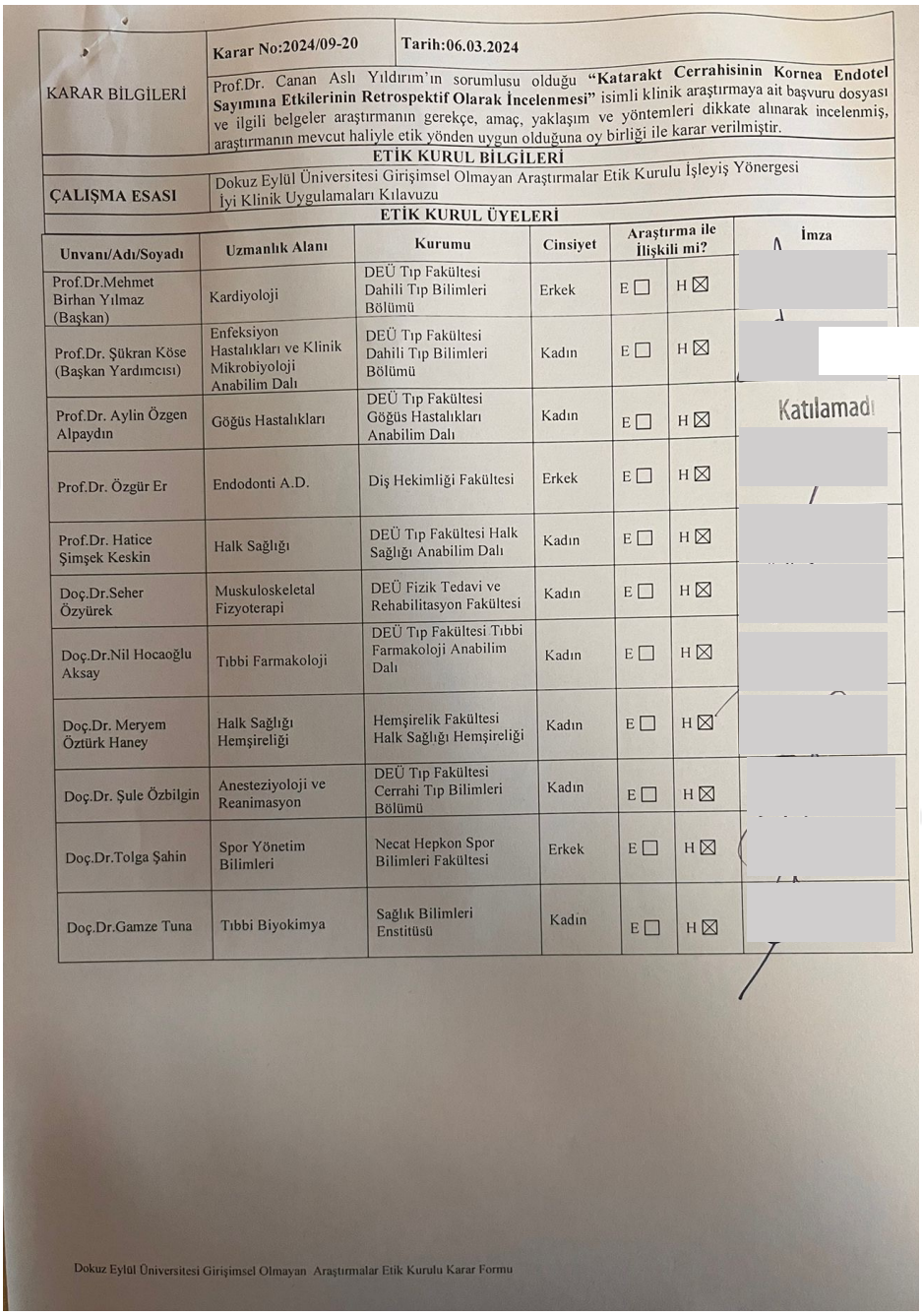
107. Hashemi H, Fayaz F, Hashemi A, et al. Global prevalence of cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2025 Jan 1;36(1):10-17.
108. Sood NN, Ratnaraj A. Couching for cataract. Hazards and management. Am J Ophthalmol. 1968 Oct; 66(4):687-693.
109. Grzybowski A, Ascaso FJ. Sushruta in 600 B.C. introduced extraocular expulsion of lens material. Acta Ophthalmol. 2014 Mar; 92(2):194-197.
110. Hubbell AA. Samuel Sharp. The first surgeon to make the corneal ıncision in cataract extraction with a single knife: A biographical and historical sketch. Med Library Hist J. 1904 Oct;2(4):242.1-268.
111. Barraquer J. Drugs and instruments used in cataract surgery. Am J Ophthalmol. 1966 Jan;61(1):184–185.
112. Kelman CD. Phacoemulsification and aspiration. A new technique of cataract removal. A preliminary report. Am J Ophthalmol. 1967 Jul;64(1):23-35.
113. Králik M, Halička J, Vida R, et al. Use of a femtosecond laser in cataract surgery. Cesk Slov Oftalmol. 2022 Winter;79(1):28-33.
114. Luo Y, Xu G, Li H, et al. Application of the active-fluidics system in phacoemulsification: A Review. J Clin Med. 2023 Jan 12;12(2):611.
115. Randall J. Olson, Rosa Braga-Mele, Sherleen Huang Chen, et al. Musch on behalf of the American Academy of Ophthalmology Preferred Practice Pattern Cataract and Anterior Segment Panel Ophthalmology. 2016; 124: Issue 2, P1-P119.
116. Vasavada AR, Vasavada V, Vasavada VA, et al. Comparison of the effect of torsional and microburst longitudinal ultrasound on clear corneal incisions during phacoemulsification. J Cataract Refract Surg. 2012 May;38(5):833-839.
117. Liu Y, Zeng M, Liu X, et al. Torsional mode versus conventional ultrasound mode phacoemulsification: randomized comparative clinical study. J Cataract Refract Surg. 2007 Feb;33(2):287-292.
118. Chen M, Anderson E, Hill G, et al. Comparison of cumulative dissipated energy between the Infiniti and Centurion phacoemulsification systems. Clin Ophthalmol. 2015 Jul 22; 9:1367-1372.
119. Jensen JD, Shi DS, Robinson MS, et al. Torsional power study using CENTURION phacoemulsification technology. Clin Exp Ophthalmol. 2016 Nov;44(8):710-713.

120. Luo Y, Li H, Chen W, et al. A prospective randomized clinical trial of active-fluidics versus gravity-fluidics system in phacoemulsification for age-related cataract (AGSPC). Ann Med. 2022 Dec;54(1):1977-1987.
121. Liu Y, Hong J, Chen X. Comparisons of the clinical outcomes of Centurion® active fluidics system with a low IOP setting and gravity fluidics system with a normal IOP setting for cataract patients with low corneal endothelial cell density. Front Med (Lausanne). 2023 Nov 23;10:1294808.
122. Sun YX, Cao R, Liu ZY, et al. Comparisons of the energy efficiency and intraocular safety of two torsional phacoemulsification tips. BMC Ophthalmol. 2022 Oct 3;22(1):392.
123. Ricks RG, Cardenas IA, Jensen JL, et al. Discrepancies in CDE and measured phaco tip energy: Comparison of energy produced in longitudinal and torsional ultrasound using calorimetry. Med Devices (Auckl). 2024 Oct 17; 17:339-348.
124. Walkow T, Anders N, Klebe S. Endothelial cell loss after phacoemulsification: relation to preoperative and intraoperative parameters. J Cataract Refract Surg. 2000 May;26(5):727-732.
125. Perone JM, Luc MS, Zevering Y, et al. Narrative review after post-hoc trial analysis of factors that predict corneal endothelial cell loss after phacoemulsification: Tips for improving cataract surgery research. PLoS One. 2024 Mar 21;19(3):e0298795.
126. Lee NS, Ong K. Risk factors for corneal endothelial cell loss after phacoemulsification. Taiwan J Ophthalmol. 2024 Jan 30;14(1):83-87.
127. Liu Y, Sun H, Guo P, et al. Characterization and prospective of human corneal endothelial progenitors. Int J Med Sci. 2017 Jun 30;14(8):705-710.
128. Singh R, Sharma AK, Katiyar V, et al. Corneal endothelial changes following cataract surgery in hard nuclear cataract: Randomized trial comparing phacoemulsification to manual small-incision cataract surgery. Indian J Ophthalmol. 2022 Nov;70(11):3904-3909.
129. Chen HC, Huang CW, Yeh LK, et al. Accelerated corneal endothelial cell loss after phacoemulsification in patients with mildly low endothelial cell density. J Clin Med. 2021 May 24;10(11):2270.

130. Hwang HB, Lyu B, Yim HB, et al. Endothelial cell loss after phacoemulsification according to different anterior chamber depths. J Ophthalmol. 2015 Aug; 2015:210716.
131. Inoue K, Tokuda Y, Inoue Y, et al. Corneal endothelial cell morphology in patients undergoing cataract surgery. Cornea. 2002 May;21(4):360-363.
132. Ianchulev T, Lane S, Masis M, et al. Corneal endothelial cell density and morphology after phacoemulsification in patients with primary open-angle glaucoma and cataracts: 2-Year results of a randomized multicenter trial. Cornea. 2019 Mar;38(3):325-331.
133. Walkow T, Anders N, Klebe S. Endothelial cell loss after phacoemulsification: relation to preoperative and intraoperative parameters. J Cataract Refract Surg. 2000 May;26(5):727-732.
134. Bourne RR, Minassian DC, Dart JK, et al. Effect of cataract surgery on the corneal endothelium: modern phacoemulsification compared with extracapsular cataract surgery. Ophthalmology. 2004 Apr;111(4):679-685.
135. Bui AD, Sun Z, Wang Y, et al. Factors impacting cumulative dissipated energy levels and postoperative visual acuity outcome in cataract surgery. BMC Ophthalmol. 2021 Dec 20;21(1):439.
136. Khokhar S, Sen S, Dhull C. Active-fluidics-based torsional phacoemulsification in diabetic eyes: A prospective interventional study. Indian J Ophthalmol. 2019 May;67(5):619-624.
137. Arshinoff SA. Dispersive-cohesive viscoelastic soft shell technique. J Cataract Refract Surg. 1999 Feb;25(2):167-173.
138. Yang C, An Q, Zhou H, Ge H. Research progress on the impact of cataract surgery on corneal endothelial cells. Adv Ophthalmol Pract Res. 2024 Aug 8;4(4):194-201.
139. O'Brien PD, Fitzpatrick P, Kilmartin DJ, et al. Risk factors for endothelial cell loss after phacoemulsification surgery by a junior resident. J Cataract Refract Surg. 2004 Apr;30(4):839-843.
140. Olson RJ, Mamalis N, Werner L, et al. Effect of longitudinal and torsional ultrasound on corneal endothelial cells: experimental study in rabbit eyes. J Cataract Refract Surg. 2022 Jul 1;48(7):871.

8.EKLER

EK-1. Etik Kurul İzin Formu



KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2024/09-20**	**Tarih:06.03.2024**
	Prof.Dr. Canan Aslı Yıldırım'ın sorumlusu olduğu **"Katarakt Cerrahisinin Kornea Endotel Sayımına Etkilerinin Retrospektif Olarak İncelenmesi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Şükran Köse (Başkan Yardımcısı)	Enfeksiyon Hastalıkları ve Klinik Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Prof.Dr. Özgür Er	Endodonti A.D.	Diş Hekimliği Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Hatice Şimşek Keskin	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Gamze Tuna	Tıbbi Biyokimya	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

EK-2. Benzerlik Değerlendirme Raporu

Özlem Özkan

TEZ

Quick Submit

Quick Submit

Dokuz Eylül Üniversitesi

Belge Ayrıntıları

Gönderi Kimliği
trn:oid:::1:3315533753

Gönderi Tarihi
18 Ağu 2025 11:06 GMT+3

İndirme Tarihi
18 Ağu 2025 11:09 GMT+3

Dosya Adı
O_ZLEM_O_ZKAN_TEZ_v5_pdf.pdf

Dosya Boyutu
34.8 MB

119 Sayfa

40.477 Sözcük

190.671 Karakter

turnitin Sayfa 1 of 131 - Kapak Sayfası Gönderi Kimliği trn:oid:::1:3315533753

15% Genel Benzerlik

Her veri tabanı için çakışan kaynaklar da dâhil tüm eşleşmelerin kombine toplamı.

Ön Sıradaki Kaynaklar

13% İnternet kaynakları
8% Yayınlar
3% Gönderilen çalışmalar (Öğrenci Makaleleri)

Bütünlük Bayrakları

İnceleme için 1 Bütünlük Bayrağı

Değiştirilen Karakterler
29 sayfada 221 şüpheli karakter
Harfler başka bir alfabeden benzer karakterlerle değiştirilir.

Sistemimizin algoritmaları bir belgede, onu normal bir gönderiden ayırabilecek her türlü tutarsızlığı derinlemesine inceler. Tuhaf bir şey fark edersek incelemeniz için bayrak ekleriz.

Bir Bayrak mutlaka bir sorun olduğunu göstermez. Ancak daha fazla inceleme için dikkatinizi vermenizi öneririz.

turnitin Sayfa 2 of 131 - Bütünlük Genel Bakış Gönderi Kimliği trn:oid:::1:3315533753