



**T.C.  
ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ**

**TIP FAKÜLTESİ**

**GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**DR. İLKE DİREKÇİ**

**KATARAKT OLGULARINDA GRAVİTY VE ACTIVE FLUIDİCS  
SİSTEMLERİNİN KORNEA ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SPEKÜLER  
MİKROSKOPİ VE İNTRAOPERATİF PARAMETRELER İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**YRD.DOÇ. DR. ABDURRAHMAN BİLEN**

**ADYAMAN 2018**

**Yrd. Doç.Dr. Abdurrahman Bilen danışmanlığında Dr.İlke Direkci tarafından yapılan “Katarakt olgularında Gravity ve Active Fluidics sistemlerinin kornea üzerindeki etkilerinin Speküler Mikroskopi ve intraoperatif parametreler ile değerlendirilmesi” başlıklı tez çalışması gün.../ay.../yıl... tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonrası yapılan değerlendirme sonucu jürimiz tarafından Göz Hastalıkları Anabilim Dalı’nda TIPTA UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.**

**BAŞKAN**

**ÜYE**

**ÜYE**

**Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.  
gün.../ay.../yıl.**

**Prof. Dr. ....**

**Adıyaman Üniversitesi**

**Tıp Fakültesi Dekanı**

## TEŐEKKÖR

Uzmanlık eğitimim boyunca eğitimime katkıda bulunan tüm hocalarıma, bu tezi hazırlamamdaki katkılarından dolayı tez hocam Yrd.Doç.Dr.ABDURRAHMAN BİLEN'e, desteklerini esirgemeyen servis hemőirelerimize őükranlarımı sunarım. Her zaman yanımda olan, her zaman fedakarca davranan canım AİLEME ve EŐİME, ders çalışırken sabırla annesini bekleyen bitanecik OğLUMA sonsuz teőekkürler...

<b>İÇİNDEKİLER</b>
TEŞEKKÜR
İÇİNDEKİLER
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ
ŞEKİLLER DİZİNİ
TABLolar DİZİNİ
ÖZET
ABSTRACT
1.GİRİŞ
2.GENEL BİLGİLER
2.1.KORNEA
2.1.1.KORNEANIN EMBRİYOLOJİSİ
2.1.2.KORNEANIN ANATOMİSİ
2.1.2.1.EPİTEL TABAKASI
2.1.2.2.BOWMAN TABAKASI
2.1.2.3.STROMA TABAKASI
2.1.2.4.DESCEMENT TABAKASI
2.1.2.5.ENDOTEL TABAKASI
2.1.3.KORNEANIN FİZYOLOJİSİ
2.1.4.KORNEANIN HİDRASYON VE SAYDAMLIĞI
2.1.4.1.STROMANIN ŞİŞME BASINCI
2.1.4.2.EPİTEL VE ENDOTELİN BARIYER FONKSİYONU
2.1.4.3.EPİTEL VE ENDOTELİN POMPA FONKSİYONU
2.1.4.4.GÖZ İÇİ BASINCI
3.LENS
3.1.LENS EMBRİYOLOJİSİ
3.2.LENSİN FİZYOLOJİSİ VE BİYOKİMYASI
3.3.ÖN KAMARA
4.KATARAKT
4.1.EPIDEMİYOLOJİ
4.2.ETİYOLOJİ
4.3.KATARAKT CERRAHİSİ
4.3.1.TARİHÇE
4.3.2.FAKOEMÜLSİFİKASYON
4.3.2.1.İRRİGASYON
4.3.2.2.ASPİRASYON
4.3.2.3.PARÇALAMA
5.ÖN SEGMENT GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ
5.1.PAKİMETRİ
5.1.1. SİRİUS® KORNEALTOPOGRAFI
5.2.SPEKÜLER MİKROSKOPİ

5.2.1.SPEKÜLER MİKROSKOPİNİN KANTİTATİF MORFOMETRİK ANALİZİ
5.2.2.2. SPEKÜLER MİKROSKOPİNİN KATARAKT CERRAHİSİNDE KULLANIMI
6.FAKO CERRAHİSİ VE ENDOTEL HASARI
6.1.FAKO CERRAHİSİNİN ENDOTEL HASARI OLUŞTURMA MEKANİZMALARI
6.2. FAKO CERRAHİSİNDE ENDOTELDE GÖZLENEN KANTİTATİF DEĞİŞİMLER
6.3.ENDOTEL KORUYUCU CERRAHİ
6.3.1.ENERJİ MODÜLASYONLARI
6.3.2.FAKO TİPİ(ELCİK UCU)
6.3.3.ASPİRASYON VE EMME(SUCTION) SİSTEMLERİ
6.3.4.CERRAHİ TEKNİKLER
6.3.5.VİSCOELASTİK MADDELER
6.3.6.DAİRESEL DEVAMLI KAPSÜLOREKSİS
6.3.7.ENDOTEL HASARI İÇİN RİSK FAKTÖRLERİ
6.3.8.TORSİYONEL FAKOEMÜLSİFİKASYON VE OZİL® TEKNOLOJİSİ
6.3.9.ACTİVE FLUIDİCS SİSTEMİ
7.GEREÇ VE YÖNTEM
8.BULGULAR VE TARTIŞMA
8.1.BULGULAR
8.2.TARTIŞMA
8.2.1.ÇALIŞMANIN KISITLILIKLARI
8.2.2.SONUÇ
9.REFERANSLAR

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>BSS</b>	Dengeli Tuz Solusyonu
<b>CCC</b>	Continuous Curvilinear Capsulorhexis
<b>CCT</b>	Santral korneal kalınlık
<b>CDE</b>	Cumulated dissipated energy
<b>CV</b>	Coefficient of Variation, (Değişim katsayısı)
<b>D</b>	Dioptri
<b>DEGK</b>	Düzeltilmiş En İyi Görme Keskinliği
<b>EATA</b>	Equivalent average torsional amplitude(%)
<b>EAUP</b>	Equivalent average ultrasonic power(%)
<b>ECD</b>	Endotelial hücre yoğunluğu
<b>EKKE</b>	Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu
<b>FAKO</b>	Fakoemulsifikasyon
<b>GİB</b>	Göz İçi Basınç
<b>İKKE</b>	İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu
<b>İOL</b>	Göz İçi Lens
<b>M. Ö.</b>	Milattan Önce
<b>M.S</b>	Milattan Sonra
<b>OCT</b>	Optik Koherans Tomografi
<b>ÖKD</b>	Ön Kamara Derinliği
<b>ÖKH</b>	Ön Kamara Hacmi
<b>TLpower</b>	Total Longitudinal Power On Time
<b>TTamp</b>	Total Torsional Amplitude On Time
<b>μ</b>	Mikron

<b>TABLolar DİZİNİ</b>		<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 1</b>	Yaş parametresinin gruplara göre ortalama ve standart sapması	
<b>Tablo 2</b>	Her iki grup yaş parametrelerinin ayrı ayrı dağılım özellikleri	
<b>Tablo 3</b>	Tüm hastalar baz alınarak yapılan analizde ECD ve cv parametrelerinin öncesi ile sonrası karşılaştırmasındaki anlamlılık değerleri	
<b>Tablo 4</b>	Tüm hastalar baz alınarak yapılan analizde CCT ve hkz parametrelerinin öncesi ile sonrası karşılaştırmasındaki anlamlılık değerleri	
<b>Tablo 5</b>	Active fluidics grubunda tüm parametrelerin öncesi ve sonrası arasındaki farkın anlamlılık değerleri	
<b>Tablo 6</b>	Gravity grubunda tüm parametrelerin öncesi ve sonrası arasındaki farkın anlamlılık değerleri	
<b>Tablo 7</b>	CDE, TTamp, TLpower, EAUP, EATA, NS parametrelerinin active fluidics ve gravity grupları arasında karşılaştırılması analizi anlamlılık değerleri	
<b>Tablo 8</b>	NS3+ ve NS4+ grupları arasında CDE, TTamp, TLpower, EAUP, EATA parametrelerinin karşılaştırılması	
<b>Tablo 9</b>	NS3+ ve NS4+ grupları arasında CCT, ECD,Cv,Hkz parametrelerinin karşılaştırılması	
<b>Tablo 10</b>	60+ ve 60- gruplarında CCT, ECD, Hkz,CV parametrelerinin karşılaştırılması	
<b>Tablo 11</b>	70+ ve 70- gruplarında CCT,ECD,Hkz,CV parametrelerinin karşılaştırılması	
<b>Tablo 12</b>	CCT, ECD, Hkz, CV parametrelerinin öncesi sonrası arasındaki mutlak farkının Active fluidics ve gravity grupları arasında karşılaştırılması	
<b>Tablo 13</b>	CCT, ECD, Hkz, CV parametrelerinin operasyon sonrası değerlerinin Active fluidics ve Gravity grupları arasında karşılaştırılması	

<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>		Sayfa No
<b>Şekil 1</b>	Kornea katmanları	
<b>Şekil 2</b>	Speküler mikrograf ve kantitatif verileri	
<b>Şekil 3</b>	Speküler mikroskopi ve kalitatif verileri	
<b>Şekil 4</b>	Morfoloji Örnekleri	



## ÖZET

**Amaç:** Katarakt tüm dünyada körlüğün en sık nedenidir ve katarakt cerrahisi en sık uygulanan cerrahi girişimlerden biridir. (1,2,6,3) Son yıllarda katarakt cerrahisi ve tekniği hızlı ve ivmeli bir teknolojik gelişim göstermiş olmakla beraber, fakoemülsifikasyon cerrahisinin kornea endotel tabakasında yaptığı hasar önemini korumaktadır. (6,7) Çalışmamız katarakt olgularında gravity ve active fluidics sistemlerinin kornea üzerindeki etkilerinin speküler mikroskopi ve intraoperatif parametreler ile değerlendirerek kornea endoteline etkisini saptamak amacını taşımaktadır.

**Gereç ve yöntem:** ADYÜ Göz Hastalıkları Polikliniği'ne Kasım 2017 ile Ocak 2018 tarihleri arasında başvuran katarakt tanısı almış 89 hastanın 102 gözü çalışmaya dahil edilmiştir ve tek cerrah tarafından ameliyatları yapılmıştır. 48 vaka için Active Fluidics sistemi, 55 vaka için ise Gravity sistemi kullanılmıştır. Ameliyat sonunda intraoperatif parametreler kaydedilmiştir. Preoperatif ve postoperatif 1. haftada yapılan rutin muayenelerine ek olarak speküler mikroskopi ile değerlendirilmiştir.

**Bulgular:** Her iki grup yaş parametrelerinin dağılım özellikleri açısından gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur. ( $p=0.199$ ) Tüm hastalar göz önüne alınarak yapılan analizlerde ECD, CV ve Hkz parametrelerinin cerrahi öncesi ve sonrasında istatistiksel açıdan fark anlamlı bulunmuştur. ( $p=0.001, p=0.001, p=0.001$ ) CCT öncesi ve sonrası arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tesbit edilememiştir. ( $p=0.061$ ) Katarakt cerrahisi sonrasında Centrion® ekran parametrelerinden olan CDE, TLpower ve TTamp parametreleri bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada gravity ile active fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. ( $p=0.001, p=0.001$ ) Cerrahi öncesi ve sonrası değerlerin arasındaki mutlak fark alınarak gruplar arasında yapılan karşılaştırmada Hkz değerleri gravity grubunda anlamlı olarak artmış bulunmuştur. ( $p=0.001$ ) Cerrahi sonrası CCT, ECD, CV ve Hkz parametrelerinin iki grup arasındaki karşılaştırmasında Gravity grubu ECD değeri Active Fluidics grubundan anlamlı düşük bulunmuştur.

**Sonuç:** CDE fakoemülsifikasyon sırasında kullanılan toplam ultrason enerjisi miktarını gösterir. Daha az CDE değerlerinin daha az endotelial hasar ve daha iyi cerrahi sonuçlarla bağlantısı gösterilmiştir. (4,5) CDE parametresi çalışmamızda Active fluidics grubunda gravity ile karşılaştırıldığında anlamlı düşük bulunmuştur.

(p=0.001) CDE ile eş zamanlı olarak bu doğal dağılımlı geniş vaka serisinde korneal endotelial hasar belirteçlerinden Hkz öncesi sonrası değerleri arasındaki mutlak farkın active fluidics grubunda anlamlı düşük olarak tesbit edilmesi Centrion® Active Fluidics teknolojisinin kornea endoteli açısından daha güvenli bir cerrahi ortam oluşturduğunun bir göstergesidir. (p=0.001) Postoperatif endotelial hücre kaybı açısından Active Fluidics grubumuzda %5' geçmeyen hücre kaybı mevcut olup gravity deki hücre kaybı Active Fluidics ile karşılaştırıldığında anlamlı düşüktür.(p=0.002)

**Anahtar kelimeler:** Kornea, Endotel, Fakoemülsifikasyon, Active Fluidics, Gravity, Speküler Mikroskopi

## ABSTRACT

**Objective:** Cataract remains the leading cause of blindness and cataract surgery is one of the most commonly applied surgery worldwide. (1,2,6,3) Cataract surgery and techniques make a rapid and accelerated progress in recent years but yet corneal endothelial damage related to phacoemulsification surgery maintains its importance. (6,7) This study aims to evaluate and compare the effect of Gravity and Active Fluidics system parameters in terms of determining changes in corneal endothelium by assessing variables of Specular Microscopy.

**Materials and methods:** A total of 102 of consecutive cases of cataract extraction by phacoemulsification surgery performed by a surgeon from November 2017 to January 2018 were included in the study, 48 cases were performed by using Active Fluidics system, 55 cases were performed by using Gravity Fluidics System. Intraoperative parameters are recorded. Routine examination and additionally specular microscopy procedure was followed preoperatively and postoperative at 1 week control.

**Results:** There is no significant difference in distribution properties of age parameters in both groups. ( $p=0.199$ ) In the analysis of all patients' ECD, Cv, Hkz value, there is a significant difference between preoperative and postoperative values. ( $p=0.001, p=0.001, p=0.001$ ) Between preoperative and postoperative values of CCT, there is no significant difference. ( $p=0.061$ ) There is a significant difference between CDE, TLpower and TTamp parameters between Gravity and Active Fluidics. ( $p=0.001, p=0.001, p=0.001$ ) Absolute change in Hkz parameter is found to be significantly high in gravity group. ( $p=0.001$ ) There is a significant difference between postoperative values of ECD parameters, in gravity group postoperative ECD value is significantly low. ( $p=0.002$ )

**Conclusion:** CDE is the indicator of total ultrasound total amount of energy expended in phacoemulsification surgery. Less CDE is found to be related with less endothelial damage and better surgical and visual results. (4,5) There is significant difference in CDE parameter values at Active fluidics group in our study. ( $p=0.001$ ) The absolute difference between values of preoperative and postoperative Hkz parameter which is an important indicator of endothelial cell loss is also statistically low synchronously with CDE and this knowledge indicates that Centrion® Active Fluidics technology

provides a safer setting for phacoemulsification surgery. ( $p=0.001$ ) Endothelial cell loss in Gravity group is significantly high as compared to Active Fluidics group and endothelial cell loss patients operated by Active Fluidics® System is 5% or less. ( $p=0.002$ )

**Keywords:** Cornea, Endotelium, Phacoemulsification, Active Fluidics, Gravity, Specular microscopy



## 1.GİRİŞ

Katarakt tüm dünyada körlüğün en sık nedenidir ve katarakt cerrahisi en sık uygulanan cerrahi girişimlerden biridir. (1,2,6,3). Son yıllarda katarakt cerrahisi ve tekniği hızlı ve ivmeli bir teknolojik gelişim göstermiş olmakla beraber, fakoemülsifikasyon cerrahisinin kornea endotel tabakasında yaptığı hasar önemini korumaktadır (6,7). Kornea endotel tabakasının korneal topografi ve speküler mikroskopik analiz ile değerlendirilmesi kataraktlı olgularda ameliyat öncesi cerrahi risk saptanması açısından büyük bir öneme sahiptir. Kornea endotelinin fakoemülsifikasyon cerrahisine verdiği cevap speküler mikroskopik analiz ve korneal topografi teknikleri ile değerlendirilebilir. Cerrahisinde güncel teknikler ile endotel koruyucu cerrahi uygulanarak endotel hasarı minimum düzeyde tutulmaya çalışılmaktadır (8,9). Endotel koruyucu cerrahi yöntemler ile kornea endoteli sağlıklı hücre rezervi fizyolojik eşik değerinin üstünde tutulabilmekte, postoperatif korneal ödem gibi durumların kontrolü sağlanabilmekte ve endotelial yetmezlik gibi istenmeyen komplikasyonların önüne geçilebilmektedir (9,10). Yaşlanma ile kaçınılmaz olarak gelen doğal süreçte gelişen oküler değişikliklerden biri olan endotelyal hücre kaybı korneanın FAKO cerrahisi sonrasında dekompanse olması ile sonuçlanabilir. Bu nedenle güvenli FAKO teknikleri ile endotel hücre kaybının asgari düzeyde tutulması oldukça önemlidir (8,9,10). Çalışmamız katarakt olgularında akışkan dinamiklerinden gravity ve active fluidics sistemlerinin kornea üzerindeki etkilerinin sirius korneal topografi ve speküler mikroskopi ile değerlendirerek kornea endoteline etkisini saptamak amacını taşımaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. KORNEA

#### 2.1.1. Kornea Embriyolojisi

Göz küresinin embriyolojisi incelendiğinde; nöroektoderm, yüzeyel ektoderm ve mezenşim olmak üzere 3 dokunun da katkısı bilinmektedir. Bunlardan yüzeyel ektoderm lens ve epitel katını, mezenşim ise kornea stromasını oluşturur. Yakın geçmişe kadar endotel katının mezenşim dokudan geliştiği iddia edilmekte iken günümüzde yapılan hayvan deneyleri neticesinde endotelin nöroektoderm orijinli optik çanağın kristasından gelen fibroblastlardan meydana geldiği belirlenmiştir (1,11). Altıncı haftada lens vezikülü yüzeyel ektodermden ayrılır. Lens vezikülü önündeki ektoderm kornea epitelini meydana getirir. Yüzeyel ektoderm ile lens vezikülü arasına dalgalar halinde gelecek hücreler korneanın diğer katlarıyla göz küresi ön segmentini meydana getirir. Sekizinci haftada gelen ilk dalgayla kornea endoteli ve descemet zarı oluşur. Daha önceden de ifade edildiği gibi endoteli meydana getiren hücrelerin geçmişte mezenşim orijinli olduğu düşünülmekteydi. Son dönemlerde gerçekleştirilen çalışmalar neticesinde optik çanağın çevresindeki nöroektodermden gelen hücrelerin kornea endoteli ve ön kamarayı oluşturduğu kabul edilmektedir. İkinci dalga ile gelen mezenşim hücreleri kornea stromasını, üçüncü dalga ile gelen hücreler ise irisin stromasını meydana getirirler. Beşinci ayda kornea stromasının epitelyum altındaki yüzeyinin yoğunlaşması ile Bowman katı oluşur. Üçüncü ayda korneaya giren duyu sinirleri 5. ayda epitel katına ulaşır. Fötal yaşamın 4. ayında saydam hale gelen korneanın çapı doğumda ortalama 10 mm'ye ulaşır. Yatay çap dikey çapa göre daha fazladır. Kornea yaşamın 6. yılında gelişimini tamamlar (1,11).

#### 2.1.2. Kornea Anatomisi

Kornea; pürüzsüz saydamlığa sahiptir ve sklera ile devamlılık gösterir. Kornea yarıçapı skleraya göre daha küçük olduğu için saat camı gibi öne doğru bombe yapmaktadır. Kornea kalınlığı; merkezde 520 µm, periferde 700 µm olup merkezden perifere doğru artar. Erişkin bireylerde yatay çap 12.6mm, dikey çap

11.7mm, ön eğrilik yarıçapı 7.8mm, arka eğrilik yarıçapı 6.8mm'dir. Korneanın kırma gücü ön yüzeyde +48 diyoptri, arka yüzeyde ise -5 diyoptri olmak üzere toplam +43 diyoptri olup gözün toplam kırıcılığının %74'ünü sağlar (11,12). Kornea eğrilik yarıçapı merkezde ve çevrede birbirinden farklılık arz eder. Hafifçe içe ve aşağı doğru kaymış olan 4 mm'lik kornea merkezi tamamen küresel ve daha dik olup periferde doğru yassılaştır. Limbusta eğrilik yarıçapı en yüksek değere ulaşır. Refraktif indeksi 1.376'dır. Kornea klasik olarak aşağıdaki gibi 5 anatomik tabakadan oluşur. (Şekil1) (1)

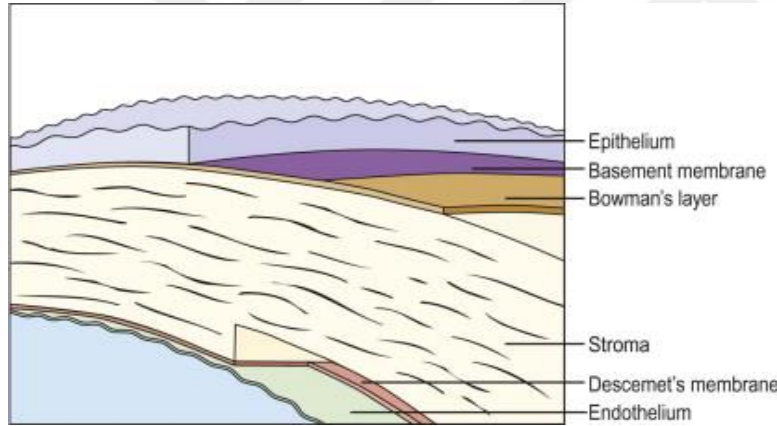
1-Epitel tabakası

2-Bowman tabakası

3-Stroma

4-Descemet membranı

5-Endotel tabakası



**Şekil 1.** Kornea katmanları. Last ve ark. (2009)' dan alınmıştır.

### **2.1.2.1 Epitel Tabakası**

Kornea epiteli çok katlı, skuamoz, keratinsiz ve konjonktiva epitelinin devamı niteliğindedir. Kornea epiteli yaklaşık olarak 40-50 µm kalınlığında bir tabaka olup korneanın %10'unu teşkil eder. Kornea epitel yüzeyi dış çevreye karşı olan ilk bariyeri oluşturur. Hücreler arası bağlantıları ile patojenlerin invazyonunu engeller. Dış yüzeyi dışta lipid, ortada aköz, içte ise müsün tabaka olmak üzere gözyaşının 3 katı ile örtülüdür (2,13,14,12).

Kornea epiteli "bazal hücreler", "kanatsız hücreler" ve "yüzeyel hücreler" şeklinde 3 hücre tipinden meydana gelir.

*Bazal Hücreler:* Tek tabakadan meydana gelmekte olan bazal hücreler tek katlı silindirik yapıdadırlar. Bazal membrana hemidesmozomlarla, komşu hücreler de desmozomlar vasıtasıyla bağlanmaktadır. Epitel tabakanın yarısını bazal hücreler oluşturmaktadır. Bazal hücrelerin kaynağı limbus epitelidir. Çevrede oluşan hücreler çoğalarak merkeze, daha sonra ise yüzeye doğru göç etmek suretiyle kornea epitelinin diğer katlarını oluştururlar (13,14,15.).

*Kanatsız Hücreler:* Yüzeyel tabakanın altında kanata benzer uzantılara sahip olan, poligonal yapıda 2-3 sıra halinde olan bu hücrelerin birbirleriyle belirgin desmozomal bağlantıları görülür (14,16).

*Yüzeyel Hücreler:* Yüzeyel hücreler adından da anlaşılacağı gibi en dış tabakada bulunan hücreler olup yassı hücrelerden oluşmaktadır. 2-3 sıra halinde ve yassı yapıda hücreler içerirler. Dış yüzeyinde münis bağlanmasını artıracak şekilde mikrovillus ve mikropikalar mevcuttur. Diğer katlara göre desmozomlar ile birbirine oldukça sıkı bağlanmış olup bu sayede mikroorganizmaların, suyun ve elektrolitlerin korneaya girişine mani olurlar (15,16).

Kornea epitel hücreleri yaşlandığında apoptozis ve dökülme ile uzaklaşırlar. Perilimbial kök hücreleri dışında sadece bazal hücreler mitoz kabiliyetindedirler. Kök hücreleri limbustaki bazal epitelde bulunmaktadır. Bazal hücrelerin sürekli çoğalması hücrelerin yüzeye doğru migrasyonun ve böylelikle yüzeyel tabakanın oluşmasını sağlar. Yüzeyel hücreler olgun hale geldikçe mikrovilluslar ile kaplanır ve daha sonra dökülürler. Bu süreç ortalama 7-14 gün sürer. İmmünolojik olarak aktif antijen sunucu kemik iliği kaynaklı dendritik makrofajlar (Langerhans Hücreleri) perilimbial korneal epitelde yerleşmiştir. En fazla glikoz ve oksijen ihtiyacının olduğu kornea tabakası epitel tabakasıdır. Glikoz ihtiyacı ön kamara sıvısından sağlanmakta iken oksijen ihtiyacı ise kapakların kapalı olduğu durumlarda konjonktival damarlardan, kapakların açık olduğu durumlarda ise gözyaşı ile havadan sağlanır. Epitel hücrelerin plazma zarlarındaki lipidler epitelin hidrofobik olmasına yol açar (17,13,14).

### **2.1.2.2 Bowman Tabakası**

Embriyolojik yaşamda stromanın ön yüzünde bulunan keratositler tarafından salgılanan, 8-14 µm kalınlığındaki kısa kollajen fibrillerden meydana gelen Bowman tabakası hücre içermez. Epitel bazal membranı Bowman tabakasına rastgele kollejen



lifler ile sıkı bir şekilde tutunur. Epiteldeki patolojilerin stromaya geçmesine engel oluşturmada önemli bir bariyer olan Bowman tabakası stromadakine göre daha kısa ve düzensiz kollejen liflerden yapılmıştır. Travmalara karşı dirençli olmasına karşın Descemet membranından farklı olarak rejenerasyon kabiliyeti olmadığı için yaralanması halinde yerine skar dokusu gelişir (12,13,14,17,18).

### **2.1.2.3 Stroma Tabakası**

Stroma tabakası asellüler Bowman tabakasının altında korneanın en kalın tabakası olup korneanın %90'nı teşkil eder. Yaklaşık 500 µm kalınlığındaki stromanın %78'i sudur. Keratositler, kollajen fibriller ve ekstrasellüler matriksten meydana gelen stroma tabakasının ana hücreleridir. Yassı ve uzun olup bütün korneada yaygın olarak bulunurlar. Kollajen ve mukoprotein sentezinden sorumludur. Yaralanma halinde fibrositlere dönüşürler. Sitoplazmalarındaki glikojen granülleri damarsız korneanın enerji deposunu teşkil eder. Ekstrasellüler matriks tip 1, 5, 6 kollajenler, dekorin ve lumikan isimli proteoglikanlar içerir. Kollajen lifler ekstrasellüler matrikste ağ şeklinde dizilmişlerdir. Morfolojik ve fizyolojik olarak ön ve arka lameller stromaya ayrılır. Ön stroma lamelleri kısa ve dar tabakalar arasındaki yoğun bantlarından oluşmuşken, arka stroma lamelleri ise uzun, geniş ve kalın tabakalar arası seyrek bağlantılardan meydana gelmiştir. Kollajen lifler birbirlerine eşit uzaklıkta, paralel ve düzenli bir yerleşim sergilemekte olup bu düzen kornea saydamlığını sağlar. Kornea saydamlığı aynı zamanda stromanın su içeriğinin %78'de tutulmasına da bağlıdır. Kornea saydamlığının devamlılığı açısından çevre sıvıları osmotik basınçları en az interstisyel sıvı basıncı kadar olmalıdır. Kornea stromasında keratan sülfat, kondroitin sülfat gibi glikozaminoglikanların osmotik etkisi ile su tutulabilir. Korneal hidrasyon genellikle sağlam epitel ve endotel bariyerinin yanı sıra ısıya bağımlı Na-K ATPaz gibi enzimler tarafından kontrol edilen iyon geçiş sistemine bağlı endotel pompasının fonksiyonu ile sağlanır. İlave olarak negatif yüklü stromal glikozaminoglikanlar birbirini iterek şişme basıncını oluşturur. (12,15,19,).

### **2.1.2.4 Descemet Membranı**

Arka stroma ile endotel arasında uzanan, endotelyumdan köken alan özelleşmiş endotelin bazal membranı "Descemet Membran" olarak adlandırılmaktadır. Doğumda kalınlığı 3 µm'dir. Yetişkinde kalınlığı 8-10 µm

arasında olup yaşa bağlı olarak kalınlık da artar. Descemet membranı; glisin, hidroksiglisin, hidrokspirolin ve tip 4 kollajenden oluştuğu gösterilmiştir (16,17) İntrauterin gelişerek önde yer alan bantlı bölge ile hayat boyu endotel tarafından salgılanan arkada yer alan bantsız bölge olmak üzere 2 tabakadan meydana gelmektedir. Arka tabaka, membranın kalınlığının 2/3'ünü oluşturur (22). Fuchs'un endotel distrofisinde bu arka tabakada atipik çizgili kollajen birikimi görülür (21) ve stromadan kolay bir şekilde ayrılabilir. Kornea endotelinin yapısal hasarları descemet zarının yapısında değişiklikler ile sonuçlanır. Descemet zarı limbusta sonlanır ve iridokorneal açıda Schwalbe çizgisini oluşturur. Kimyasal ve enzimatik reaksiyonlara karşı dayanıklı olmasından ötürü ülserasyon ve perforasyondan korunmada klinik açıdan önemlidir. (16,20,21,12).

#### **2.1.2.5 Endotel Tabakası**

Kornea endoteli; tek sıralı, çoğunlukla hegzagonal, nöral krestten köken alan, mitoz kabiliyeti bulunmayan hücrelerden oluşur. Yaklaşık 4-5 µm kalınlığında, 18-20 µm genişliğindedir. Doğumda yaklaşık 3500-4000 hücre/mm<sup>2</sup> olan hücre sayısı, erişkinde 2500-3000 hücre/mm<sup>2</sup>'ye düşer (1,2)

Endotel hücreleri büyük bir çekirdeğe sahip olup hücrenin büyük kısmını çekirdek oluşturur. Hücreler aynı zamanda çok sayıda mitokondri, endoplazmik retikulum ve golgi aygıtı da içermekte olup bu organeller endotel hücrelerinin taşıma, sentez ve salgı fonksiyonunu gerçekleştirmektedir. Endotel hücreler birbiriyle sıkı birleşme ve delikli birleşmelerle bağlantılıdır. Apikal sıkı birleşme kompleksi makula okludens ve zonula okludensten oluşur. Delikli birleşmeler çok sayıda olup hücrelerin lateral membranında bulunurlar. Bir bölümü de apikolateral membranda yer alabilir. Delikli birleşmelerin bariyer fonksiyonuna bir katkısı bulunmayıp hücreler arası iletişimi sağlamakla görevlidirler. İnsan endotel hücreleri proliferere olamaz. Hücre kaybı, genişleme ve komşu hücrelerin defektif alanı örtmek için ilerlemesiyle sonuçlanır. Endotel hücre büyüklüğü, şekli ve sayısı yaş ve stres derecesi ile ilişkilidir. Hücre büyüklüğünün benzerlik düzeyi, hücre popülasyonunun apikal membranının alanının ölçümüyle tespit edilir ve değişiklik katsayısı (Coefficient of Variation, CV) hesaplanır. CV değeri normalde endotelde 0.25 olup bu değerde meydana gelen artış hücre boyutundaki değişkenliği gösterir ve

polimegatizm olarak tanımlanır. Sadece hücre yoğunluğunun ölçümü korneal endotel stabilitesinin ölçümü için yeterli değildir (23).

Endoteldeki bir başka morfolometrik parametre de hegzagonalite olup normal sağlıklı hücrelerin yaklaşık %70-80'i hegzagonal yapıdadır. Endotel hasarı hegzagonallığın azalmasına ve hücre alanındaki değişkenliğin artmasına sebep olur. Hekzagonallığın değişmesi pleomorfizm olarak tanımlanır. Yaştaki artışa bağlı olarak sağlıklı korneada endotel hücre yoğunluğunda azalma gerçekleşir (2,24). Hücre sayısı yıllık ortalama %0,6 oranında düşer. Göz içi ameliyatlar endotel hücre sayısında azalma ile sonuçlanabilir. Ön kamaradaki inflamatuvar reaksiyonlar ve göz içi basıncındaki ani artış endotel hücre fonksiyon bozukluklarına sebep olabilir. Herhangi bir sebepten ötürü endotel hücre fonksiyon bozukluğu gerçekleşmesi neticesinde kornea ödemi oluşmakta kornea lifleri arasındaki mesafe artmakta ve kornea bulanıklığı ile gelişmektedir (1).

### **2.1.3. Fizyolojisi ve Metabolizması**

Korneanın saydamlığı ve dehidratasyonunun devamlılığı için enerjiye ihtiyaç vardır. Korneanın epitel hücreleri, keratositler ve endotel hücreleri için ana enerji kaynağı glikoz olup esas olarak aköz hümörden alınmaktadır (26). Yaklaşık %10 kadarı gözyaşı ve limbal kapiller vasıtasıyla sağlanır. Korneada glikoz *Krebs* çemberi ile enerjiye dönüşmekte olup *Krebs* çemberinin gerçekleşmesi için ise oksijen gerekmektedir. Kornea endoteli *Krebs* çemberi için gereken oksijeni aköz hümörden, epitel ve stroma ise limbal damarlardan ve gözyaşındaki çözünmüş haldeki oksijenden temin eder. Glikoz epitel düzeyinde glikojen formunda depolanır. Epitel stromaya kıyasla daha yüksek oranında ATP, glikojen ve oksidatif enzimlere sahiptir. Kornea endotelinin *Krebs* döngüsü ile birlikte pentoz fosfat şantı ile çalışabilecek olan özellikleri söz konusu olup bu yolla kornea epiteli lipid sentezi gerçekleştirebilir. Elektrolit seviyeleri kıyaslandığında kornea stroması Na, epitel ise K iyonu açısından daha zengindir. İodoasetat gibi metabolik zehirler. Korneanın *Krebs* çemberinin bloke edilmesi korneada su tutulumu ve ödem ile sonuçlanır. Epitel ve endotel metabolizması ATP olmadığı için bozulacak ve Na-K ATPaz pompası çalışmadığı için korneada elektrolit ve su tutulumu gerçekleşecektir (25).

#### **2.1.4.Korneanın Hidrasyonu ve Saydamlığı**

Korneanın toplam ağırlığının yaklaşık %75-80'i su olup korneanın saydamlığını sürdürebilmesi için suyun devamlı olarak stromadan epitel ya da endotel vasıtasıyla dışarıya pompalanması gerekir. Epitel ve endoteli işlev görmeyen bir kornea 3 katına kadar kalınlaşabilir ve opak bir görünüm kazanır. Kornea hidrasyonunda etkili olan faktörler aşağıdaki gibidir:

##### **2.1.4.1.Stromanın Şişme Basıncı:**

Stroma şiştiğinde kollajen fibrillerin çapı değişmemesine karşın fibriller arasındaki mesafe açılır. Glikozaminoglikanların(keratan sülfat, kondroitin sülfat) negatif yükleri arasında birbirini itme gücü ve iyonik yük nötralizasyonunu sağlayan yoğun katyon varlığı (Donan Etkisi) dolgu maddesinin şişme gücünü oluşturur. Bunun ile birlikte dokunun kolloid osmotik basıncı da şişme basıncına katkı sağlar. Ayrıca farklı hidrasyon düzeylerinde stromanın şişmesine mani olmak için gerekli olan güç "stromal şişme basıncı" olarak adlandırılmakta olup bu basınç stromanın şişmeye eğilimini gösterir. Normal hidrasyonda stromal şişme basıncı 40-55 mmHg olup stromal hidrasyondaki artışa bağlı olarak şişme basıncında azalma gerçekleşir. Stroma %50 oranında şiştiğinde şişme basıncı yaklaşık olarak 2/3 oranında azalır (28). İn vitro şartlarda stromal şişme basıncının invivo şartlardaki karşılığı stromal emme basıncı olup bu ilişkide göz içi basıncı da etkilidir (Emme basıncı = Göziçi basıncı-Stromal şişme basıncı). Göz içi basıncı şişme basıncının üzerine çıktığı zaman endotel pompa yetersiz kalır dolayısıyla epitel ve stromal ödem ortaya çıkar. Normalde korneanın emme basıncı ve dehidrasyon mekanizmaları denge halindedir. Dehidrasyon etkisinin herhangi bir sebepten ötürü azalması halinde yeni bir denge sağlanana kadar stroma şişer (27).

##### **2.1.4.2.Epitel ve Endotelin Bariyer Fonksiyonu:**

Korneanın epitel hücreleri (zonula oklüdens) ve endotel hücreleri (makula oklüdens) sıkı bağlar ile bağlanmıştır. Epitel ve endotel hızlı sıvı geçişini önleyici etkiye sahip olup bu etki doğrudan su geçişine mani olarak değil elektrik geçişine mani olarak gerçekleşir. Stromanın bariyer etkisi "1" olarak kabul edilir ise bu etki endotelde "10", epitelde ise "2000" seviyesindedir (27).

#### **2.1.4.3.Epitel ve Endotelin Pompa Fonksiyonu:**

Endotel de bulunan sıvı pompası endotelin aktif dehidratasyonundan sorumludur. Stroma içindeki suyun kamaralar sıvısına geçişinde ATPaz ve karbonhidraz enzimlerinin kontrolünde Na, K ve HCO<sub>3</sub>'ün rolleri vardır. Endotel ATPaz ve karbonhidraz enzimlerini inhibe eden ajanlar kornea ödeme neden olur. Endotel pompası deneysel olarak stroma yokluğunda bile çalışmakta olup pompanın hızı korneal hidrasyondan bağımsız ve stabildir. Normal hidrostatik basınca karşı en az 6,5 ml/cm<sup>2</sup>/saat su taşıma kapasitesi bulunmaktadır. Epitelde Cl pompasının varlığı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir. Cl stromadan gözyaşı filmine doğru salgılanmakta olup bu taşıma siklik adenosin monofosfat ile düzenlenir ve beta adrenerjik agonistler ile uyarılır (27,29).

#### **2.1.4.4.Göz İçi Basıncı:**

Kornea ve çevresinde doğal olarak bulunan iki kuvvet kornea stromasına su çekilmesine neden olur. Bunlar stromada bulunan glikozaminoglikanların yaklaşık 60 mm Hg civarındaki osmotik basıncı ve ön kamara sıvısını kornea stromasına iten göz içi basıncıdır (GİB) . Normal bir gözde GİB'in stromal kalınlığa etkisi çok azdır. Stromal şişme basıncını aşan GİB epitelyal ödeme neden olabilir. Bu ödem normal gözlerde GİB 55 mm Hg seviyelerine ulaştığında gözlenirken, endotel işlevlerinin azaldığı dolayısıyla stromal kalınlığın arttığı gözde 30 mm Hg seviyelerinde iken oluşur. Endotel normal ve sağlıklı iken yüksek göz içi basıncının erken dönemde stromaya kompresyon etkisi mevcuttur. Penetran keratoplasti sonrası postoperatif birinci günde görülen greftin saydam ve aşırı sıkı görünümü buna güzel bir örnektir ve bu durumda yüksek göz içi basıncından şüphelenilmelidir. Endotel fonksiyonunun sınırda olması durumunda ise minimal travma ile veya daha düşük basınçlarda dahi epitel ve stromada ödem oluşur. Hipotoni varlığında ise kompresif etkinin yokluğuna bağlı olarak epitel ödemi olmaksızın stromal ödem gözlenir (17,23,27,30).

### 3.LENS

Saydam ve bikonveks yapıda olan kristalin lens, lens lifi hücreleri ve lens epiteli olmak üzere iki özel epitel hücre popülasyonundan oluşur. Lensin görevleri arasında kendi saydamlığını korumak, ışığı kırmak ve akomodasyon yapmak gibi görevler bulunmaktadır. Lensin fetal gelişim esnasında kanlanması ve innervasyonu bulunmamaktadır. Bu yüzden metabolik ihtiyaçların karşılanması ve atıkların taşınması için tamamen aköz hümöre bağımlıdır. Lens irisin arkasında vitreusun ön yüzünde bulunur (13,32).

Lensin ağırlığı büyümeyle ve yaşla birlikte değişmektedir. Lens gelişimini doğumdan sonra ölüme kadar devam ettiren insandaki tek yapıdır. Doğumda 65 mg olan lens ilk yılın sonunda 125 mg, ilk on yılda ise 150 mg olur. Sonra lens kütlesindeki artış, 90 yaşında 260 mg olacak şekilde yavaşlar (1,4 mg/yıl). İnsan lensinin ekvatoryal çapı yaşam boyunca artış göstermektedir. Doğumda 5 mm olan çap, 20 yaşında 9-10 mm olur. Doğumda 3,5-4 mm olan ön ve arka kutuplar arasındaki mesafe yaşla birlikte 4,75-5 mm ye ulaşacak şekilde yükselir.

Kapsül, epitel, korteks ve nükleustan meydana gelen lensin % 65'i su, %35'i proteindir. Lens %35 protein içeriğiyle en çok protein içeren dokulardan biridir. Potasyum diğer dokulara göre lenste daha fazla bulunmaktadır. Lensin protein ve glutatyon konsantrasyonu yüksek, kalsiyum konsantrasyonu ise düşüktür. Yaşlandıkça lensteki su içeriği azalır, kalsiyum içeriği artar, glutatyon konsantrasyonu azalır ve lensin saydamlığını kaybetmesi, sertleşmesi ve katarakt oluşumu gözlenir. Ön yüzü arka yüzüne göre daha düzdür. Ön yüzde en tepe noktaya ön kutup, arka yüzde en tepe noktaya ise arka kutup denir. Lensin ön ve arka yüzünün birleştiği birleşim yerine ekvator denir. Kutup aksıyla ekvator aksı birbirine diktir. Ön yüzü iris arka yüzü ve pupilla açıklığı ile arka yüzü vitreus ile komşudur. Lens "zonül" adı verilen mikrofibrillerle yerinde tutulur. Siliyer epitelin nonpigmente tabakasından köken alan bu fibriller, vücutta pek çok bağ dokusunda bulunan elastik liflerin de bileşeni olan fibrilin proteini içerirler (13,14,31). Lens, lens epiteli ve yüzeyel lens lifi hücrelerince üretildiği bilinen elastik bir ekstraselüler materyal olan lens kapsülü çevrelenmektedir. Lens kapsülü aslında bir bazal membrandır ancak vücuttaki diğer bazal membranlardan farklı olarak arka kutup dışında sürekli kalınlaşır. Kapsül kalınlığı lensin farklı bölgelerinde değişiklik

gösterir: Ön kutupta 14µm, ön periferde 21 µm, ekvatorunda 17 µm, arka periferde 23 µm ve arka kutupta 4 µm kalınlıktadır. Lens kapsülü başta tip IV kollojen, daha az oranda tip I ve III kollajenden oluşmaktadır. Lensin ön yüzündeki lens epitel hücreleri küboid hücrelerdir. Lensin geri kalan büyük kısmını ise konsantrik tabakalar halinde uzamış lens lifi hücreleri oluşturmaktadır.

Lensin ön kapsülünün hemen arkasında tek sıra halinde epitel hücreleri bulunmaktadır. Bu hücreler metabolik olarak aktif hücrelerdir, DNA, RNA, ATP, protein ve lipit sentezi görevleri vardır. Erişkin insan lensinde, lens lifi hücreleri ve lens epitel hücrelerinin büyük çoğunluğu bölünmezler. Ancak germinatif zon adı verilen ekvator yakınında bulunan lens epitel hücrelerinde yavaş bir proliferasyon mevcuttur. Bu bölgede mitozla meydana gelen hücrelerin büyük çoğunluğu lensin arka kısmına göçerler, lens ekvatorunda lens lifi hücrelerine farklılaşırlar (14,33,32). Lens sütürleri hücre çıkıntılarının birleşmesiyle oluşmaktadır. Zıt kutuplardan uzayan lens lifi hücrelerinin apikal ve bazal uçları arasında “dikiş (sütür)” adı verilen birleşme bölgeleri oluşur. Hücrelerin apikal çıkıntılarının birleşmesi ile “ön Y sütürü”, bazal uzantılarının birleşmesiyle ise “arka Y sütürü” oluşur. Lens lifi hücreleri sütürlere ulaştıklarında uzamaları durur ve bazal uçları kapsülden ayrılır. Sonrasında nükleus, mitokondri, ribozom ve endoplazmik retikulum dâhil membran bağımlı tüm organellerini kaybederler (32,34). Bu organellerin yok olması optik açıdan avantajlıdır çünkü ışık bu yapılar tarafından daha fazla emilmez veya saçılmaz böylelikle lensin içinde rahat bir şekilde ilerlemesi sağlanır (35). Fakat diğer organellerle birlikte mitokondri kaybına bağlı olarak lens lifi hücreleri enerji üretimi için glikoliz yolunu kullanmak zorundadır. Yüzeyde yeni lens lifleri oluşmasıyla matür lens lifi hücreleri daha derine gömülür. Bundan dolayı lensin büyüklüğü ve hücre sayısı yaşam boyunca artar. Doğumda 65 mg lens ağırlığı yaşam süresince giderek artarak 220 mg'a kadar ulaşır (1).

### **3.1.LENS EMBRİYOLOJİSİ**

İnsan şeffaf lensinin oluşumu embriyogenezin erken dönemlerinde başlar. Gestasyonun yaklaşık 25. gününde diensefalonun iki yanında optik vezikül adı verilen laterale doğru uzanan iki adet çıkıntı oluşur. Optik veziküller laterale doğru uzayıp genişledikçe, kafanın her iki tarafında tek sıra kübik epitelten oluşan bir bölge olan yüzey ektodermine yaklaşır ve karşı karşıya gelir. Gestasyonun yaklaşık

27. gününde optik vezikülün üstündeki ektoderm hücreleri kolumnar hal alır ve buna lens plakoidi denir. 29. günde lens plakoidinin merkezinde bir çöküntü meydana gelerek lens çukuru (lens pit veya fovea lentis) oluşur. Hücrel çöğalma belirginleşir. Bu çöküntü arttıkça yüzeyi ektoderme bağlayan sap benzeri oluşum daralıp kaybolur. Böylece bazal membran içinde tek kat küboid hücreden oluşan bir kürecik kalır ki buna “lens vezikülü” denir. Gestasyonun 30. gününde oluşan lens vezikülünün bu dönemde çapı yaklaşık 0,2 mm’dir. Lens vezikülü oluşurken optik vezikül bir invajinasyon geçirerek 2 katlı optik çukuru (optik cup) oluşturur. Lens vezikülünün arka katmanındaki hücreler bölünmeyi durdurur ve uzamaya başlar (primer lens lifleri). Bu hücreler uzama işlemine devam ederek lens vezikülünün lümenini doldurur. Gestasyonun yaklaşık 40. gününde lens vezikülünün lümeni kapanır. Uzamış hücreler primer lens lifleri olarak adlandırılır. Primer lens liflerinin nükleusları öne doğru yer değiştirir, piknotikleşir ve organelleri belirsizleşerek erişkin yaşamda lensin merkezi bölgesini oluşturacak embriyonik nükleusa dönüşür. Optik vezikülün arka kat hücreleri belirgin değişime uğrasa da ön lens ve vezikül hücreleri değişmez ve tek sıralı küboidal hücreler olarak kalır. Bu hücreler lens epiteli adını alır. Lensin bu aşamadan sonra büyüme ve gelişmesi epitel içindeki proliferasyon sayesinde olur. Lens kapsülü önde lens epitelince, arkada liflerince oluşturulan bir bazal membran olarak gelişir. 7 haftalık gestasyonda ekvator bölgesindeki lens epiteli bölünmeye ve uzamaya başlar. Sekonder lens liflerini oluşturur. Liflerin ön yüzü öne, arka yüzü arkaya doğru lens kapsülü altında uzar ve böylece sürekli katmanlar halinde lens lifi oluşumu devam eder. Her sekonder lens lifi hücresi kapsülden ayrılırken nükleusunu ve hücre zarına bağlı organellerini kaybeder. Gestasyonun 2-8 ayları arasında oluşan sekonder lens lifleri fetal nükleusu oluşturur (32,36,37).

Lens lifleri oluşmaya ve lens büyüme devam ettikçe lens sütürlerinin paternleri ileri derecede karmaşık bir yapıya dönüşür. 20 yaşından sonra merkezi en eski lifler sertleşir. 40 yaşından itibaren bu sertleşme akomodasyona engel olmaya başlar. 60 yaşında ise skleroz ve renk değişikliği nedeni ile lens sütürleri görülemez (37,38). Gestasyonun yaklaşık 1. ayında göze optik diskten giren hyaloid arter lens kapsülünün arka yüzünde tunika vaskuloza lentis olarak adlandırılan bir kapiler ağ oluşturur. Bu kapillerler lens ekvatoruna doğru büyüyerek burada ikinci bir kapiller



ağ ile anastomoz yapar. Ön pupiller membran olarak adlandırılan bu yapı silyer venlerden türer ve lensin ön yüzünü kaplar. Gestasyonun yaklaşık 9. haftasında lensi çevreleyen kapiller ağ tamamen gelişmiş haldedir. Doğumdan kısa süre önce apoptozis ile kademeli olarak yok olur. Bazen lensin arka yüzünde ufak bir opasite ya da lif şeklinde tunika vaskuloza lentis kalıntısı izlenebilir ve buna Mittendorf lekisi denir. Zonuler liflerin gelişimi gestasyonun 3. ayının sonunda olur (13,36,37,38).

### 3.2.LENSİN FİZYOLOJİSİ VE BİYOKİMYASI

Lensin protein içeriği vücuttaki diğer tüm dokulardan göre daha yüksektir. Ağırlığının %33 - 35' i proteinden oluşur. Kalan %65 - 66' sını su, %1 'ini ise aminoasit, lipit, karbonhidrat, elektrolitler ve peptidler oluşturur. Lensin yüksek refraktif indeksi yüksek protein içeriğinden dolayıdır. Bunların çoğu fibrillerin yapısal proteinleridir.

Proteinler sudaki çözünürlüklerine göre ikiye ayrılırlar;

1) *Suda Eriyen (Kristallin)*

2) *Suda Erimeyen (Hücre iskelet proteinleri, membran proteinleri)*

Kristalinler, tüm lens proteinlerinin %90'ını oluşturur ve alfa , beta ve gamma olmak üzere üç ana gruba ayrılır. Suda erimeyenler de ürede eriyen ve erimeyen olarak iki alt gruba ayrılır. Lensteki protein içeriğin %90'lık kısmına karşılık gelen kristalin proteinler suda eriyen proteinlerdir. Lens fibrillerinde 400 mg/ml gibi yüksek bir konsantrasyonda bulunur (diğer deyişle bir litre suda 400 gr) ve lensin kırıcılığında sorumludurlar. Bir yaşındaki bir bebekte alfa, beta ve gamma proteinlerde dağılım %40-35-25 şeklindedir (en çok alfa en az gamma) . Alfa tip proteinler lens liflerinde, suda erimeyen proteinler ise nukleusta yoğunlaşmıştır. Alfa kristalinler lens epitelinin fibrillere dönüştüğü yerlerde açığa çıkmakta olup epitelde korteks fibrillerine göre 7 kat fazladır. Suda erimeyen grupta en çok bulunan protein major intrinsik proteindir. En çok nukleustadır. Gamma kristalin tek parça olup alfa ve beta kristalin 20-30 kD'luk alt parçalara ayrılabilir. Zamanla suda erimeyen proteinlerin oranı artar ve katarakt gelişir. Nukleustaki sarı-kahverengi dönüşümden de suda erimeyen ve ürede eriyen proteinler sorumludur. Yaşla suda eriyen proteinler lensteki tüm proteinlerin %51'i oranına geriler. Kortikal kataraktlarda kapsülden kaçan ve ön kamarada bulunan hem alfa hem de gamma kristalinler

azalırken, nukleer kataraktlarda gamma kristalin yine azalırken alfa kristalin artar (1,32,39,40,).

Lensin metabolizmasının amacı saydamlığı korumaktır. Enerji üretiminin neredeyse tamamı glikoliz yoluyla olur. Enerji ihtiyacı ise glukoz metabolizmasıyla sağlanır. Glukoz, aköz hümörden basit difüzyon ve kolaylaştırılmış difüzyonla alınır. Artıklar pasif difüzyonla atılır. (24,26) Ayrıca lensin saydamlığı lens hücrelerinin makromoleküler komponentlerinin çok düzenli dizilim ve ışığı dağıtan komponentlerdeki kırıcılık indeksi farklarının çok küçük olmasına bağlıdır (41).

### **3.3.ÖN KAMARA**

Önde korneanın posterior yüzeyi, arkada lensin pupiller parçası ile irisin anterioru, periferde trabeküler ağ, skleral mahmuz, silyer cisim ve iris kökü arasında kalan alan, ön kamarayı oluşturur. Ön kamaranın en büyük çapı 11,3 ile 12,4 mm veya yaklaşık olarak kornea çapı kadardır. Ön kamarada en dar bölge açıdır. Bununla birlikte, irisin silyer cisme doğru hareketi açıyı biraz genişletebilir. Ön kamara derinliğini etkileyen başlıca faktörler; kırma kusurları, ırk, cinsiyet, yaş ve genetikdir. Ön kamara, hipermetroplara göre miyoplarda daha derindir. Hipermetroplarda ön kamara derinliği 3-3,5 mm, emetroplarda 3,1-3,6 mm iken; miyoplarda 3-3,8 mm'dir. Ön kamara derinliği, genellikle lensin kalınlaşmasına bağlı olarak yaşla birlikte azalır. 15 yaşından önce derinlik 3,6- 3,65 mm, 15- 35 yaşları arasında 3-3,7 mm, 35-55 yaşları arasında 2,8-3,3 mm'dir. Erkeklerde ön kamara daha derindir. (42) Maksimum akomodasyonda ön kamara derinliği 0, 24 mm kadar azalır. Kristalin lensin ön kutbunun öne protrüzyonu sonucunda ÖKD düşer. Lens kalınlık artışı ve lensin korneaya doğru hareketi de bu düşüşün sebebi olabilir. Yukarıdaki parametrelerin haricinde iris ve lense ait özellikler de ön kamara derinliği üzerinde etkilidirler. İrisin kontürü Spaeth sınıflamasına göre s; dik ve konveks, r; düz ve hafif konveks, q; konkav olarak üç şekilde değerlendirilir. İris kökünün silyer cisme insersiyon yeri normalde skleral mahmuzun altındadır. Anterior irisin skleral mahmuza insersiyonu, kalın olduğunda trabeküler ağa doğru rulo oluşturan periferal iris ve /veya silyer uzantıların öne doğru yer değiştirmesi ve bunun sonucunda periferal irisin trabeküler ağa doğru itilmesi söz konusudur. Lens subluksasyonunda lensin doğal anatomik pozisyonunun değişmesi sonrası iridolentiküler mesafenin daralması ve buna bağlı pupil bloğu ile açıda kapanma gerçekleşebilir (42,43).

## 4.KATARAKT

### 4.1.EPIDEMİYOLOJİ

Katarakt terimi şelale ya da demir parmaklık anlamındaki Latince "cataracta" ve yunanca "katarraktes" kelimelerinden türemiştir (40). Katarakt anatomik olarak lenste meydana gelen opaklaşmaya, fonksiyonel olarak ise görmeyi engelleyen lens opaklaşmalarına verilen addır. Biyokimyasal olarak da katarakt geri dönüşümsüz protein koagülasyonu sonucu gelişen lens kesafetleridir (19). Bununla birlikte bir lens opasitesinin katarakt olarak tanımlanabilmesi için normal görmeyi bozmuş olması gerekmektedir (46). Katarakt tüm dünyada körlük ve görme keskinliği azalmasının en önemli nedenidir (6,45). Bununla birlikte katarakt ekstraksiyonu sonrasında göz içi lensi implantasyonu dünyada en etkin kabul edilebilecek cerrahi tedavi yöntemidir (45). Dünya Sağlık Örgütü en iyi gören gözde görme keskinliğinin 20/400 den daha kötü olmasını körlük olarak tanımlamıştır. Dünyada 35- 40 milyon insanın kör olduğu ve bunların yaklaşık % 45 inin katarakta bağlı olduğu tahmin edilmektedir (6). Doğumdan sonra ilk 3 ay içinde görülen kataraktlar konjenital katarakt; 3. ay ile 18. ay arasında görülen kataraktlar ise infantil katarakt olarak adlandırılır (19). Yaş ile birlikte katarakt prevalansı artar. Yaşa bağlı katarakt genellikle üçüncü dekatta başlayıp ilerleme gösterir (32,47). Katarakt prevalansı 40 yaşından sonra her dekatta 2 katına çıkarak artmaktadır. 65 yaşında %5; 75 yaş üzerinde ise %50 civarında hastada belirgin katarakt prevalansı görülmektedir. Tüm katarakt olgularının büyük kısmını yaşa bağlı olan kataraktlar oluşturmaktadır (7).

### 4.2.ETYOLOJİ

#### 4.2.1.Senil (Yaşa bağlı) Katarakt

En sık görülen katarakt tipi senil kataraktır. Yaşa bağlı kataraktlar lensteki kesafetin yerleşim yerine göre ön subkapsüler, arka subkapsüler, nükleer ve kortikal olarak adlandırılır. Nükleer katarakta miyopik kayma nedeniyle presbiyopisi olan kişiler tekrar gözlüksüz olarak yakını okuyabilmeye başlar bu durum ikinci görme olarak adlandırılır. Çoğu zaman aynı anda lenste bu kesafetlerin birkaçı birlikte bulunabilir. Lenste yaşa bağlı olarak oluşan kataraktöz değişikliklerle beraber öncelikle kontrast duyarlılıkta azalma olur. Sonrasında zamanla görme keskinliğinde de azalma görülür. Gençlerde korneanın sebep olduğu sferik aberasyon (SA) kristalin

lensin negatif sferik aberasyon etkisiyle nötralize edilir, dolayısıyla görme kalitesi bozulmaz. Yaşlanmayla beraber lensin kalınlığı ve ağırlığı artarken akomodasyon yapma yeteneği azalmaktadır. Özellikle nükleer katarakta bağı olarak refraktif indeks artar ve bunun sonucunda lensin sahip olduğu negatif sferik aberasyon pozitif değerlere doğru kaymaya başlar. Sferik aberasyonla birlikte diğer yüksek sıralı aberasyonlar artış gösterir. Yaşlanmayla birlikte lens ve korneal aberasyon arasındaki dengenin bozulması ile birlikte optik kalite bozulur (32,48,49).

#### **4.2.2.Konjenital Katarakt**

Doğum ve sonrası ilk 3 ay içindeki kataraktlar doğumsal, ilk 2 yıl içinde gelişenler infantil, 8-10 yaşa kadar gelişenler ise gelişimsel katarakt olarak adlandırılırlar. O yüzden klinikte doğumsal ve gelişimsel katarakt ayrımı çoğu zaman yapılamaz. İnfantil kataraktlar da çoğu zaman gelişimsel katarakt grubu içinde incelenir. Doğumda saptanamayan kataraktlar ileride karşımıza çıkabilirler. Hayatın ilk yıllarında görmeyi bozmayan küçük opasiteler durağan ve periferik yerleşimli olabilirler ve ilerleyerek hayatın adolosan, jüvenil, presenil dönemlerinde, gelişimsel katarakt adı altında lens opasitelerini oluşturabilirler (36,37,39). Bazı doğumsal lens opasiteleri, doğumda tanı almadan atlandığı ve sonraki muayenelerde saptanabildiği için pek çok hekim tarafından bu iki terim birbirinin yerine kullanılmaktadır. Bu sebeple; doğumsal ve gelişimsel kataraktlar, pediatrik katarakt olarak adlandırılabilir.

#### **4.2.3.Travmatik Katarakt**

Delici olmayan künt bir travma erken yada geç bir sekel olarak lens opaklaşmasına neden olabilir. Kontüzyon kataraktı, lensin bir bölümünü ya da tamamını etkileyebilir. Lensin penetran ya da perforan bir yaralanması çoğunlukla delinmenin olduğu bölgedeki korteksin opaklaşması ve hızla ilerleyerek tüm lensin opaklaşmasına neden olmaktadır.

#### **4.2.4.Diğer Kataraktlar**

**1. Gözün Lokal Hastalıklarına Bağlı Kataraktlar:** Üveit gibi inflamasyonlar, retina dekolmanı ve cerrahisi, glokom, dejeneratif miyopi, retinitis pigmentosa, gyrate atrofi, persistan hiperplastik primer vitreus, ön segment iskemisi gibi hastalıklar

**2. Metabolik Hastalıklara Bağlı Kataraktlar:** Diabetes mellitus, galaktosemi, Alport sendromu, Wilson hastalığı, Myotonik distrofi, hipoparatiroidi, hipokalsemi

**3. Deri Hastalıkları:** Atopik Dermatit, İhtiyozis

**4. Santral Sinir Sistemi Bozuklukları:** Nörofibromatozis tip 2, Norrie hastalığı, Zellweger sendromu

**5. Radyasyon:** İyonizan radyasyon, infrared radyasyon (cam üfleycisi kataraktı) , mor ötesi ışınımı, mikrodalga ışınımı

**6. İlaçlara Bağlı Katarakt:** Kortikosteroidler, antikolinesteraz ve miyotik ilaçlar, fenotiazinler, busulfan gibi antimitotik ilaçlar, amiodaron, bakır, demir, altın, klorpromazin, statinler

**7. Kromozom Bozuklukları:** Trizomi 21,Trizomi 13,Trizomi 18, Cri Du Chat sendromu (5. kromozomun kısa kolunun delesyonu), Turner sendromu

### 4.3.KATARAKT CERRAHİSİ

#### 4.3.1.Tarihçe

Katarakt cerrahisi günümüzde dünya üzerinde en çok uygulaması yapılan cerrahi işlemlerdendir. Tarihte kataraktın belgelenen ilk tedavisi mil çekmedir (Fransızca coucher “yatağa yatırmak” eyleminden). Mil çekme göz anatomisinin kısıtlı olarak bilinmesinin bir sonucudur ve genellikle matür kataraktlı hastalara uygulanmıştır (26) . MÖ. 25 ile MS. 50 yılları arası yazılmış Celsus yazıtlarında, M Ö. 300 yıllarında Philoxen olarak adlandırılan hekimlerin kataraktı tedavi ettikleri belirtilmiş ancak teknikleri hakkında bilgi verilmemiştir. (28) İlk çağlarda Arap cerrah Ammar'ın (996-1020) yumuşak kataraktlarda intralenticüler alandan kendi oyduğu bir tüp yardımıyla lensi emerek aspire etme yöntemiyle farklı bir boyut kazanmış ve modern katarakt cerrahisinin temelleri atılmıştır (50). Jacques Daviel ‘ in (1696-1762) katarakt ekstraksiyonu yönteminde ise kornea alt kadranda kesi yapılıp, kornea kaldırılıp, lens kapsülü çizilip, nükleus basıyla çıkartılıp, korteks küretajla uzaklaştırılıyordu (26).

Daviel’in ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu (EKKE) bir yenilik ve mil

çekme yöntemine göre önemli bir ilerlemeydi fakat yara iyileşmesi, üvea, retina ve vitreus prolapsusu ve oluşan ciddi inflamasyondan dolayı Daviel bu yöntemini % 50 başarılı olarak tarif etmiştir (26). İngiliz cerrah Harold Ridley 1949 yılında ilk intraokuler lensi implante etmiştir. (28,51). İlk defa fakoemülsifikasyon yöntemini 1967'de Charles Kelman tanıtmıştır (43,44). Kelman 1965 yılında günümüzdeki fakoemülsifikasyon cihazının temelini oluşturan irrigasyon aspirasyon ünitesini geliştirmiştir. 1967 yılında ise, enükleasyon planlanan ağırlı ve görmeyen bir gözde ilk fakoemülsifikasyon işlemini uygulamıştır. (54,32). 1965-1972 yılları arasında Cornelius Binkhorst İOL' e destek sağlanması için arka kapsülün sağlam olması gerektiğini bildirdi. Katarakt cerrahisine viskoelastik maddelerin girişi Pape ve Balzs tarafından 1979 yılında olmuştur (55).

Konvansiyonel Fakoemülsifikasyon yöntemi 3 mm' lik bir kesiden ön kamaraya girilerek ultrasonik enerji ile lens nükleusunun emülsifiye edilmesi ve bütün lens materyalinin otomatik irigasyon aspirasyon sistemi ile göz dışına çıkartılmasıdır (56). Ancak İOL yerleştirilebilmesi için kesinin genişletilmek zorunda kalınmasından dolayı fakoemülsifikasyon yöntemi 1980'li yıllara kadar geniş kabul görmemiştir (57).

1984 yılında Mozocco'nun katlanabilir İOL'ü tanıtması, 1984-1985 yıllarında Gimbel ve Neuhan tarafından kapsüloreksisin geliştirilmesi, dikişsiz uygulanan "self-sealing" korneal ve skleral tünel insizyonların geliştirilmesi, fakoemülsifikasyon yönteminde endotel travmasını azaltan viskoelastiklerin geliştirilmesi, hidrodiseksiyon ve hidrodelineasyonun tanımlanması, fakoemülsifikasyon tekniğinin ilerlemesine önemli katkıda bulunarak fakoemülsifikasyonu bugünkü popülaritesine ulaştırmıştır (32,58).

#### **4.3.2.Fakoemülsifikasyon**

Charles Kelman 1967 yılında geleneksel nükleus çıkartılan EKKE yönteminden kesi büyüklüğü farklı olan ve farklı bir teknikle nükleusun çıkartıldığı fakoemülsifikasyon yöntemini geliştirmiştir. Kelman' ın 1967 yılında ilk defa insan gözünde yaptığı fakoemülsifikasyon cerrahisi 76 dakika sürmüştür (55,58). Kelman fakoemülsifikasyon yönteminin patentini 1972 yılında almıştır (59). Kelman' ın geliştirdiği bu yöntem başlangıçta meslektaşları tarafından ciddi direnç görmüştür. Çünkü bu teknikte nükleus ön kamaraya çıkartılarak emülsifiye edilmekte ve buna

bağlı olarak yüksek oranda endotel hücre kaybı ve ameliyat sonrası korneal ödem görülmekteydi (32,60).

Konvansiyonel fakoemülsifikasyon 1980'li yıllara kadar geniş kabul görmemiştir. Bunun sebebi ise 3 mm'lik bir kesiden ön kamaraya girilerek ultrasonik enerji ile lens nukleusunun parçalanıp otomatik irrigasyon aspirasyon sistemi ile bütün lens materyalinin göz dışına çıkartılıyor olmasına rağmen İOL koyma aşamasında kesiyi genişletmek zorunda kalınıyor olmasıdır (56). İlk katlanabilir İOL 1984 yılında Mozocco tarafından tanımlanmıştır (61).

1980'lerin sonlarında Gimble tarafından tariflenen teknik popülerite kazanmıştır, bu teknikte Gimble kapsülöreksis ve cep içi fakoemülsifikasyon uygulamıştır (62).

Continuous Curvilinear Capsulorhexis (CCC) 1990 yılında Gimbel ve Neuhann tarafından tanımlanmıştır ve günümüzde modern katarakt cerrahisinin önemli bir basamağı olarak yerini almıştır (63).

Viskoelastiklerin geliştirilmesiyle beraber fakoemülsifikasyonda yüksek orandaki endotel kaybının azaltılması, hidrodiseksiyon ve hidrodelineasyonun tanımlanması, korneal ve skleral tünel insizyonlarının geliştirilerek sütürsüz katarakt cerrahisinin tanımlanması fakoemülsifikasyonu günümüz cerrahisindeki popülaritesine ulaştırmıştır (61).

Günümüzde birincil katarakt ekstraksiyon yöntemi fakoemülsifikasyondur. Fakoemülsifikasyon (FAKO) cerrahisinin, klasik EKKE cerrahi yöntemleri ile karşılaştırıldığında birçok avantajı vardır. Fakoemülsifikasyonun avantajlarından bahsedilecek olursa;

- Daha kısa ameliyat süresi
- Küçük kesi nedeniyle daha az astigmatizma
- Daha erken görsel iyileşme
- Derin bir ön kamara sağlandığından cerrahi aletlerin uçlarının arka kapsül, endotel ve irise teması engellenmesi
- Çok daha hızlı ve tam olarak yapılabilen korteks aspirasyonu
- Cerrahi sırasında göz içi basıncı normal sınırlarda tutulduğundan daha az arka kapsül yırtılması riski
- Ameliyat sırasında daha az iris prolapsusu, hifema, ekspulsif hemoraji riski

- Ameliyat sonrasında daha az retina dekolmanı ve kistoid makula ödemi riski
- Daha az enfeksiyon riski
- Daha erken yara yeri iyileşmesi

Bununla birlikte tekniğin görece olarak zor olması, öğrenim sürecinde komplikasyon riskinin yüksek oranda olması, ekipmanlarının pahalı olması dezavantajlarıdır (32,52,59,64).

Fakoemülsifikasyon ultrason enerjisi kullanarak katarakt nükleusunun parçalara ayrılıp bu parçaların emülsifiye edilerek aspirasyonunu içeren cerrahidir. FAKO aygıtlarında temel olarak üç ana sistem vardır. Bunlardan ilki ultrason enerjisidir. Ultrason enerjisi kataraktlı lensi emülsifiye etmek için kullanılır. Bu da yaklaşık 10 mm boyutlarındaki kataraktlı lensin 2-3 mm' lik kesilerden aspirasyonuna imkân vermektedir. İkinci sistem ise irrigasyon sistemidir. Bu sistem sayesinde ultrason etkisiyle oluşan parçacıklar emilirken ön kamara derinliği korunmuş olur. Üçüncü sistem ise aspirasyon sistemidir ki bu sistem ultrason enerjisinin itme etkisiyle parçalara ayrılmış olan nükleus içeriğinin fako elciğinin ucundan ayrılmasını önler (65). Bu üç sistem ayak pedalı ile kontrol edilir. Fakoemülsifikasyon yönteminde küçük kesi ile kapalı bir sistem oluşturulur ve bu sayede giren ve çıkan sıvı dengesi sağlanarak ön kamara derinliği korunmuş olur (59).

Fakoemülsifikasyon cihazının irrigasyon, aspirasyon ve parçalama özellikleri bulunmaktadır.

#### **4.3.2.1.İrrigasyon**

Devamlı irrigasyon ön kamara derinliği sağlanmasının yanında irrigasyon sıvısının soğutucu etkisi ile fakoemülsifikasyon sırasında ortaya çıkan ısının çevre dokulara vereceği hasarın önlenmesini de sağlar.

#### **4.3.2.2.Aspirasyon**

Fakoemülsifikasyon aygıtlarında temel olarak iki tür aspirasyon pompasından biri bulunmaktadır. Bunlar akım ve vakum tipi aspirasyon pompası olarak adlandırılırlar. Akım tipi pompalarda sıvı, pompa ile doğrudan temas halinde olup sıvıyı içeren boru direk olarak pompanın içine alınmaktadır. Vakum tipi pompalarda ise aspirasyon için gereken kuvvet boşaltma kaset içinde bulunan hava ara yüzey aracılığıyla sağlanır, pompa hattı ile aspirasyon hattındaki sıvı arasında doğrudan bir



bağlantı yoktur (65). Akım tipi pompada temel belirleyici değişken vakumdan bağımsız olarak belirlenebilen aspirasyon akım hızıdır. Vakum tipi pompalarda ise aspirasyon akım hızı vakuma bağlıdır. Akım tipi pompalarda vakum indirekt olarak kontrol edilmektedir. Vakumu oluşturan olay aspirasyon ucunun kısmen ya da tümüyle kapatılmasıdır (65). Ucun tıkanma miktarı arttıkça vakum giderek artar ve tam tıkanma olduğunda önceden belirlenmiş olan maksimum limit değerine ulaşır. Akım tipi pompaların şu anda kullanımda olan iki tipi mevcuttur:

**1.Peristaltik pompa:** Günümüz modern fako aygıtlarının büyük çoğunluğunda kullanılan sistemdir. Sağma işleminin yapılabilmesi için pompa tarafından ezilen borucuğun çok yumuşak olması gereklidir. Böyle bir aspirasyon hattı çökme (surge) açısından risk oluşturabilir.

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

Vakum tipi aspirasyon pompalarında esas belirleyici etken vakumdur. Cerrah panel ya da çizgisel olarak vakum limit değerini belirler, aspirasyon akım hızı ise aspirasyonun uç genişliği, oklüzyon miktarı ve önceden seçilmiş olan vakum limit değerine bağlı olarak belirlenir (32,65). Üç tip vakum pompası bulunmaktadır:

**1.Dönen pervaneli pompa:** Dönen bir elektrik motoru ve pervane sistemi bulunur, oluşan vakum motorun dönme hızıyla doğru orantılıdır.

**2.Diyafram pompa:** Dönen bir elektrik motoruna bağlı bir çubuk ve bunun pozisyonuna göre itilen veya çekilen bir diyafram bulunur. Bu diyafram bir seri odacıklara sadece bazı yönlere doğru açılabilen kapakçıklarla bağlanmıştır. Motorun dönme hızıyla orantılı olarak vakum elde edilir.

**3.Venturi pompa:** En yaygın kullanılan vakum pompa sistemidir. Boşaltım kasetine bağlı bir ana boru içinden sıkıştırılmış nitrojen gazı veya hava geçirilerek kaset içinde vakum oluşturulur. Genellikle pompaların aspirasyon açısından birbirlerine bariz üstünlüğü yoktur. Gerek akım, gerekse vakum tipi aspirasyon pompalarında fako iğnesinin ucunda vakum oluşabilmesi için ucun kısmen ya da tamamen kapatılması gereklidir. Pompalar arasındaki tek fark oklüzyonda, hedeflenen maksimum vakum düzeyine ulaşması için gereken zamandır. Bu nedenle cerrah kendi özgün tekniğini planlarken kullandığı aygıtın bu özelliğini göz önünde

bulundurmalıdır (32,65).

#### **4.3.2.3.Parçalama**

Fako elciğinin (tip) işlevi ultrasonik enerjiyi oluşturma, iletme ile irrigasyon ve aspirasyonu sağlamaktır. Gövde kısmı elektrik enerjisini ultrasonik enerjiye dönüştüren, piezoelektrik ya da magnetostriktif sistemi içerir. Güç kaynağı ile irrigasyon ve aspirasyon boruları da gövdeye bağlıdır. Ultrason enerjisi elceğin ucundaki iğne vasıtasıyla nükleusa iletilir. Titanyum iğne ortalama 1 mm çapında, kenarları keskin, sert ve ultrasonik dalgaları iletmeye uygun yapıda üretilmiştir. Aspirasyon iğnenin lümeni içinden gerçekleşmektedir. Silikon kılıf fako iğnesinin üzerine takılmaktadır. Distal kısmına yakın iki adet delik bulunmaktadır. İrrigasyon sıvısı iğne ile kılıf arasından geçmekte ve bu deliklerden göz içine girmektedir. Bu akım aynı zamanda iğnenin titreşimler ile aşırı ısınmasına da mani olur. Fako iğneleri değişik yapıda ve kalınlıkta üretilmektedir. (60,65) Kesim açıları ise 0° ile 45° arasında değişmektedir. Kesim açısı arttıkça iğnenin tıraşlama ve oyma yeteneği artar. Kesim açısı azaldığında ise uç oklüzyonu ve nükleus parçalarının fako iğnesinde tutulması kolaylaşır. Fako iğnelerinin iç ve dış çapları da mekanik performans ve sıvı dinamiğini etkilemektedir. Standart bir fako iğnesi 19 G olup dış çapı 1,1 mm, iç çapı ise 0,9 mm'dir. Buna karşılık 21 G'luk mikro ucun dış çapı 0,8 mm, iç çapı ise 0,6 mm'dir. Şu anda kullanılan en dar lümenli iğnenin dış çapı 0,7 mm'dir (65). 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. Cerrahinin süresinin uzamasına rağmen ön kamaradaki dalgalanmaların ve ön kamaranın ani boşalmasının (surge) görülme ihtimali dar lümenli iğnelerin kullanımı ile azalmaktadır (58,59,60,65,32). Ultrasonik enerjinin oluşumunu anlamak için bazı önemli terimleri bilmek gereklidir.

**Piezoelektrik:** Üzerine elektrik enerjisi uygulandığında belli bir hızla titreşen kristal türüne verilen isimdir. Elektrik enerjisini mekanik enerjiye çeviren bu kristal, fako elciği içinde bulunur ve burada oluşan titreşim uç kısımdaki iğneye iletilir.

**Frekans:** Piezoelektrik kristalin saniyedeki titreşim sayısıdır. Farklı kristal türleri kullanan piyasadaki değişik fako aygıtlarında saniyede 25000 ile 60000 Hz arasında değişir. Ancak herhangi bir fako aygıtı için sabittir.

**Darbe (stroke lenght):** Fako iğnesi bu titreşimler nedeniyle aksiyal yönde ileri ve

geri hareket etmektedir. Bu hareketin miktarı (amplitüdü) ultrasonik darbe şiddetini belirler. Maksimum hareket miktarı yaklaşık 100  $\mu$ 'dur.

**Güç:** Elcikteki piezoelektrik kristale gelen elektrik voltajı değiştirilerek fako iğnesinin ileri-geri hareketinin amplitüdü (darbe) azaltılıp, arttırılabilir. Amplitüd arttıkça güç artar, azaldıkça güç azalır. Güç değişikliklerinde bile frekans sabittir, değişen sadece ileri-geri hareketin amplitüdüdür (59,60,65). Ultrasonik enerjinin sert nükleusu nasıl parçaladığı ile ilgili olarak şu mekanizmalar ileri sürülmüştür;

**Akustik parçalama:** Fako iğnesinin önünde 400 km/saat hızla hareket eden yaklaşık 500 atmosfer basınca sahip bir sıvı dalgası oluşmaktadır.

**Mikrokavitasyon kabarcıkları oluşumu:** Fako ucunun hareketi ön kamara sıvısı içinde yaklaşık 150 mikron çapında ve 5500° sıcaklığa ulaşan kabarcıklar oluşturmakta ve bu kabarcıkların enerjisi de lens nükleusunu parçalamak için gerekli enerjiyi sağlamaktadır.

**Direkt mekanik parçalama etkisi (çekiç etkisi):** İğnenin ileri geri hareketiyle oluşan direkt parçalayıcı etkidir (*jackhammer effect*). Ultrason insan kulağı tarafından işitilmez, ancak fako cihazı ultrason moduna geçince değişik bir ses duyulur. Ultrason gücü arttıkça bu ses de artar. Bu ses fako elciği ile iğne arasındaki harmonik tınılar nedeniyle oluşmaktadır. Bir fako ameliyatında çalışacak maksimum gücün yanısıra kullanılacak mod ve nükleusu parçalama tekniği de ortama çıkan ısı enerjisini belirler. Isı oluşumunu azaltmak için ultrason enerjisinin aralıklarla uygulanması ve arada soğuma için dinlenme sürelerinin olması düşüncesi farklı fakoemülsifikasyon modlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Bu amaçla geliştirilen kesintili ya da darbeli fako modları toplam ultrason kullanım miktarını azaltmak, ancak darbe etkinliğini arttırmak için geliştirilmişlerdir. Ultrason enerjisinin sürekli olmayıp aralıklı uygulandığı bu modlarda ultrasonik gücün aktif olduğu zaman dilimine, açık (on), enerjinin inaktif olduğu zaman dilimine ise kapalı (off) denir. Kapalı olduğu dinlenme diliminde ultrason iğnesinin soğuması sağlanır. Belli bir zaman dilimi için gücün aktif olduğu sürenin toplam süreye oranına işlevsel dönem ya da çalışma siklusu (*duty cycle*) denir. Ameliyatın değişik evrelerinde, değişik nükleus sertliklerinde ve cerrahın uygulayacağı nükleus kırma tekniğine göre uygulanabilecek 4 farklı ultrasonik parçalama modu mevcuttur. (58,59,60,65).

**Devamlı mod:** 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. Çizgisel (*linear*) yada panel seçeneklerinden biri seçilir. Panel seçeneğinde pedal konum 3'e geldiği andan itibaren ayarlanmış maksimum güçte ultrasonik enerji uygulanır. Çizgisel seçeneğinde ise güç maksimum değerine pedal konum 3'te sonuna kadar basıldığında ulaşılır. Bu seçenekte güç artışı çizgisel uygulama süresi ise panel seçeneğinde olduğu gibi süreklidir.

**Pulse mod:** *Pulse* adı verilen ultrasonik dalgaların sıklığı ve amplitüdü değişkendir, ancak saniyedeki darbe sayısı değişse de çalışma siklusu %50 (50/50) olarak sabittir. Frekansı 40 kHz (40000 titreşim/saniye) olan bir fako aygıtı için bu titreşim sayısının saniyede 20000'e inmesi demektir. Kalan süre dinlenme süresi olarak boş geçecektir. Pulse sayısı saniyede 4 ise; her biri 250 milisaniye olacak bunun 125 milisaniyesi aktif, 125 milisaniyesi ise inaktif olacaktır. Pulse başına titreşim sayısı 5000 olacaktır. Eğer saniyedeki pulse sayısı 10'a çıkarılırsa, bir pulse 100 milisaniye, ultrasonun aktif ve inaktif olduğu zaman dilimleri ise 50 milisaniye olacaktır. Bu moda saniyedeki pulse sayısı 2 ile 20 arasında seçilebilir. Ayrıca maksimum güç, panel veya çizgisel şekilde ayarlanılabilmektedir.

**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. Multi burst mod ise gücü ve uzunluğu sabit; ancak aralıkları değişen ardaşık fako darbeleri üretilir. Bu mod kullanılacaksa panel üzerinde maksimum güç, burst modlarının uzunluğu (4 ile 600 milisaniye arasında seçilebilir) ve panel ya da çizgisel seçeneklerinden biri seçilir. Çizgisel kontrol seçeneği seçildiyse; konum 3'e geçtikten sonra ayak pedalına ne kadar fazla basılırsa darbeler arasındaki aralıklar o ölçüde kısalmaya başlar ve sonunda devamlı fakoya geçilir. Fakonun aktif olduğu süre (on) sabittir, buna karşılık dinlenme süresi (off) pedala ne kadar fazla basılırsa o ölçüde kısalmaya başlar. Dolayısıyla çalışma siklusu da giderek artar. Eğer panel kontrol seçeneği tercih edildiyse; ayak pedalı konum 3'e geçince panel üzerinde belirlenmiş olan güç ve uzunlukta burst şeklinde darbeler elde edilir.

**Hiperpulse modlar:** Yeni geliştirilen kesintili fako modlarında (hyper pulse mode) ise hem on/off oranları hem de çalışma siklusu değiştirilebilir. Hem de saniyede 100 pulse ya da üstüne çıkılabilir. Bu şekilde fako enerjisi çok daha kısa zaman aralıklarında uygulanabilir ve darbeler arasındaki dinlenme süresi değiştirilebilir. Örneğin saniyede 100 pulse verilecekse, 1 pulse süresi 10 milisaniye ve on/off oranı 20/80 ise fako süresi 2 milisaniye, dinlenme süresi 8 milisaniye olur. Nükleus özelliklerine göre saniyedeki pulse sayısı ve on/off oranı ayarlanılır. Ameliyatın aşamalarına ve kullanılan nükleus parçalama tekniğine göre de farklı fako modları seçilmesi uygun bir yaklaşımdır. Nükleusta oyuk açarken devamlı fako ya da multi burst modu kullanmak avantajlıdır. Fako chop için ultrason 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. Nükleus parçalarının ve epinükleusun alınması sırasında ise düşük fako gücü, saniyede 50 ile 100 pulse sayısı ve 25/75 on/off oranı uygulanabilir (58,59,60,65). Ultrasonik enerji bir fakoemülsifikasyon ameliyatında kullanılan nükleus parçalama tekniğine göre temel olarak üç şekilde kullanılmaktadır:

**Tıraşlama:** Fako iğnesi lens üzerinde yüzeysel hareketler yapar. İğnenin 1/3'ünden azı tıkalıdır, hemen hemen hiç emme oluşmaz.

**Oyma (sculpting):** Ultrasonik güç kullanarak lens nükleusunu oyma işlemidir. Bu sırada iğnenin ucu sadece 1/3 veya 1/2 oranında tıkalıdır; dolayısıyla hala önceden belirlenen emme sınır değerine ulaşamaz (58,59,60).

**Yakalayarak yeme (oklüzyon):** Fako iğnesinin ucu yenecek lens maddesiyle tümüyle kapatılacak şekilde gömülür. Tam tıkanma olduğunda emme önceden belirlenen en üst düzeye çıkar. Bu teknikte emme ultrasonik parçalamaya yardımcıdır ve işlem daha kısa sürer, çünkü ultrasonun lens parçacıklarını itme etkisi emme tarafından ortadan kaldırılır. Sert nükleuslar (3. derece ve üstü) için önerilen temel nükleus bölme teknikleri (58,60,65):

**Böl ve ye (Divide and conquer):** 1986'da Howard Gimbel tarafından tarif edilen bu yöntemde 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. Sert nükleuslarda merkezi derin bir krater açıldıktan sonra oluşun açıldığı tekniğe ise kraterle böl ve ye (crater divide and conquer) denir.

***Fako yarma (phaco chop):*** 1993 yılında Nagahara tarafından bulunan ve Fine tarafından popülerize edilen bu teknikte, fako iğnesi nükleusa gömülür ve nükleus yarıcı (*chopper*) yardımı ile mekanik olarak parçalara ayrılır. Yarıcının nükleus merkezine veya periferine yerleştirilmesine göre dikey veya yatay yarma olarak adlandırılır. Günümüzde uygulanan Paul Koch'un dur ve yar (*stop and chop*), Mackool'un krater fako yarma (*crater phaco chop*), Jack Dodick'in künt yarma, Maloney'in suprakapsüler hızlı yarma (*supracapsular quick chop*) teknikleri aslında fako yarma tekniği prensipleri üzerine geliştirilmişlerdir. Modern fako cerrahisinde ultrasonik gücün az ve etkin kullanımı ile endotel gibi çok önemli dokuların korunması en önemli ilkedir. Bu gücün etkin kullanımı için sıvı dinamiğini bilmek ve değişen cerrahi koşullara adapte edebilmek çok önemlidir (28,59,60,65,66).

## 5.ÖN SEGMENT GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Ön segment yapılarının değerlendirilmesi göz muayenesinin vazgeçilmez parçalarından biridir. Klinik uygulamalarda geleneksel olarak slit-lamp biyomikroskopi kullanılır. Bu metodla ön segment yapılarının objektif ve kantitatif bir şekilde değerlendirilmesi sınırlıdır. Ayrıca bir ön segment yapısı olan açının direkt olarak bu yöntemle değerlendirilmesi için tanısal kontakt lenslerin kullanılması gerekmektedir. Yeni ön segment görüntüleme sistemleri bu sınırlamaların üstesinden gelmektedir. Bu yeni cihazların amacı ön segment görüntülemesini geliştirmek klinik pratik ve çalışmalara yardımcı olmaktır. Scheimflug görüntüleme *Sirius*<sup>®</sup> korneal topografi cihazı (*Costruzione Strumenti Oftalmici, Floransa, İtalya*) ve *Pentacam* (*Oculus Inc, Lynnwood, WA, USA*) ile ön segment optik koherens tomografi (*Visante OCT, Carl Zeiss Meditec Inc, Dublin, CA, USA, ve SL-OCT, Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Germany*), *IOL Master* (*Carl Zeiss Meditec, Germany*) ve ön kamara derinlik analizörü (ÖKDA) günümüzde klinik kullanıma giren sistemlerdendir. Kornea, ön kamara, iris, iridokorneal açı ve lens hakkında kantitatif bilgi ve kalitatif görüntüleme imkanı sunarlar. Kontakt olmayan bu metodlar lokal anestezi gerektirmemeleri ve korneal erozyona neden olmamaları açısından avantaj sağlarlar (67,72).

### 5.1.PAKİMETRİ

Pakimetri, dolaylı olarak kornea endotelinin sağlamlığını gösteren, kornea kalınlığının ölçülmesidir. Kullanımdaki pakimetrelerin optik ve ultrasonik olmak üzere iki tipi bulunmaktadır. (68) Korneal kalınlık ölçümünde ultrasonik pakimetri (UP) altın standarttır (71). 1980'de Kremer tarafından takdim edilmiştir (69). Optik pakimetri ile üç tip ultrasonik pakimetri karşılaştırıldığında vizitler arası varyasyonların, gözlemciye bağlı anlamlı varyasyonların ve sağ sol kalınlık farklılıklarının optik pakimetride daha fazla olduğu görülmüştür. Kullanım kolaylığı, taşınabilirliği, doğruluğu ve tekrarlanabilirliği açısından Birleşik Devletler'de ultrasonik pakimetri esas olarak optik pakimetrimin yerini almıştır (70).

Korneal kalınlığın ölçülmesi, kalınlaşmanın arka yüz orijinli olması ve stromal hidrasyonun endotel tarafından regüle edilmesi sebebiyle, endotel fonksiyonun bir göstergesidir. Endotel hücre yoğunluğu 500 hücre / mm<sup>2</sup> seviyesine

kadar olan değerlerde korneal hidrasyon bozulmaz. Katarakt cerrahisi geçirenlerde ve endotel hastalığı olanlar dışında kornea kalınlığının endotel hücre yoğunluğu ile hiçbir ilişkisi yoktur (70,71,73,74).

Korneanın en ince noktası genellikle santral korneanın 1,5 mm temporalinde kalır. Normal santral korneal kalınlık 0,410 – 0,625 mm aralığında bulunur. Ortalama santral korneal kalınlık 0,515 mm'dir. Parasantral bölgede kalınlık, altta 0,522 mm, üstte 0,574 mm olarak değişirken, periferik bölgede ise altta 0,633mm ve üstte 0,673 mm olarak llmştr. Cinsler arasında da, sağ ve sol göz arasında, gün içindeki saatler, yıl içindeki aylar arasında, sistemik ilaç kullanımı ile anlamlı farklılıklar saptanmamıştır (73).

Bir hastanın santral ile midperifer korneal kalınlıkları birbirine yakın ya da eşit ise bu erken dönem endotel yetmezliğinin bir başka deyişle korneal dekompanseasyona gidişin habercisidir. Bunun için daha da faydalı olan, hastaların sabah uykudan uyandıktan sonraki santral korneal kalınlıklarının pakimetrik lmdr. Santral korneal kalınlığı, endotel pompa fonksiyonunun indirekt ölüm yöntemi iken göz içi basıncından da düşük derecelerde etkilenmektedir. Korneal pakimetrisinin sık kullanılan alanlarından biri de intraokuler cerrahi hazırlık döneminde, preoperatif endotel pompa fonksiyonu hakkında bilgi edinmektir (73,74).

#### **5.1.1. Sirius® Korneal Topografi**

*Sirius®* Korneal Topografi cihazı (*Costruzione Strumenti Oftalmici, Floransa, İtalya*) *Scheimpflug* imaj tekniği ile *Placido Disk* tekniğini bir arada kullanan bir sistemdir. *Sirius* sistemi, monokromatik 360° rotasyon yapan *Scheimpflug* kamera ve 22 halkalı *Placido* diski kombine ederek kornea ve n kamaradan 25 radyal kesit alan nispeten yeni bir topografi cihazıdır. Tek bir çekim ile; kornea n ve arka yüzeyinin tanjansiyel ve aksiyel kurvatür bilgisi, ön kamara açısı ve hacmi, ön kamara derinliği, korneanın refraktif gücü, iris ve lensin n ve arka yüzeylerinin görüntülemesi, bazı göz içi yapıların biyometrik ölümleri, korneanın pakimetri, *wavefront* analizi bilgileri ve keratokonus analizi elde edilmektedir (12,75).

Kornea n yüzey ölüm verileri *Placido* görüntüleri ile *Scheimpflug* görüntülerinin uygun şekilde birleştirilmesiyle elde edilirken, diğer içyapıların lmleri *Scheimpflug* görüntüleme ile sağlanmaktadır. Kornea n yüzeyinden 35632 nokta ve kornea arka yüzeyinden 30 000 nokta 475 nm mavi LED ışığı ile incelenir



(76). 25 *Scheimpflug* görüntü ve bir tane *Placido* görüntü bir araya getirilerek amaçlanan görüntü elde edilir. *Placido* disk 22 halkadan oluşur, 22 *Placido* halkası sayesinde kornea ön yüzey topografisi değerlendirilir, 25 *Scheimpflug* görüntü ise; kornea ve ön segment analizi yapar, kornea arka yüzey topografisi, 12 mm'ye kadar kornea pakimetrisi değerlerini verir. Sirius® hızlı ve nonkontakt bir yöntemdir. Hasta başı ve çenesi sabit olup, her iki gözü açık olarak oturur. Hastanın ölçüm yapılacak gözü hedefe fikse olmalıdır. Bu sırada çekimi yapan kişi çekim ile eş zamanlı olarak çekim yapılan gözün görüntüsünü, makinanın işaretlediği pupil kenarını ve kornea apeksini bilgisayar ekranında izler, ekrandaki yönergelerin (horizontal, vertikal ve ön arka eksen) yardımı ile cihazın kumandasını kullanarak görüntüyü santralize eder . *Scheimpflug* görüntü, kornea ön yüzeyi ve lens arka yüzeyi arasındaki alanın komple bir resmidir. Dönen *Scheimpflug* kamera iki saniye içinde rotasyonunu tamamlayarak çok sayıda *Scheimpflug* görüntü elde etmektedir. Tarama sonrası tercih edilen yarıklı görüntü sayısına göre elde edilen gerçek elevasyon noktaları değerlendirilir ve ön segmentin 3 boyutlu modeli oluşturulur. Görüntü alındıktan sonra cihaz bu görüntüleri 'akıllı haritalar'olarak adlandırılan haritalar şeklinde sunar. Bu haritalar açılan birçok menüyü kullanarak görüntülenebilmektedir. Ön ve arka korneal yüzeyin topografisi ve elavasyon haritası, ÖKD ve ön ve arka kornea keratometrik değerlerini bu haritalar kullanarak değerlendirebilmektedir (43).

### **5.1.2.Speküler Mikroskopi**

Speküler mikroskop kornea endotelinin görüntülenmesi ve morfolojik analizi için kullanılan bir tanı cihazıdır. Speküler mikroskop ile kornea dokusu yüzeyine yarıklı ışık düşürülüp yansıyan ışık bir film düzlemi üzerine toplanarak dokunun görüntüsü sağlanır. Endotel hücrelerinden geri yansıyan ışık ışınları aydınlık bir görüntü oluştururken, hücreler arası sınırlara düşen ışınlar aletin kolektör optiklerine geri yansımadığından karanlık görünmektedir (77).

#### **5.1.2.1.Speküler Mikroskopinin Kantitatif Morfometrik Analizi**

Kantitatif analizin amacı speküler fotomikrografta endotel durumu hakkında bilgi veren sayısal bir değerlendirme yapmaktır. Speküler mikroskopi ile alınan görüntülerin kantitatif analizi hücre yoğunluğu, hücre şekil ve boyut varyasyon

yüzdesi gibi sayısal değerlerin elde edilmesini sağlar(77). cKantitatif morfometrik analiz tek başına hücre yoğunluğunun ölçümü ile anlaşılabilen endotel hücre fonksiyon kayıplarının daha hassas değerlendirilmesini sağlamaktadır. Morfometrik analizin daha duyarlı olduğu şu şekilde açıklanabilir. Örneğin 100 hücre arasından 1 hücre kaybı olduğunda ortalama hücre alanı ve hücre yoğunluğu istatistiksel olarak anlamsız olarak sadece %1 değişecektir. Ancak aynı durumda en az 2 (%2) ve en fazla 6 (%6) hücrenin uzayarak, kayarak veya birleşerek bu hasarı kapatmaya çalışmasıyla, hücre morfolojisi verilerinde daha belirgin değişimler oluşacaktır (77-78).

Speküler mikroskopinin kantitatif verileri (77-78) (Şekil 2)

1-Sayılan hücre: Değerlendirme çerçevesinin içinde sayılan hücre sayısı.

2-Toplam alan: Kullanılan çerçevenin içinde kalan toplam alan ( $\mu\text{m}^2$ ).

3-En büyük hücrenin alanı (MAX): Değerlendirme çerçevesindeki hücrelerden en büyüğünün alanı ( $\mu\text{m}^2$ ).

4-En küçük hücrenin alanı (MİN): Değerlendirme çerçevesindeki hücrelerden en küçüğünün alanı ( $\mu\text{m}^2$ ).

5-Ortalama hücre alanı (AVE): İncelenen alanın o alandaki hücre sayısına bölünmesi ile elde edilir. Normalde erişkindeki değeri  $150-350 \mu\text{m}^2$ 'dir.

6-Standart sapma (SD): Hücre alanı ortalamasının standart sapmasıdır.

7-Varyasyon (değişkenlik) katsayısı (CV): Hücre alanları arasındaki değişkenliği gösteren polimegatizmin objektif bir ölçütüdür. Bir endotel bölgesindeki hücre alanlarının standart sapmasının, ortalama hücre alanına oranıdır. Normalde 0,30 (%30)'un altında olmalıdır. (CV:  $SD/AVE \times 100$ ).

8-Hekzagonalite (HKZ): Hekzagonal hücrelerin diğer farklı geometrik şekilli hücrelere oranıdır. İdeali bu oranın %100 olmasıdır. Sağlıklı endotel katmanında bu oran % 60-70 aralığındadır.

9-Hücre yoğunluğu (CD):  $1 \text{ mm}^2$ 'ye düşen hücre sayısıdır. Normal değeri erişkinde ortalama  $2400 \text{ hücre}/\text{mm}^2$  'dir.



**Şekil 2.** Speküler mikrograf ve kantitatif verileri

### ***5.1.2.2. Speküler Mikroskopinin Katarakt Cerrahisinde Kullanımı***

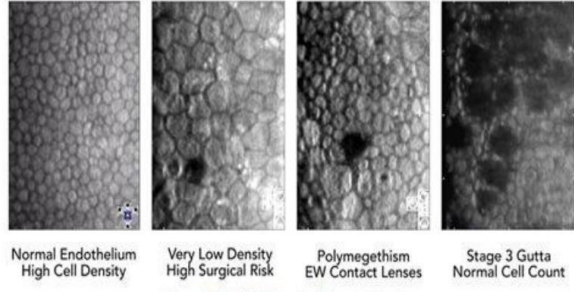
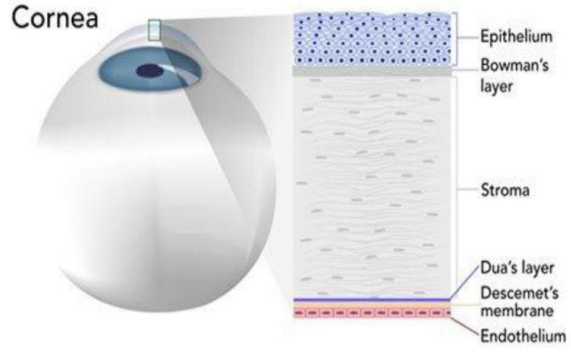
Katarakt cerrahisinde speküler mikroskopi özellikle daha önce göziçi cerrahi geçirmiş ve bilinen endotel distrofisi bulunan hastalarda, kornea endotel rezervinin belirlenerek cerrahinin planlanmasında kullanılmaktadır. Genel olarak aşağıdaki parametrelerin varlığı korneanın göziçi cerrahiyi tolere edemeyeceğini gösterir(78).

1-Düşük hücre yoğunluğu: Özellikle 1000 hücre/ mm<sup>2</sup>'den az olması.

2-Yüksek polimegatizm: Varyasyon katsayısının (CV) 0,40'dan büyük olması.

3-Yüksek pleomorfizm: Altıgen biçiminde olan hücrelerin oranının %50'den az olması.

Speküler mikroskopi endotelial distrofi şüphesi olan hastalarda operasyon öncesinde tanının konması, dolayısıyla dekompanseasyon riski olan korneaların preoperatif bilinmesi açısından da klinisyene yardımcı olabilir. Biyomikroskopide kornea guttata, keratik presipitatlar, pigmente ve inflamatuvar hücreler, endotel veya descement zarı düzensizlikleri, artmış kornea kalınlığının görülmesi göziçi cerrahi öncesi speküler mikroskopi incelemesini gerektirir (77-78).



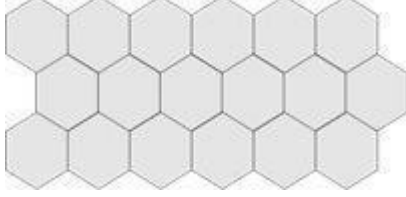
Konan CellChek XL<sup>®</sup> Specular Microscope Imaging

Şekil 3. Speküler mikroskopi ve kalitatif verileri (79)

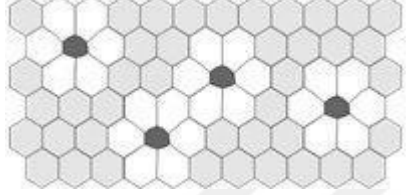
**Normal Endotel Hücre Yoğunluğu(ECD):** Normal ECD yaşla birlikte azalır.



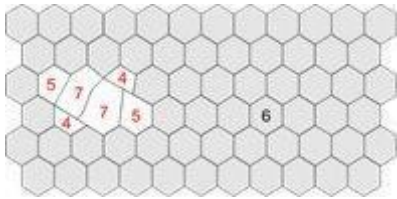
**Düşük ECD:** Düşük ECD, özellikle 1000 hücre / mm<sup>2</sup> 'nin altındaki değerler düşük hücre yoğunluğu olarak değerlendirilir. Speküler mikroskopi yapılmadığında cerrahi öncesi gözden kaçabilecek önemli bir risk faktörüdür.



**Polymegetizm:** Varyasyon katsayısının (CV) %40 ' dan fazla olmasıdır.



**Pleomorfizm:** İdeal altıgen hücre geometrisinin bozulup farklı hücre geometrilerinin ortaya çıkmasıdır. Altıgen biçimindeki hücrelerin %50 ' den az olması yüksek pleomorfizm olarak adlandırılır. **Polymegetizm ve Pleomorfizmi olan normal ECD'li kornea:** Şekildeki korneanın ECD değeri normal, fakat hücre hacim/şekil farklılıkları ve altıgen olmayan hücre sayısının fazlalığı ile birlikte hücre morfolojisinde büyük değişimler gözlenmektedir. (4,5,7 kenarlı hücreler, pleomorfizm vs.)



**Şekil 5.** Morfoloji Örnekleri (30,79,80)

## 6.FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİ VE ENDOTEL HÜCRE HASARI

Katarakt cerrahisinin gelişim sürecinde yeni bir cerrahi tekniğin bulunmasının ardından bu tekniğin kornea endoteli üzerine etkileri araştırılmıştır. Bu etki fakoemülsifikasyon cerrahisinin ilk kullanıldığı zamanlarda cerrahinin uygulanabilir olmasının aleyhine işlemişse de zaman içinde cihazlardaki ve tekniklerdeki büyük gelişmelerle makul düzeylere düşürülmüştür (23). Katarakt ameliyatı ile endotelin travmatik strese uğradığı, bunun sonucu olarak endotel hücre yoğunluğunun azaldığı ve hücrelerde morfolojik değişimlerin görüldüğü bilinmektedir. Bourne ve ark. (81) yaptıkları çalışmada, ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu yapılan olgularda bu azalmanın ameliyattan on yıl sonra dahi yıllık ortalama %2,5 düzeylerinde seyrettiğini bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada ise postoperatif endotel hücre onarımının 12. aydan sonra ilave hücre kaybına neden olmadan tamamlandığı bildirilmiştir. (82) Endotel hücre kaybının operasyondan sonra devam ettiği düşünüldüğünde, ameliyat esnasında oluşan hücre kaybının sonraki dönemlerde endotel yetmezliği riskini belirleyen faktörlerin başında olduğu söylenebilir.

### 6.1. FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİNİN ENDOTEL HASARI OLUŞTURMA MEKANİZMALARI

**Termal hasar:** Ultrasonik emülsifikasyonda fakoemülsifikasyon tipinin yüksek titreşiminden ve irrigasyon kılıfına sürtünmesinden açığa çıkan ısı enerjisi soğutulmadığında korneada doğrudan termal hasara neden olur (83). FAKO süresinin uzaması, ön kamaradaki viskoelastiğin ultrasonik güç uygulanmadan önce yetersiz temizlenmesi, FAKO probunun kişiye uygun olmayan düzlemde tutulması veya kesinin küçük olmasından kaynaklanan irrigasyon yetersizliği, oklüzyon sırasında fako enerjisinin uzun süreli kullanımı termal hasarın önemli nedenleri olarak sayılabilir (83).

**Mikro hava kabarcıklarının oluşturduğu hasar:** Ultrasonik emülsifikasyon esnasında irrigasyon sıvısında oluşan mikro hava kabarcıkları endotel yüzeyinde birikip, yüzey gerilimini artırarak doğrudan endotel hasarına yol açabilirler (84).

**Hidroksil radikallerinin oluşturduğu hasar:** Kavitasyon etkisiyle irrigasyon solüsyonlarında oluşan hidroksil radikallerinin apoptozisin uyarılmasına, hücre içi

organellerin yıkımına ve DNA zinciri kırılmalarına yol açarak endotel hücre kaybına neden olduğu ileri sürülmüştür (85). Bu hasar mekanizması göz önüne alınarak yapılan çalışmalarda irrigasyon sıvılarına antioksidan eklenmesiyle endotel hücre kaybının daha az olabileceği savunulmuştur (85).

**Mekanik travmanın oluşturduğu hasar:** Cerrahi enstrümanların, lens parçacıklarının ve göz içi lenslerinin endotele teması veya korneal kesinin mekanik etkisiyle endotel hücre hasarı oluşabilir. Ayrıca irrigasyon solüsyonlarının oluşturduğu turbülansda mekanik etkiyle endotel hücre kaybına neden olabilir (86,87).

**İrrigasyon solüsyonu nedeniyle oluşan hasar:** İrrigasyon solüsyonları ön kamara derinliğinin sağlanmasını, lens bakiyelerinin ve toksik oluşumların temizlenmesini, sıcaklık artışının giderilmesini sağlayarak endotel hasarını azaltır. Yapılan araştırmalarda endotelin maruz bırakıldığı irrigasyon sıvı miktarı ve irrigasyon zamanından daha çok sıvının kimyasal yapısının hasarda etkili olduğu bulunmuştur. Özellikle bikarbonat, glutatyon ve adenosin molekülleri içeren solüsyonlar kullanıldığında daha iyi sonuçlar alınabileceği üzerinde durulmuştur. (85,88) İrrigasyon solüsyonlarının sıcaklığının; pupil çapı, kornea endoteli ve korneal pakimetriye etkilerinin incelendiği bir çalışmada solüsyon sıcaklığının bu parametrelere belirgin etkisinin olmadığı bildirilmiştir (89).

## **6.2.FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİNDE ENDOTELDE GÖZLENEN KANTİTATİF DEĞİŞİMLER**

Geçmişteki çalışmalar fakoemülsifikasyon cerrahisi sırasında oluşan endotel hücre yoğunluğu kaybı yüzdesini (HYKY) muhtelif değerlerde vermektedir. Bourne ve ark. (90) bir yıl gözlemledikleri geniş serilerinde fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrasında HYKY'sini %16,1 olarak bildirmişlerdir. Beltrame ve ark. (91) ise farklı insizyonların HYKY'ne etkilerini araştırmış ve 3,5 mm saydam korneal insizyonla gerçekleştirilen operasyonlar için 3 aylık HYKY'ni %17,8 olarak bildirmişlerdir. Ayrıca literatürde %16 (92), %11,6 (25), %8,1 (93) gibi oranlar bildirilmiştir. Literatürün bu denli farklılık göstermesi endotel hasarının standardize edilemeyen birçok preoperatif, intraoperatif ve postoperatif faktöre bağlı olmasıyla açıklanabilir. Ayrıca speküler mikroskopinin hücre yoğunluğunu  $\pm 5$  standart sapma ile ölçtüğü de göz önünde bulundurulmalıdır. Endotelin kantitatif morfolojik analizi

için speküler mikroskopi ile saptanan varyasyon katsayısı (CV), hegzagonal hücre yüzdesi (HKZ) parametreleri kullanılmaktadır. Fakoemülsifikasyon cerrahisine bağlı olarak travmaya karşı çoğalma kabiliyeti olmayan endotel hücrelerinin verdiği yer kaplama ve migrasyon cevabıyla polimegatizm, polimorfizm ve ortalama hücre alanı artmaktadır (94,95). Yaptıkları çalışmayla Bourne ve ark. (90) katarakt ameliyatı olan hastaların postoperatif 1. hafta muayenelerinde HKZ'nin düşmesine rağmen CV değerinin değişmediğini, ancak iki parametrenin de 1. ay muayenesinde anlamlı şekilde yükseldiğini, 3. ayda preoperatif değerlerine döndüğünü yayınlamışlardır. Diaz ve ark. (70)'da CV ve HKZ değerlerinin postoperatif 3. ayda stabilize olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak CV ve HKZ değerlerinin zamanla stabilize olduğu söylenebilir. Ancak postoperatif endotelyal hasarın değerlendirilmesinde erken dönemde hücresel yoğunluk kaybına ilave olarak kantitatif morfolojik analiz parametrelerinin de göz önünde bulundurulması gerektiği kanısındayız.

### **6.3.ENDOTEL KORUYUCU CERRAHİ**

#### **6.3.1.Enerji Modülasyonları**

Fakoemülsifikasyon cerrahisinde gereğinden fazla fakoemülsifikasyon gücü kullanımı kornea endoteli başta olmak üzere çeşitli göz içi yapılara zarar verebilir. Fakoemülsifikasyon gücü yoğunluğunu; amplitüd (stroke), ultrasonik güç süresi ve ultrasonik enerjinin yayılımı belirlemektedir (100). Son zamanlarda geliştirilen cihazlarda ultrasonik güç süresinin düzenlenmesiyle farklı güç modülasyonları geliştirilerek enerjinin minimum kullanımı sağlanmıştır. Bu prensibe dayalı olarak günümüzde kullanılan ana modülasyonlar şunlardır:( 97,98,99).

**1-Devamlı mod (continuous):** Bu modda ultrasonik enerji devamlıdır. Herhangi bir dinlenme aralığı yoktur. Bu yüzden endotel koruyucu cerrahide en az tercih edilen modülasyon şeklidir.

**2-Pulse mod:** Ultrasonik enerji dalgalar (puls) şeklinde serbestleşir. Birim zaman aralığı ultrasonik gücün devrede olduğu ve olmadığı açık-kapalı zaman dilimlerine ayrılıp, bir çalışma siklusu oluşturulmuştur. Çalışma döngüsünde açık zaman dilimi oranı %50 olup değişmez (99).

**3-Burst mod:** Tekli burst ve multi burst şekilde uygulanan iki tip vardır. Tekli burst'te pedala basılıp son kademeye gelindiğinde gücü ve süresi belirlenmiş tek bir dalga oluşur. Tekrar oluşması için pedalı bırakıp tekrar basmak gerekir. Multi burst



programında ise tek değil ardışık fakoemülsifikasyon darbeleri oluşur. Bu programda birbirinden bağımsız olarak “ultrason açık” ve “ultrason kapalı” zaman dilimleri ayarlanabilir. Ultrason kapalı zaman dilimi süresi ise pedala basıldıkça kısalmaktadır. Pedala tam basılı konuma gelindiğinde devamlı moda geçilmektedir (97-99).

Farklı cerrahi tekniklere ve tekniklerdeki aşamalara göre ayarlanacak ultrasonik enerji modülasyonları minimum güç ile maksimum parçalama ve emülsifikasyon sağlayacaktır. Ayrıca içerdikleri inaktif dinlenme süreleri ve sürtünmenin zaman dilimlerine bölünmüş olması endotel hasarını azaltacaktır. (101) Bu enerji modülasyonlarının kullanılmasıyla, kılıfsız fakoemülsifikasyon ucunun oluşturacağı termal hasarın öngörülebilir düzeyde tutulması, mikroinsizyonel katarakt cerrahisi için ilham kaynağı olmuştur (93).

### **6.3.2.Fako Tipi (Elcik Ucu)**

Ultrasonik enerjinin yayılımında fakoemülsifikasyon ucunun kesiti ve tasarımı önem taşır. Bu prensibe göre çeşitli fakoemülsifikasyon uçları üretilmiştir. Kesiti 0° ile 45° arasında olan fakoemülsifikasyon *tip*'leri bulunmaktadır. Kesim açısı arttıkça ultrasonik fakoemülsifikasyon gücünün bu açı boyunca yayılması sağlanıp tıraşlama ve oyma yeteneği artar. Kesim açısı azaldığında ise okluzyon ve nükleus parçalarının fakoemülsifikasyonu sonucunda tutulması kolaylaşır. Daha küçük çaplı olan fakoemülsifikasyon *tip* kullanımında ise ucun lümen çapı azalıp temas halindeki nükleusun uçta tutulması zorlaşır, lens parçalarının daha küçük parçalara emülsifiye edilme mecburiyeti ortaya çıkar. Bu yüzden harcanan ortalama ultrasonik fakoemülsifikasyon gücü daha fazla olabilmektedir (97,98). Deneysel bir çalışmada fakoemülsifikasyon elcik ucu açıklık açısı pozisyonunun bağımsız olarak endotelin ultrasonik dalga yükünü değiştirmedeği bildirilmiştir (102).

### **6.3.3.Aspirasyon ve Emme (Suction) Sistemleri**

Doğrudan mekanik etki ve şok dalgaları kuvvetlerini dengeleyerek tipin ucundan uzaklaşan lens parçalarını uca yaklaştırır.(97) Bu gücün iyi kullanılması, ultrasonik gücün daha az uygulanmasını ve endotelin korunmasını sağlayacaktır (97,98).

### **6.3.4.Cerrahi Teknikler**

Yapılan çalışmalarda komplikasyonların azaltılması ve hızlı görsel iyileşme için, kullanılan toplam ultrasonik enerjinin azaltılmasının önemi üzerinde durulmuştur (101,103). Fakoemülsifikasyonun ilk yıllarında sert nükleusun emülsifiye edilmesi

için yüksek enerjinin kullanıldığı tıraşlama uygulanması sonucunda belirgin endotel hasarı tespit edilmiştir (106,107). Bunun üzerine çeşitli uygulayıcılar tarafından, özellikle sert nükleusların emülsifiye edilmesinde, daha az enerjinin kullanıldığı nükleus kırma ve yarma teknikleri tarif edilmiştir (104,105). Yapılan çalışmalarda bu tekniklerden “*phaco chop*” ile “*divide and conquer*” yöntemleri endotel hasarı açısından karşılaştırıldığında; phaco chop tekniğinde daha az ultrasonik güç kullanıldığı, fakoemülsifikasyon zamanının daha kısa olduğu, daha az manipülasyon ile daha kısa ameliyat süresine sahip olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte dezavantaj olarak, lensi prob ucunda tutulup kesilirken, ultrasonik enerjinin belli oranlarda kullanılması termal korneal hasara sebep olabildiğinden oklüzyon esnasında uzun süreli fakoemülsifikasyon gücü kullanımından kaçınılması gerektiği belirtilmiştir (103,108).

#### **6.3.5.Viskoelastik Maddeler**

Fakoemülsifikasyon cerrahisinde viskoelastik maddelerin kullanımının amacı ön kamara ve kapsül içinde rahat çalışılabilecek bir hacim oluşturarak kornea endotelini ve arka kapsülü korumaktır. Ayrıca kornea endotelini kavitasyon etkisiyle oluşan hava kabarcıklarının etkisinden koruduğu da bildirilmiştir (83). Dispersif viskoelastik maddelerin endotele yapışma ve kolayca akıp gitmeme özellikleri nedeniyle endotel koruyucu etkileri daha fazladır (83). Yapılan bir çalışmada ise düşük moleküler ağırlıklı %1’lik sodyum hyaluronatın yüksek moleküler ağırlığa sahip olana göre daha fazla endotel koruyucu etkisinin olduğu bulunmuştur (86). Bununla birlikte özellikle tam oklüzyon durumunda ultrasonik emülsifikasyonla ortaya çıkan ısı artışının, ortamda kohezif veya dispersif viskoelastik maddeler bulunması halinde daha fazla korneaya iletildiği de bildirilmiştir (83). Sonuç olarak endotel koruyucu cerrahi için dispersif viskoelastik maddelerin kullanımı ve fakoemülsifikasyon gücü uygulanması öncesinde ön kamaradaki viskoelastiğin aspirasyonu gerektiği söylenebilir.

#### **6.3.6.Dairesel Devamlı Kapsüloreksis**

Kapsül içinde fakoemülsifikasyon uygulanması korneadan uzak çalışılmasına ve böylece endotel korunmasına yardımcı olur. Ön kamarada çalışılması durumunda %20 civarında olan endotel hücre kaybının kapsüler cep içinde çalışılması durumunda yaklaşık %7 civarında olduğu gösterilmiştir (109). Kapsül içinde güvenli

çalışmayı sağlayabilmek için kapsülöresisin uygun boyutlarda ve devamlı olması gerekir. Sonuç olarak devamlı kapsülöresisin fakoemülsifikasyon cerrahisinde endotel koruyucu cerrahi için elzem olduğu söylenebilir.

### **6.3.7.Endotel Hasarı İçin Risk Faktörleri**

Fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası endotel hücre kaybına eğilim yaratan birçok preoperatif ve intraoperatif parametre araştırılmıştır. *Hayashi* ve arkadaşlarının (107) yaptıkları bir çalışmada endotel hücre kaybıyla; ileri yaş, küçük pupiller çap, yüksek evre katarakt, büyük nükleus ve aşırı infüzyon hacmi arasında ilişki saptamışlardır. Bu çalışmada özellikle yüksek evre kataraktın endotel hücre hasarında en önemli role sahip olduğu, bunun nükleer parçacıkların endotele temasıyla gerçekleştiği vurgulanmıştır. Kullanılan cerrahi tekniğin ve uygulanan ultrason enerjisi miktarının endotel hücre hasarıyla ilişkisinin incelendiği iki çalışmada *fako chop* tekniğinde daha az ultrason enerjisi kullanıldığı ortak bulgu iken bunun endotel hücre kaybına etkisi farklı bulunmuştur (103,110). İlk çalışmada *fako chop* tekniği ile daha az endotel hücre kaybı saptanmışken (103) daha sonraki çalışmada ise endotel hücre kaybı açısından nükleus kırma teknikleri arasında farklılık olmadığı bildirilmiştir (110). Yapılan bir başka çalışmada ise öğrenme sürecindeki cerrahin gerçekleştirdiği vakalarda endotel hasarı risk faktörleri incelenmiş; uzun fakoemülsifikasyon zamanının ve katarakt evresinin endotel hücre hasarı açısından bağımsız risk faktörleri olduğu, fakoemülsifikasyon zamanının daha güçlü bir ilişki sergilediği saptanmıştır (111). Sonuç olarak cerrahi deneyim arttıkça fakoemülsifikasyon enerjisinin ve cerrahi tekniklerin daha efektif kullanılabileceği aşıkardır. Daha deneyimli ellerde daha az endotel hücre hasarı oluşması, zaman içinde geliştirilen yeni cerrahi aletler sayesinde eskiye nazaran endotele daha saygılı cerrahi uygulanabilmesi, endotel hasarının birçok parametreden kaynaklanması ve vaka standardizasyonu güçlüğünün literatürdeki farklılıkların nedeni olduğu söylenebilir. Ancak mevcut çalışmaların sonuçlarıyla ileri evre kataraktı olan yaşlı olgularda endotel hücre hasarının modern fakoemülsifikasyon teknikleriyle dahi fazla olabileceği, bunun özellikle öğrenme eğrisinin başında olan cerrahlar için hasta seçiminde üzerinde durulması gereken bir konu olduğu söylenebilir. Endotel kaybı risk faktörü olarak preoperatif anatomik özelliklerin incelendiği bazı çalışmalarda kısa aksiyel uzunluk ve ön kamara derinliğinin risk faktörü olduğu (8,110) bildirilmiş

olmasına karşın bazı çalışmalarda da ön kamara derinliğinin hücre kaybı için bir risk faktörü olmadığı bildirilmiştir (9,111,112). Sığ ön kamaraya sahip gözlerde fakoemülsifikasyon tipinin endotele daha yakın çalışmasıyla hasarın daha çok olabileceği düşünülebilir. Ancak normalden derin ön kamaraya sahip hastalarda da; cerrahi aletlerin daha fazla vertikal hareketlerle kullanılmasının, kornea distorsiyonunda artış ile daha fazla mekanik hasara yol açarak daha fazla endotel hücresi kaybına neden olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Literatürdeki farklı sonuçların bu iki zıt etkinin sonucu olduğu söylenebilir.

Sonuç olarak güncel fakoemülsifikasyon cerrahisinde endotel koruyucu cerrahi tekniklerle endotel hasarı en aza indirilmeye çalışılmaktadır. Bu sayede endotel hücre rezervi fizyolojik eşik değerin altına düşmemekte ve postoperatif kornea ödemi de geride kalan sağlıklı hücrelerin telafisi ile kısa sürede toparlanmaktadır. Ancak yaşlanma süreciyle devam eden endotel hücre kaybı, korneanın ileri yaşlarda dekompanse olmasına neden olabilir. Bu nedenle fakoemülsifikasyon cerrahisinin tüm basamaklarında endotel hücre kaybı asgari düzeyde tutulmalıdır.

### **6.3.8. Torsiyonel Fakoemülsifikasyon ve OZil® Teknolojisi**

Konvansiyonel fakoemülsifikasyon ultrason modunda, longitudinal olarak fako ucunun ileri geri hareketi ile lens emülsifikasyonu ve aspirasyonu sağlanmaktadır, bu modla bir itilme etkisi yaratılarak, ultrason gücünün verimli kullanımı azalmakta ve dolayısıyla cerrahi daha uzun sürerek daha fazla enerji yayılımına neden olmaktadır (113,114).

Longitudinal fakoemülsifikasyon yönteminin iki açıdan dezavantajı mevcuttur:

1. Lens materyalinin içine doğru olan delici çekiç (*jackhammer*) etkisi nedeniyle fazik olarak nükleer materyali ileriye iter.
2. Fakoemülsifikasyon yapılan sürenin sadece yarısında verimli olarak çalışır, ucun geri hareketi esnasında harcanan enerji boşa gider ve korneal yan etkilerinden dolayı istenmeyen ek ısı yüküne neden olur (115).

*OZil®* torsiyonel elcik mekaniği, peizoelektrik kristallerin 2 farklı etki oluşturmak amacıyla çalışması hedeflenerek dizayn edilmiştir. 32 kHz'de kristaller fako iğnesinin milinin içerisinde torsiyonel yani titreşimli, yanal (*oscillatory*) hareketini indüklerler. İğne 22° açılı *Kelman* konfigürasyonunda ise, milin içindeki

titreşimler uca doğru geldikçe elcik ucunda daha büyük bir titreşim hareketi oluşur. 44 kHz'de ise kristaller fako elciğinde geleneksel lineer hareketi oluştururlar. Yazılım cerraha torsiyonel fakoemülsifikasyon ile longitudinal fakoemülsifikasyonu kombine etme imkanı sunar (115).

Torsiyonel fakoemülsifikasyon nükleer materyalin fako elciği ucundan geri itilmesine büyük oranda engel olur. Bu elciğin daha uzun süre oklüze olarak kalması ve dolayısı ile ön kamarada daha az türbülans oluşması ve enerjinin daha verimli kullanılması anlamına gelir. Longitudinal fakoemülsifikasyon sadece enerji verimliliği açısından dezavantajlı değildir. İnsizyon bölgesinde oluşturduğu ısı enerjisinin fazla olmasının korneaya olumsuz etkisi vardır. *Henricsen* ve arkadaşlarının 2016 yılında yapay ön kamara ve kadavra üzerinde yaptığı çalışmada *OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification Torsional Handpiece)* ile *WHITESTAR® Signature Phacoemulsification System Micropulse* özellikli elciği fakoemülsifikasyon sırasında oluşan ısı açısından karşılaştırılmıştır. Torsiyonel modun her iki ortamda anlamlı olarak daha az ısı enerjisi açığa çıkmasına yol açtığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (116).

### **6.3.9.Active Fluidics Sistemi**

Centurion® cihazının 2013 yılında ilk olarak tüm dünyada piyasaya sürülerek kullanılmaya başlanan bir yeniliği olarak Active Fluidics sistemi stabil bir ön kamarada hedeflenen göz içi basınç aralığında surge gelişimini minimize etmeyi amaçlayan aktif akışkan teknolojisidir (117). Aktif akışkan teknolojisi ile cerrah çalışmak istediği hedef göz içi basıncını, hasta göz seviyesini ve irrigasyon düzeyini seçebilmektedir. Seçilen değerler doğrultusunda sistem, tüm cerrahi boyunca hedeflenen göz içi basıncını sağlamak için vakum değerini, irrigasyon basıncını ve pompa hızı değişkenlerini monitorize ederek değişikliklere pompa akım hızında ve dengeli tuz solüsyonu (BSS) torbasında kompresyon ve dekompresyon değişiklikleri ile yanıt verir. Sistem bu şekilde birçok değişken üzerinde monitorizasyon ve kontrol sağlayarak güvenli cerrahiye zemin oluşturur. Aktif akışkan sistemi bu özellikleri ile tek başına surge gelişimini engelleyebilmektedir (80,117,118,119). Aynı firmanın (Alcon®) bir önceki nesil cihazı olan Infinity cihazında göz içi basıncını sağlamak için kullanılan yerçekimi prensibi Centurion® cihazında daha da geliştirilmiştir.

Yerçekimi prensibi ilkesinde, GİB'ndeki ani değişikliklerin saptanması ve hızlı dengelenmesi için irrigasyon şişesi yüksekliği hızlı bir şekilde yukarı aşığı hareket ettirilmektedir. Ancak bu durum pratikte pek mümkün olamamaktadır. Centurion Vision sisteminin getirdiği aktif akışkan teknolojisi ile BSS' nin hızlı kompresyon-dekompresyon mekanizması hızlı göz içi basıncı dengelenmesini mümkün kılmaktadır. Ayrıca bu sisteme eklenmiş kaçak kompanzasyon sistemi de stabil bir ön kamara oluşturulması, surge gelişiminin engellenmesi ve cerrahi güvenliliğin artırılması için destek teşkil etmektedir. Infiniti® cihazında kullanılan OZil® teknolojisi ve bu teknolojiyle kullanılan Kelman uçları da Centurion® cihazının getirdiği yeniliklerden etkilenmiştir (117,118). Dengelenmiş enerjili (Balanced energy) fako tipleri fakoemülsifikasyon sırasında kümülatif enerjinin daha da azaltılmasını sağlamıştır (120,121). Chen ve arkadaşlarının 2077 hasta üzerinde Centurion ve Infiniti cihazları ile yaptıkları çalışmada katarakt cerrahisinde Ozil teknolojisinin yeni, dengelemiş enerjili tiplerle (Balanced tip) kullanımıyla kümülatif enerjinin anlamlı olarak azaldığını göstermişlerdir (120). Bu yeni fako tipi distal uçtaki torsiyonel hareketi geliştirerek etkinliği artırmakta ve ayrıca torsiyonel fakoda gereken eğimli tip zorunluluğunu ortadan kaldırarak alternatif bir 'düz' tip sağlamaktadır. Ayrıca tipin iç çeper genişlikleri ve tipin elciğe giriş noktaları genişletildiği için istenmeyen ısınmalar ve istenmeyen tıkanmalar ortadan kaldırılmaya çalışılmaktadır (80,117).

Centurion®'un sıvı haznesi 500 ml olup ameliyat sırasında sıvı miktarı ml olarak cihaz ekranında gösterilebilmekte ve kalan sıvı miktarı da 100 ml altında her 10 ml azalmada sesli olarak hekimi haberdar etmektedir (117). Cihazın bünyesinde bulunan hava akümülatörü sayesinde harici hava kaynağına ya da kompresöre ihtiyaç duyulmadan ön vitrektomi işlemleri, pnömatik olarak en az 1-4000 kesi/dk olarak yapılabilmektedir. Bu kesi değerleri istenildiğinde sabit, istenildiğinde ayak pedalına basınca lineer artan ya da lineer azalan olarak ayarlanabilmektedir (117).

## 7.GEREÇ VE YÖNTEM

Adıyaman Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Polikliniği' ne Kasım 2017 ile Ocak 2018 tarihleri arasında başvuran katarakt tanısı almış 89 hastanın 102 gözü çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmamız Adıyaman Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'na onaylanmıştır. Ayrıca Helsinki Deklerasyonu'nda yer alan prensiplere uyulmuştur. Tüm hastalara rutin görme keskinliği, biyomikroskopik muayene, aplanasyon tonometri, otorefraktometri, keratometri, optik koherans tomografi (OCT)(*Heidelberg Spectralis®*) ve fundus muayenesini içeren rutin göz muayenelerinden sonra kornea topografik görüntüleme (*Sirius® CostruzioneStrumentiOftalmici, Floransa, İtalya*) ve speküler mikroskopi (*CEM-530,Nidek®, Japonya*) yapılmıştır. Göz içine yerleştirilecek merceğin dioptrisi Optik Biyometri(*LS 900 Lensstar®, Haag-Streit, USA*) cihazı ile hesaplanmıştır.

Geçirilmiş göz cerrahisi ya da travması, korneal patoloji, üveit, glokom, psödoekfoliasyon sendromu, arka segment patolojisi olan, ön kamara parametrelerini ve GİB'nı etkileyecek sistemik ya da topikal ilaç kullanan ve daha önce lazer uygulanan hastalar, saydam korneal insizyonu 2,8 mm'den büyük olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Axial uzunluğu 22-24 mm arası değerlerde olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Hastaların nükleer sklerozunun derecesi LOCII sınıflamasına göre kategorize edilip kayıt edilmiştir. NS+++ /NS++++ olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

Ameliyat sırasında ya da sonrasında komplikasyon (kapsülöreksisin tamamlanamaması, iris prolapsusu, arka kapsül perforasyonu, zonül diyalizi, fibrin reaksiyonu) gelişen hastalar çalışmadan çıkarılmıştır.

Operasyondan 1 saat önce tüm hastalara dilatasyon sağlamak için tropikamid (*Tropamid %0,5*), fenilefrin HCl %2,5 (*Mydfrin*) ve siklopentolat %1 (*Sikloplejin*) 3 kez damlatılmıştır. Ameliyatlar topikal anestezi altında yapılmıştır. Povidon iyot %10 ile cerrahi saha temizliği yapıldıktan sonra yapışkanlı örtü (drep) ile göz örtülmüş ve kapak ekartörü yerleştirilmiştir ve %5'lik povidon iyot göz yüzeyine 5 dakika uygulanmıştır. Tüm ameliyatlar tek bir cerrah (Dr. AB) tarafından yapılmıştır.

*Centrion® Active Fluidics quadrant* modunda İOP:70 mm Hg (95 cm su basıncına denk), diğer modlarda ise İOP:55 mm Hg (75cm su basıncına denk) olarak ayarlandı. Tüm vakalarda glutatyon ilaveli BSS kullanıldı.

Keratometrik ölçümlere göre korneal kesi yeri belirlendikten sonra 2.2 mm genişliğinde 3 planlı korneal kesi uygulanmıştır. Ön kamaraya hava verildikten sonra ön kapsülün görülebilir hale getirilmesi için %0.01 tripan mavisi boyası kullanılmıştır. % 1,0 Sodyum hyaluronat (*Protectalon® 1.0% VSY Biotchnology*) ve sodyum hyalüronat kondroitin sülfat kombinasyonu (*Viscoat® Alcon*) softshell tekniği ile verilerek ön kamara derinliği sabitleştirilmiştir. Kistotom ile ön kapsül çizilerek flep oluşturulmuş ve Utrata penseti ile 5-6 mm çapında devamlı kurvilineer kapsülöreksis (CCC) yapılmıştır. 20 gauge MVR bıçak ile iki adet yan giriş açılmış sonrasında hidrodiseksiyon ve hidrodelineasyon yapılarak nükleus hareketlendirilmiştir. Hidrodiseksiyonun ardından '*Horizontal chop(fako chop)*' tekniği ile nükleus emülsifiye edilerek alınmıştır. Bimanuel irrigasyon-aspirasyon ile korteks temizliğinden sonra katlanabilir GİL'leri (*OPTİMA® Acrylic Foldable Aspheric Optics 360°Square Edges*) kapsül içerisine yerleştirilmiştir. Sızıntı kontrolünü takiben 10 mg/ml dozunda 0.1 cc *Sefuroksim* intrakamaral verilmiştir. Ameliyat sonunda her hasta için Active fluidics ve gravity parametreleri kaydedilmiştir. Postoperatif Moksiflokssin damla 12x1, Prednisolon damla 12x1, Nepafenac damla 4x1, Diazomid tablet 1x2 tb (tek doz) şeklindeki tedavi ile taburcu edilip, 1.gün kontrolüne çağırılmıştır. Çalışmaya katılan tüm hastaların ameliyat öncesinde yapılan rutin muayene ve ölçümleri ve ameliyat sonrasında 1.gün kontrollerine ek olarak postoperatif 1. haftada rutin muayene kayıtları incelenerek, korneal topografi ile spekül mikroskopi ölçüm kayıtları ile değerlendirilmiştir.



## 8.BULGULAR VE TARTIŞMA

### 8.1.BULGULAR

Çalışmamız retrospektif karşılaştırmalı (*comperative study*) bir çalışmadır. İstatistiksel analizler SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences ver.22 Chicago, IL, USA*) programı kullanılarak Adıyaman Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim dalı destekleriyle yapıldı.

Her iki grup yaş parametrelerinin ayrı ayrı ve total olarak ortalama ve standart sapması hesaplandı.

	ort±ss
Active fluidics	65.31±13.59
Gravity	68.25±12.14
Total	66.88±12.85

**Tablo 1.** Yaş parametresinin gruplara göre ortalama ve standart sapması

Her iki grup yaş parametrelerinin ayrı ayrı ve total olarak dağılım özelliklerine bakıldı. Dağılım özellikleri açısından gruplar arasında anlamlı bir fark yoktu.

Gruplar	n	mean	P value
Active fluidics	48	65.3125	0.199
Gravity	55	68.2545	

**Tablo 2.** Her iki grup yaş parametrelerinin ayrı ayrı dağılım özellikleri

Nükleer sklerozun derecesi(NS+++ /NS++++) bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada gravity ile active fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. (P=0.628) NS+++ olan hastalarla NS++++ olan hastalar her iki gruba dengeli dağılım göstermiştir.

Çalışmaya alınan tüm hastalarda endotelial hücre yoğunluğu (ECD), CV, Hkz parametrelerinin normallik dağılımlarına bakıldı. Bu parametrelere bakılırken normallik testi olan 'Kalmogonov Smirnov' testi kullanıldı. Tüm hasta grubu baz alınarak bakıldığında ECD ve CV parametrelerinin normal dağılım sergilediği görüldü. (p=0.12,p=0.066) Hkz parametrenin ise normal dağılım sergilemediği görüldü. (p=0.006)

Gravity grubu ile active fluidics grubu grup bazında dağılım açısından değerlendirildiğinde ise; Active Fluidics grubunda ECD, Hkz ve CV parametrelerinin normal dağılım sergilediği (p=0.431,p=0.147,p=0.144), gravity grubunda ise ECD parametresinin normal dağılım sergilediği (p=0.203), CV ve Hkz parametrelerinin ise normal dağılım sergilemediği görüldü. (p=0.042,p=0.031)

Tüm hastalar göz önüne alınarak yapılan analizlerde ECD ve CV parametrelerinde öncesi ve sonrası değerlerde farklılığın olup olmadığını tesbit etmek için normal dağılım sergilediğinden dolayı parametrik bir test olan 'paired t test' kullanıldı. Analiz sonucunda ECD ve CV parametrelerinin öncesi ve sonrasında istatistiksel açıdan önemli bir fark bulundu.(p=0.001,p=0.001)

	ort±ss	P value
ECD preop	2505.05±315.87	P=0.001
ECD postop	2314.86±334.53	
CV preop	27.61±3.31	P=0.001
CV postop	28.94±3.47	

**Tablo 3.** Tüm hastalar baz alınarak yapılan analizde ECD ve Cv parametrelerinin preop ile postop karşılaştırmasındaki anlamlılık değerleri

Tüm hastalar baz alınarak yapılan analizlerde Hkz parametresinde preop ve postop değerlerde anlamlı farklılık olup olmadığını tesbit etmek için parametreler normal dağılım sergilemediğinden dolayı non-parametrik bir test olan 'Wilcoxon test' kullanıldı. Hkz parametresinde öncesi ve sonrası arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulundu. (p=0.001)

	Median(min,max)	P value
Hkz öncesi	72(63,82)	0.001
Hkz sonrası	68(59,79)	

**Tablo 4.** Tüm hastalar baz alınarak yapılan analizde Hkz parametresinin preop ve postop karşılaştırmasındaki anlamlılık değerleri

Active fluidics ve gravity gruplarında ayrı ayrı analizler yapıldı. Active Fluidics grubunda tüm parametreler normal dağılım sergilediğinden parametrik bir test olan '*Paired t test*' kullanıldı. Bu gruptaki tüm parametreler için öncesi ile sonrası arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (p=0.001, p=0.001, p=0.001)

	ort±ss	P value
ECD öncesi	2555.62±303.07	0.001
ECD sonrası	2424.06±316.59	
CV öncesi	27.58±3.71	0.001
CV sonrası	28.7±3.88	
Hkz öncesi	73.83±4.71	0.001
Hkz sonrası	69.18±5.59	

**Tablo 5.**Active Fluidics grubunda tüm parametrelerin preop ve postop arasındaki farkın anlamlılık değerleri

Gravity grubunda Hkz ve CV parametreleri normal dağılım sergilediğinden parametrik bir test olan '*Paired t test*' kullanıldı, ECD parametresi normal dağılım sergilemediğinden non-parametrik bir test olan '*Wilcoxon test*' kullanıldı. Bu gruptaki Hkz, ECD, CV parametreleri için öncesi ile sonrası arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (p=0.001, p=0.001, p=0.001)

	Ort±ss Mean(min,max)	P value
ECD öncesi	2387(2006,3452)	0.001
ECD sonrası	2201(1423,3015)	
CV öncesi	27.63±2.94	0.001
CV sonrası	29.14±3.09	
Hkz öncesi	71.38±4.93	0.001
Hkz sonrası	68.16±5.17	

**Tablo 6.** Gravity grubunda tüm parametrelerin preop ve postop arasındaki farkın anlamlılık değerleri

Katarakt cerrahisi sonrasında *Centrion®* ekran parametrelerinden olan *cumulated dissipated energy* (CDE), *total torsional amplitude on time* (TTamp), *total longitudinal power on time* (TLpower), Equivalent average ultrasonic power (EAUP %), *Equivalent average torsional amplitude* (EATA %) değerlerinin normallik dağılımına '*Kolmogonov Smirnov test*' ile bakıldı. TLpower, EATA parametrelerinin normal dağılım sergilemediği görüldü. (p=0.022,p=0.001,p=0.044) CDE, TTamp, EAUP parametrelerinin ise normal dağılım sergilediği görüldü. (p=0.076, p=0.949, p=0.249) Normal dağılım sergileyen CDE, TTamp, EAUP parametrelerinin gruplar arası değerlendirmesinde '*Independant t test*' kullanıldı. Normal dağılım sergilemeyen TLpower, EATA parametrelerinin ise '*Mann Whitney U testi*' kullanıldı.

CDE ve TTamp parametreleri bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada gravity ile Active Fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. (p=0.001, p=0.001) EAUP, EATA parametreleri bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada gravity ile active fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunamamıştır. (p=0.177, P=0.166) TLpower bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada Gravity ile Active Fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. (p=0.001)

	Active fluidics	Gravity	P value
CDE	4.83±2.73	7.17±3.79	0.001
TTamp	30.31±12.19	41.05±14.92	0.001
EAUP	11.00±3.15	11.78±2.69	0.177
TLpower	3(0.4,11.5)	4.4(0.5,16.1)	0.001
EATA	10.1(3.2,14)	10.4(3.8,14.5)	0.166

**Tablo 7.** CDE, TTamp, TLpower, EAUP , EATA parametrelerinin Active Fluidics ve Gravity grupları arasında karşılaştırılması analizi anlamlılık değerleri

Active fluidics ve gravity grupları arasında ECD, Hkz, CV parametreleri öncesi sonrası mutlak farkı karşılaştırılarak değerlendirildi. Yapılan analizlerde ECD, CV parametrelerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı. ( $p=0.502, p=0.395$ ) Hkz parametresinde preop ve postop değerlerin mutlak farkı alınarak yapılan analizde gravity grubunda mutlak fark Hkz değerlerinin belirgin olarak Active Fluidics grubuna göre yüksek olduğu tespit edildi. İki grup arasındaki fark bu açıdan belirgin anlamlı bulundu. ( $p=0.001$ )

	mean	P value
ECD fark	49.89,53,85	0.502
CV fark	49.43,54.25	0.395
Hkz fark	44.04,58.95	0.001

**Tablo 12.** ECD, Hkz, CV parametrelerinin preop ve postop arasındaki mutlak farkın Active fluidics ve Gravity grupları arasında karşılaştırılması

	Active Fluidics	Gravity	P value
ECD sonrası	2424,0625±316	2219,5636±322	0.002
CVsonrası	28,7083±3,8	29,1455±3,09	0.527
Hkz sonrası	69,1875±5.5	67,1636±5,17	0.337

**Tablo 13.** ECD, Hkz, CV parametrelerinin postop değerlerinin Active fluidics ve Gravity grupları arasında karşılaştırılması

Active fluidics ve gravity grupları arasında ECD, Hkz, CV parametreleri karşılaştırılarak değerlendirildi. Yapılan analizlerde CV, Hkz parametrelerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı. ( $p=0.527$ ,  $p=0.337$ ) ECD parametresinde postop değerleri karşılaştırılarak yapılan analizde gravity grubunda operasyon sonrası ECD değerlerinin Active Fluidics grubuna göre düşük olduğu tespit edildi. İki grup arasındaki fark bu açıdan belirgin anlamlı bulundu. ( $p=0.002$ )

## 8.2.TARTIŞMA

Son yıllarda fakoemülsifikasyon tekniğindeki modifikasyonlar cerrahi sonuçlara ve dolaylı olarak da görsel sonuçlara pozitif etkide bulunmaktadır. İntraoküler lens teknolojisi ile alakalı birçok bilimsel çalışma mevcut olduğu halde, fakoemülsifikasyon sistemleri ile alakalı literatür hala sınırlıdır. Active Fluidics sistemi hastalarımıza daha iyi postoperatif sonuçlar sunmayı hedefleyen yeni teknolojilerden biridir.

Gravity fluidics kullanan fakoemülsifikasyon sistemlerinde , BSS içeren şişe sistem üzerine asılır.Böylece yerçekimi kullanılarak göz tonusu sağlanır ve şişe seviyesi değiştirilerek kontrol edilir.Bu sistemde basınç ile akım arasında ters orantılı bir ilişki mevcuttur.Akım ne kadar fazla ise basınç o kadar düşüktür (122). Active fluidic kullanan fakoemülsifikasyon sistemlerinde ise, sistem göz içinde hedef basıncı sabit tutar.Bunu poşet içerisindeki BSS'i plaklar arasında tutarak ve İOP değişikliklerine göre poşet üzerindeki basıncı ayarlayarak yapar.Surge miktarının azalması,pseudoexfoliasyonlu gözlerde,küçük pupil olgularında ve *floppy iris* sendromu olan olgularda ön kamara stabilitesini sağladığına dair veriler mevcuttur

(122). İOP'u sabit tutmak demek çalışmak için daha stabil bir ön kamara, daha az *surge* ve daha sabit bir ön kamara derinliği demektir.

Her teknolojinin kendine göre avantajları mevcut olmakla birlikte bu yeni gelişen teknolojilerden biri olan CENTRION® Active Fluidics İOP stabilizasyonunu ve dolaylı faydalarını sağlamak amacıyla yola çıkmıştır. Benzer sistemler ve teknolojiler mevcuttur. Bunlardan biri olan WHITESTAR® Signature Phacoemulsification System (Abbott Medical Optics Inc. , USA) Gravity-base Fusion Fluidics sistemini kullanmaktadır. STELLARIS® Vision Enhancement System (Bausch & Lomb) basınçlandırılmış *gravity-based 'stable chamber fluidics'* teknolojisini kullanmaktadır. INFINITI® Vision System ise konvansiyonel *gravity-based fluidics* sistemini 45° Kelman® OZil IP (*Intelligent Torsional Phacoemulsification*) elcik ile kombine etmiştir.

Sharif-Kashari ve arkadaşlarının laboratuvar ortamında yapay olarak oluşturulmuş ön kamarada ölçümler yaparak gerçekleştirdiği bir çalışmada Centrion® Active Fluidics sisteminin diğer sistemlerden anlamlı olarak daha az oklüzyon sonu cevabına (*occlusion break response*) yol açtığı bulunmuştur. Kendileri daha az *occlusion break surge* oluşmasının cerrahi güvenlik açısından olumlu bir durum olabileceğini ifade etmişlerdir (123). Chang ve arkadaşlarının üç hastanın 5 nanoftalmik gözünden oluşan küçük seride yaptıkları çalışmada Centrion® Active Fluidics'in küçük ve dar ön kamarada İOP değişikliklerine hızlı cevap verdiği, *surge* volümünü azalttığı, İOP'un preoklüzyon basıncına dönüşünü hızlıca sağladığı deneyimlerini paylaşmışlardır (124). Bu bulgular ışığında Active Fluidics teknolojisinin bulunuşu ile beraber daha stabil ön kamara, İOP fluktuasyonlarının azalması sayesinde fakoemülsifikasyon sistemlerinin verimliliğinin arttığını ifade etmişlerdir .

Torsiyonel ultrasound teknolojilerinin bulunması katarakt cerrahisinde çığır açmıştır. Konvansiyonel longitudinal ultrasound sistemleri uçtaki lens materyalini sadece tip ileri doğru hareket ettiğinde kırarlar. Bu nedenle harcanan enerjini yarısı cihaz inaktifken yani tip geri doğru hareket ederken boşa gider. Torsiyonel sistemler ise sirküler osilasyon paterni ile lens materyalini kırarak enerji verimliliğini yüksek tutar. Centrion® Vision sisteminde OZil® IP (*Intelligent Phacoemulsification Torsional handpiece*) torsiyonel elcik kullanılmaktadır. Fakoemülsifikasyon

sırasında açığa çıkan ısı korneal termal hasara ve endotel kaybına yol açar. *Ryoo* ve arkadaşları *WHITESTAR® Signature Phacoemulsification System*, *INFINITI® Vision System OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification)* ve *STELLARIS® Vision Enhancement System (Bausch & Lomb)* sistemlerini değerlendirerek, bu üç sistem arasında ısı üretimini karşılaştırmıştır. Tüm cerrahi aşamalar boyunca en düşük ısı üretimi olan sistem *INFINITI® Vision System OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification)* olarak tesbit edilmiştir (127). Helvacıoğlu ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada *OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification Torsional handpiece)* ile daha az BSS kullanılarak, daha kısa toplam ultrasound süresi ile torsiyonel/longitudinal *mikrocoaxial* kombine ultrasona göre daha efektif katarakt cerrahisi sağladığını ifade etmişlerdir (113). *Khokhar* ve arkadaşlarının *Centrion® Active Fluidics* sistemini kullanarak 248 hasta ile yaptığı bir çalışmada ise iki gruptan birine *Kelman®* konvansiyonel özellikteki elcik ile diğer gruba ise yeni bir teknoloji olan *Intrepid® (new balanced tip)* elcik ile fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmıştır. *Intrepid* ile fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanan grupta diğer gruba göre belirgin anlamlı azalmış CDE, total US süresi, TTamp, aspirasyon süresi bulunmuş olup daha az miktarda sıvı kullanılmıştır. ( $p < 0.01$ ) (125) Bir çok çalışma torsiyonel ile geleneksel ultrasound teknolojilerini karşılaştırmıştır. Bulgular genellikle torsiyonel modun daha az enerji harcayarak, endotelial kaybı minimuma indirerek güvenli lens materyali uzaklaştırmayı sağladığı yönündedir (113-126). Çalışmamızda her iki grupta da *OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification Torsional handpiece)* torsiyonel elcik kullanılmaktadır. Tüm ameliyatların *Centrion® Vision* sistemi ile gerçekleştirilmesi sayesinde torsiyonel ultrasound gücünün endotel üzerindeki avantajlı özelliği gruplar arasında sabit bir değişken olmuştur. Gruplar arası yaş dağılımının istatistiksel olarak dengeli olması, nükleer skleroz derecesi dağılımının istatistiksel olarak dengeli olması, geniş hasta grubunda çalışılması özellikle *Active Fluidics* ve *Gravity* sistemlerinin kullanımını bağımsız bir faktör olarak değerlendirmemizi sağlamıştır. Tüm vakaların tek cerrah tarafından opere edilmesi ve tek çeşit cihaz kullanılması akışkan dinamiğinin endotel kaybı üzerindeki etkilerine odaklanmayı sağlamıştır.

CDE hem cerraha hem de fakoemülsifikasyon tekniğine göre değişebilen bir parametredir ve fakoemülsifikasyon sırasında kullanılan toplam ultrason enerjisi



miktarını gösterir. Daha az CDE değerlerinin daha az endotelial hasar ve daha iyi cerrahi sonuçlarla bağlantısı gösterilmiştir (4-5). Solomon ve arkadaşları Centrion® Active Fluidics sistemi ile INFINITI® Vision System OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification) arasında CDE, kullanılan aspirasyon sıvısı miktarı ve total aspirasyon süresini karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Karşılaştırılan her bir parametre Centrion® Active Fluidics sisteminde INFINITI®'den daha düşük seviyelerde çıkmıştır. Tüm parametrelerin Centrion® Active Fluidics sistemindeki düşüklüğü anlamlı olarak farklı bulunmuştur. (p=0.001) (128) Leon ve arkadaşlarının yaptığı bir metaanalizde torsiyonel mod CDE parametresinde diğer modlara üstün bulunmuştur. Toplam 1759 hasta (888-torsiyonel mod, 870 longitudinal mod) içeren 7 farklı çalışma metaanalize dahil edilmiştir. Total ultrasound süresi ve CDE torsiyonel moda anlamlı düşük bulunmuştur (126). Konvansiyonel fakoemülsifikasyon ultrason modunda, longitudinal olarak fako ucunun ileri geri hareketi ile lens emülsifikasyonu ve aspirasyonu sağlanmaktadır, bu modla bir itilme etkisi yaratılarak, ultrason gücünün verimli kullanımı azalmakta ve dolayısıyla cerrahi daha uzun sürerek daha fazla enerji yayılımına neden olmaktadır. Torsiyonel mod, bu etkiyi ortadan kaldırmayı hedefleyerek daha az fako gücü kullanılan, dolayısıyla daha az enerji açığa çıkmasını sağlayan bir yöntemdir. (116) Ekinci ve arkadaşlarının 75 göz üzerinde yaptığı çalışmada torsiyonel mod ultrasound ile fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanan grupta anlamlı düşük CDE, total aspirasyon süresi ve total fakoemülsifikasyon süresi tesbit edilmiştir. (p<0.05) (129) Çalışmamızda tüm vakaların tek cerrah tarafından opere edilmesi, tüm operasyonların Centrion® cihazıyla yapılması, nükleer grade ve yaş dağılımının dengeli olması gibi standardizasyonu sağlayan faktörler sayesinde Active fluidics sisteminin akışkan dinamiğinin korneal parametreler ve CDE üzerindeki etkisi güvenilir olarak değerlendirilebilmiştir.

Nikoli ve arkadaşlarının 192 senil katarakt ile yaptığı bir çalışmada bir gruba longitudinal fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanırken diğer gruba INFINITI® Vision System OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification) sistem ile torsiyonel fakoemülsifikasyon tekniği uygulanmıştır. Her iki grup arasında öncesi ve sonrası ECD değişiklikleri açısından anlamlı bir fark bulunamazken, endotelial disfonksiyonun diğer belirteçleri olan Hkz ve CV karşılaştırması ile alakalı ek bir

bilgi sunulmamıştır. Her iki grup arasında CDE karşılaştırması yapıldığında torsiyonel fakoemülsifikasyon kullanılan tekniğin CDE değerleri anlamlı olarak düşük çıkmıştır. Bizim çalışmamızda ek olarak endotelial disfonksiyonun önemli belirteçlerinden olan Hkz ve CV değerlerinin de değerlendirilmesi çalışmamızın önemli avantajlarından biridir. Bu noktada fakoemülsifikasyon sistemleri ile alakalı birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen sıvı dinamikleri ve Active Fluidics gibi yeni teknolojiler ile alakalı çalışmalar hala sınırlı olmakla beraber çalışmamız güncel literatür ile uyumlu bir sonuca ulaşmıştır. Çalışmamız torsiyonel fakoemülsifikasyon tekniğini her iki grupta sabit bir değişken olarak tutarak; nispeten yeni bir sıvı akışkan dinamiği olan Active Fluidics sisteminin total ultrasound enerjisi kullanımını aza indirerek ve CDE ile temsil edilen fakoemülsifikasyon gücünü minimum düzeyde tutarak endoteli koruduğunu göstermektedir.

Fakoemülsifikasyon cerrahisinde endotelde gözlenen kantitatif değişimleri belirlemek amacıyla yapılan çalışmalarda fakoemülsifikasyon cerrahisi sırasında oluşan endotel hücre yoğunluğu kaybı birçok farklı değerlerde bulunmuştur. Bourne ve ark. (90) bir yıl gözlemledikleri geniş serilerinde fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrasında endotel hücre yoğunluğu kaybı yüzdesini %16,1 olarak bildirmişlerdir. Beltrame ve ark. (91) ise farklı insizyonların endotel hücre yoğunluğu kaybı yüzdesine etkilerini araştırmış ve 3,5 mm saydam korneal insizyonla gerçekleştirilen operasyonlar için 3 aylık endotel hücre yoğunluğu kaybı yüzdesini %17,8 olarak bildirmişlerdir Ayrıca literatürde %16 , %11,6 , %8,1 gibi oranlar bildirilmiştir. Literatürün bu denli farklılık göstermesi endotel hasarının standardize edilemeyen birçok preoperatif, intraoperatif ve postoperatif faktöre bağlı olmasıyla açıklanabilir. (92, 93, 111)

Ayrıca speküler mikroskopinin hücre yoğunluğunu  $\pm 5$  standart sapma ile ölçtüğü de göz önünde bulundurulmalıdır. Endotelin kantitatif morfolojik analizi için speküler mikroskopi ile saptanan varyasyon katsayısı (CV), hegzagonal hücre yüzdesi (Hkz) parametreleri kullanılmaktadır. Fakoemülsifikasyon cerrahisine bağlı olarak travmaya karşı çoğalma kabiliyeti olmayan endotel hücrelerinin verdiği yer kaplama ve migrasyon cevabıyla polimegatizm, polimorfizm ve ortalama hücre alanı artmaktadır (2,14,15). Aynı çalışmada Bourne ve arkadaşları katarakt ameliyatı olan hastaların postoperatif 1. hafta muayenelerinde Hkz'nin düşmesine rağmen CV

değerinin değişmediğini, ancak iki parametrenin de 1. ay muayenesinde anlamlı şekilde yükseldiğini, 3. ayda preoperatif değerlerine döndüğünü yayınlamışlardır (90). Diaz ve arkadaşları da CV ve Hkz değerlerinin postoperatif 3. ayda stabilize olduğunu bildirmişlerdir (96). Sonuç olarak postoperatif endotelial hasarın değerlendirilmesinde erken dönemde hücresel yoğunluk kaybına ilave olarak kantitatif morfolojik analiz parametrelerinin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

Çalışmamızda CDE, TTamp ve TLpower parametreleri bakımından iki grup arasında yapılan karşılaştırmada gravity ile active fluidics grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. ( $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ,  $p=0.001$ ) Active fluidics kullanılan grupta CDE değerleri gravity grubuna göre belirgin düşüktür. Çalışmamızda her iki gruptaki cerrahilerde OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification) handpiece kullanılmış olup her iki grup yaş ve NS dağılımları anlamlı olarak benzerdir. ( $p=166$ ) CDE değerlerinin Gravity grubunda anlamlı yüksek olması Active fluidics sisteminin sıvı dinamiklerini olumlu yönde etkileyerek fakoemülsifikasyon cerrahisinde kullanılan toplam enerji miktarını düşürdüğünü gösterir. Endotel hücre kaybının operasyondan sonra bile devam ettiği düşünüldüğünde, ameliyat esnasında oluşan hücre kaybının sonraki dönemlerde endotel yetmezliği riskini belirleyen faktörlerin başında olduğu söylenebilir (81,82). Cerrahi sırasındaki endotelial hasardan sorumlu olan CDE gibi önemli bir parametrenin olabilecek minimum düzeylerde kalmasını sağlaması açısından Active Fluidics sistemini daha az enerji kullanımı ile daha az endotelial hasara neden olarak daha güvenli cerrahi ortam sağladığını söyleyebiliriz. *Chen* ve arkadaşlarının yaptığı retrospektif bir çalışmada Centrion® Active Fluidics sistemi ve INFINITI® Vision System OZil® IP (İntelligent Phacoemulsification) sistemleri ile; benzer yaş, cinsiyet ve komplikasyon oranları olan 2017 hastanın cerrahisi 5 cerrah tarafından tek merkezde değerlendirildiğinde her birinin Centrion® Active fluidics sistemi ile anlamlı daha düşük intraoperatif CDE değerleri tespit edilmiştir. Ayrıca hasta yaşının her 10 yaş artışı ile CDE'de 2.83 Ünite anlamlı artış olduğunu tespit etmişlerdir. ( $p=0.001$ ) (128)

Çalışmamızı güçlü kılan özellikleri tüm vakaların tek cerrah tarafından opere edilmesi, tüm operasyonların tek cihaz, tek mod kullanılarak yapılması ve dolayısıyla standardizasyonunun yüksek tutulmasıdır. Her çalışmada olduğu gibi cerrahi

ortamdaki diğerk değişkenlerin sabit olması ölçmeyi hedeflediğimiz değerlerin güvenilirliğini arttırmaktadır.

### **8.2.1.Çalışmanın Kısıtlılıkları**

Çalışmamızın prospektif değil de retrospektif olması kısıtlayıcı bir faktördür. Randomizasyon uygulanmamıştır. Belli bir süre içerisinde başvuran hastalardan çalışmaya alınma kriterlerine uyan hastalar dahil edilmiştir. Bu kısıtlılıkları ortadan kaldırmak için hasta sayısı yüksek tutulmuştur ve hastaların yaş ve nükleer grade dağılımları değerlendirildiğinde her iki grupta dengeli dağılım gösterdiği görülmüştür.

İdeal şartlarda cihazın yazılımsal hesaplama ve ölçümleri yerine in vitro ortamda yapılan direkt objektif ölçümlerin yapılması tercih edilebilir. Laboratuvarlarımızda ve ARGE birimlerimizde bu gibi invitro deney ortamlarının artmasının bilimde hızlı gelişime açık olmamızı sağlayacağı ve elde edilen verileri netleştireceği açıktır.

Çalışmamızda öncesi ve sonrası görme değerlendirilmesi yapılmamıştır. Fakat düşük enerji kullanımı ve endotelial önemli markerların öncesi sonrası şeklindeki değerlendirmesi ile elde ettiğimiz verilerin daha iyi görsel sonuçlar üzerine etki edeceği ve bu konudaki güncel gelişmelere katkıda bulunacağı aşikardır.

Çalışmamızda ECD, Hkz, CV'nin preop ve postop değerlerini; intraoperatif parametreler olarak ise CDE, TTamp, TLpower, EATA, EAUP değişkenlerini ölçmeyi ve karşılaştırmayı hedefledik. Özellikle *in vitro* ölçüm ortamı sağlanmış olarak ölçülebilen farklı değişkenler de gelecekteki çalışmaların potansiyel konusu olabilir.

### **8.2.2.Sonuç**

Her fakoemülsifikasyon sisteminin kendine göre artıları ve eksileri mevcuttur ve bahsettiğimiz bu teknolojilerin tamamı güvenli olarak katarakt cerrahisini gerçekleştirebilir. Fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisinde gold standart tekniktir (130). Çok çeşitli teknolojilerle donatılmış cihazlar mevcuttur ve hepsi de çok düşük komplikasyon oranları ile kusursuz görsel sonuçlar sunarak oldukça iyi postoperatif görme sağlayabilir. Fakat cihazlar özellikle elcik, akım ve ultrasonik güç kullanma özellikleri gibi birçok özellik bakımından birbirlerinden çok farklıdır. Bu aşamada

cerrahın tercihi devreye girer ki; bu tercihi yaparken öncelikleri genellikle cihazın güvenliği, minimum endotelial kayıp sağlayabilmesi, ön kamara stabilitesini ve derinliğini koruyabilmesi, minimum *surge* ile efektif başarılı cerrahi sağlayabilmesidir. Çalışmamızda akışkan dinamiklerinin korneal parametreler ve CDE üzerindeki etkisinin güvenilir olarak değerlendirilebilmesini sağlayan ; tüm vakaların tek cerrah tarafından opere edilmesi,tüm operasyonların Centrion® cihazıyla yapılması,nükleer grade ve yaş dağılımının dengeli olması ,geniş hasta popülasyonu gibi faktörler sağlanmıştır. Active fluidics ile gravity sisteminin akışkan dinamikleri karşılaştırıldığında CDE ile temsil edilen ve endotelial hasardan sorumlu tutulan önemli değişkenlerden biri olan total ultrasonic güç Active Fluidics grubunda gravity'ye göre anlamlı düşük bulunmuştur.Buna ek olarak korneal hasarın en önemli iki önemli göstergesi olan ECD ve Hkz parametreleri Active Fluidics grubunda gravity'ye kıyasla daha az endothelial hasar lehine anlamlı bulunmuştur.

Her teknolojinin kendine göre avantajları mevcut olmakla birlikte bu yeni gelişen teknolojilerden biri olan CENTRION® Active Fluidics İOP stabilizasyonunu ve dolaylı faydalarını sağlamak amacıyla yola çıkmıştır ve fakoemülsifikasyonun her aşamasında daha güvenli cerrahi sağlayan bir teknoloji olabilir. Bu konu ile alakalı literatür hala çok sınırlıdır ve daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

## 9.REFERANSLAR

1. Bengisu Ü. Kornea. In: Bengisu Ü, editor. Göz hastalıkları. 4. Baskı. Ankara: Palme yayıncılık; 1998;(5):69-90.
2. Akova YA. Kornea Hastalıkları, Aydın P, Akova YA. editors. Temel Göz Hastalıkları.2.Baskı. Ankara: Güneş Kitapevi 2001:205-229.
3. Pascolini D,Mariotti SP, Global estimates of visual impairment:2010.Br J Ophthalmol.2012;96 (5:614-618.[Pubmed]
4. Pirazzoli B, D'Eliseo D, Ziosi M, Acciarri R. Effects of phacoemulsification time on the corneal endothelium using phacofracture and phaco chop techniques. J Cataract Refract Surg. 1996;22(7):967–969.
5. Hayashi K, Hayashi H, Hakao F, Kayashi F. Risk factors for corneal endothelial injury during phacoemulsification. J Cataract Refract Surg. 1996;22(8):1079–1084.
6. World Health Organization: Programme For the Prevention of Blindness and Deafness, Global Initiative For the Elimination of Avoidoble Blindness. WHO/PBL/97.61 1998:1-2
7. Takmaz T. Kataraktın etiyolojisi ve epidemiyolojisi. 29. Ulusal Oftalmoloji Kursu 2009; 29-42.
8. Walkow T, Anders N, Klebe S. Endothelial cell loss after phacoemulsification: relation to preoperative and intraoperative parameters. J Cataract Refract Surg 2000;26: 727-32
9. Pereira ACA, Porfirio F, Freitas LL, Belfort RJ. Ultrasound energy and endothelial cell loss with stop-and-chop and nuclear preslice phacoemulsification. J Cataract Refract Surg 2006;32: 1661-6.
10. Ekrem Kadıglu et al. Selçuk Tıp Derg 2012;28(3): 196-200
11. Nishida T. Cornea. In Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ, editors. Cornea:Fundamentals, Diagnosis and Management. 2th Ed.China: Elsevier Mosby, 2005:3-26.
12. Reyhan A., Vernal keratokonjonktivit hastalarındaki korneal değişikliklerin korneal topografi ile değerlendirilmesi (Tıpta uzmanlık tezi), Adıyamanüniversitesi Tıp Fakültesi , 2016
13. Lens ve Katarakt Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11, 1.basım, Editör Prof.

- O'Dwyer PA. Günes Tıp Kitabevi, Ankara, 2008-2009:5-9.
14. Oftalmolojinin Esas ve İlkeleri, Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 2, 1.basım, Editör Prof. O'Dwyer PA, Günes Tıp Kitabevi, Ankara, 2007-2008:74-5.
  15. Akyol F. Kornea Anatomisi, Tamçelik N, editör. Kornea. İstanbul: Türk Oftalmoloji Derneği Eğitim Yayınları 2009: 13-20.
  16. DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2011;37(3):588-598
  17. Klyce SD, Beuerman RW. Structure and Function of Cornea, In: Kaujman HE, Barron BA, Mc Donald MB, Waltman SR, eds. *The Cornea*. Newyork: Churchill Livingstone 1988;3-54.
  18. Neumann E, Gutmann MJ, Blumenkranz N, Michaelson IC. A review of fourhundred cases of vernal conjunctivitis. *Am J Ophthalmol* 1959;47:166-172
  19. Keklikçi U. Doğumsal kataraktlarda cerrahi tedavi endikasyonları ve optik rehabilitasyon. *Dicle Tıp Dergisi* 2005; 32 (1): 47-51.
  20. Doughman D. The Cornea. In: Peyman GA, Sanders DR, Goldberg MF (Eds). *Principles and Practise of Ophthalmology*. Philadelphia: WB Saunders Company 1989:356-39.
  21. Suda T, Nishida T, Ohashi Y, Nakagawa S, Manabe R. Fibronectin appears at the site of corneal stromal wound in rabbits. *Current eye research*. 1981;1(9):553-6.
  22. Fitch JM, Birk DE, Linsenmayer C, Linsenmayer TF. The spatial organization of Descemet's membrane-associated type IV collagen in the avian cornea. *The Journal of cell biology*. 1990;110(4):1457-68.
  23. Waring G, Baurne W, Edelhauser H, Kenyon K. The corneal endothelium: normal and pathologic structure and function. *Ophthalmology*, 1982 Jun;89(6):531-590.
  24. Cotsarelis G, Cheng S-Z, Dong G, Sun T-T, Lavker RM. Existence of slow-cycling limbal epithelial basal cells that can be preferentially stimulated to proliferate: implications on epithelial stem cells. *Cell*. 1989;57(2):201-9.
  25. Thoft RA, Friend J, Dohlman CH. Corneal glucose flux: II. Its response to anterior chamber blockade and endothelial damage. *Archives of ophthalmology*. 1971;86(6):685-91.

26. The Eye M.D Association. American Academy of Ophthalmology. In: O'Dwyer PA, editor. Lens ve katarakt. Ankara: Güneş kitabevi, 2008-2009; 11: 91-161.
27. Dohlman CH. Physiology of the cornea: corneal edema. Boston: Little, Brownand Company; 1983: 3-17
28. Floyd RP. History of Cataract Surgery. In: Albert DM, Jacobiec FA, editors. Principles and Practice of Ophthalmology. Vol 1, W.B. Saunders Company, 1994, 606-13.
29. Klyce SD, Jenison GL, Crosson CE, Beuerman RW. Distribution of sympathetic nerves in rabbit cornea. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1986;27: 354.
30. Kadioğlu E., Fakoemülsifikasyon cerrahisinin kornea endoteli üzerine etkisinin incelenmesi (Tıpta uzmanlık tezi), Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2009
31. Vass C, Menapace R, Rainer G, Findl O, Steineck I. Comparative study of corneal topographic changes after 3.0 mm beveled and hinged clear corneal incisions. J Cataract Refract Surg 1998; 24: 1498-1504
32. Kaşıkçı A., Fakoemülsifikasyon cerrahisinde kesi yerinin korneal topografiye etkisi(Tıpta uzmanlık tezi), Pamukkale Üniversitesi, 2006
33. Rafferty NS, Rafferty A Jr. Cell population kinetics of the mouse lens epithelium. J Cell Physiol 1981;107: 309-15.Cok CA, Coretz CF. Aging of the human crystalline lens and anterior segment. Vision res. 1994.342945-54.
34. Bassnett S, Beebe DC. Coincident loss of mitochondria and nuclei during lens fiber cell differentiation. Dev Dyn 1992; 194: 85-93.
35. Kuzsak JR, Brown HG. Embriyology and anatomy of the lens. Albert DM, Jakobiec FA, eds. Principles and practice of ophthalmology. Philadelphia: Saunders 1994 4.
36. Karel F, Lens ve hastalıkları, Bölüm 9, Temel Göz Hastalıkları, 1.baskı, Prof Aydın P, Prof Akova A, eds, Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 2001, 191-93.
37. Lens ve Katarakt Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11, 1.basım, Bölüm 4 Editör Prof. O'Dwyer PA. Güneş Tıp Kitabevi, Ankara, 2008-2009: 25-28.
38. Rosen ES, Bölüm 4, Kısım 28, Anatomi, Ophthalmology, Türkçe 2.basım, Yanoff M, Duker J.S, eds, İstanbul, Hayat Kitapçılık, 2007, 241-44.
39. Weingeist TA, Liesegang TJ, Grand MG. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course 2000-2001 Lens and



Cataract. Biochemistry, Chapter 2. 10-7.

40. Malbran ES, Maibran EJ, Negri I. Lens guide suture for transport and fixation after intracapsular extraction. *Int. Ophthalmology* 1986; 9: 151-60.
41. Karel F, Lens ve hastalıkları, Bölüm 9, Temel Göz Hastalıkları, 1.baskı, Prof Aydın P, Prof Akova A, eds, Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 2001, 191-93.
42. Türk Oftalmoloji Derneği Eğitim Yayınları, No: 9 Glokom 2009;114.
43. Topal D., Katarakt cerrahisi sonrası ön kamara parametrelerindeki değişiklikler(Tıpta uzmanlık tezi),Çukurova Üniversitesi,2012
44. Wong TY, Hyman L, Population-based Studies in Ophthalmology. *American Journal of Ophthalmology* 2008; 146:656-63.
45. Kador PF. Biochemistry of the lens. In: Albert DM, Jakobiec FA, editors. *Principles and practice of ophthalmology. Basic sciences*. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1994; 147-65.
46. Phelps CD. Examination and functional evaluation of crystalline lens. In: Duane TD, Jaeger EA, editors. *Clinical Ophthalmology*. Philadelphia: Harper and Row Publishers, 1986; 1-23.
47. The Eye M.D Association. American Academy of Ophthalmology. In: O'Dwyer PA, editor. *Lens ve katarakt*. Ankara: Güneş kitabevi, 2008-2009; 11: 25-42.
48. He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2003; 20: 1155-63.
49. Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003; 44: 5438-
50. Meri JW. *Ophthalmology. Medieval Islamic Civilization an Encyclopedia*. New York: Taylor Francis, 2006; 578
51. Ridley H. Further observations on intraocular acrylic lenses in cataract surgery. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1953;57: 98-106
52. Jaffe NS, Jaffe M, Jaffe GF. *Cataract Surgery and Its Complications, Sixth Ed*, Mosby, St. Louis, 1997, 147-199.
53. Kelman CD The history and Development of Phacoemulsification. *International ophthalmology Clinics "Cataract Surgery"*.1994; 34: 2:1-12.

54. Kelman CD: Phacoemulsification and aspiration:a new technique of cataract removal. A Preliminary report. Am J Ophtalmol.1967; 64:23-35.
55. Pape LC, Balazs EA. The use of sodium hyaluronate (Healon) in human anterior segment surgery. Ophthalmology 1980; 87: 699-705.
56. Üstüner A. Fakoemülsifikasyon cihazları. Türk Oftalmoloji Derneği XXVIII. Ulusal Kongresi Bülteni Antalya, Cilt I. 1994;65-66.
57. Usta YB: Fakoemülsifikasyon-PEKKE Cerrahi yöntemlerinin Karşılaştırılması. Oftalmoloji "Katarakt Özel Sayısı" 1;1992;3: 201-203.
58. Kelman CD. Phacoemulsification. In: Jaffe S, editors. Cataract surgery and its complications. CV Mosby Company, 1981; 130-4.
59. Buratto L. Phacoemulsification Principles And Techniques. Cataract Surgery Development And Techniques, 3-21, USA, 1998.
60. Norman S, Jaffe MD. Planned ECCE treats cornea better than phaco in prospective evaluation. Ocular Surgery News 1989; 16: 7.
61. Shepherd JR: Small incision and foldable intraocular Lenses, international Ophthalmology Clinics "Cataract Surgery". 1994; 34; 2:103-12.
62. 53. Göker S. Fakoemülsifikasyon ile small incision ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonunda ilk sonuçlar. T Oft Gaz 1992; 22: 130-2.
63. Gimbel HV, Neuhann T. Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. J. Cataract Refract Surg 1990; 16: 31-7.
64. Karel F. Fakoemülsifikasyonda avantaj-dezavantaj, endikasyon-kontraendikasyon Turk Oftalmoloji Derneği XXVIII. Ulusal Kongre Bulteni. 1. cilt Antalya 1994;67-9.
65. Lens ve Katarakt Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11, 1.basım, Bölüm 8 Editör Prof. O'Dwyer PA. Günes Tıp Kitabevi, Ankara, 2008-2009:104-13.
66. Evciman T., Fakoemülsifikasyon cerrahisinde kullanılan farklı ultrason modlarının karşılaştırılması (Tıpta uzmanlık tezi) , Fatih Sultan Mehmet Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İSTANBUL, 2009
67. Konstantopoulos A, Hossain P, Anderson DF. Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis? Br J Ophthalmol 2007; 91: 551–557.

68. Kanski J (Çeviri: Orağlı K): Kornea ve sklera. Kanski J (Ed.). Klinik oftalmoloji. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi, 2001;94-155
69. Kremer FB: A new instrument for clinical pachometry. In Schchar RA, Levy NS, Schchar L, editors: Keratorefractive Society meeting on controversial aspects of radial keratotomy, Denison, TX, 1980, LAL.
70. Salz JJ, Azen AP, Berstein J: Evaluation and comparison of sources of variability in the measurement of corneal thickness with ultrasonic and optical pachymeters. *Ophthalmic Surgery* 1983;14:750-754
71. Salz JJ: Differences among ultrasonik pachymeters in measuring korneal thickness. *J Refract Surg* 1987;3:7-11
72. Bozgöl G., Sorunsuz fakoemülsifikasyon ve göz içi lens yerleştirilmesi uygulanarak katarakt cerrahisi yapılan olgularda ön segment parametrelerinin Pentacam-Scheimflug yöntemi ile değerlendirilmesi (Tıpta uzmanlık tezi), Malatya, 2008
73. Rapuano CJ, Fishbaugh JA, Strike DJ: Nine pointcorneal thickness measurements and keratometry readings in normal corneas using ultrasound pachymetry. *İnsight* 1993; 18:16 – 22
74. Faulkner WJ, Varley GA: Corneal diagnostic techniques. Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ (Eds.). *Cornea*. Volume 1. 2 nd ed. Philadelphia: Elsevier Inc., 2005;229-234
75. Bayhan HA, Bayhan SA, Gürdal C. Keratokonus Hastalarının Ön Segment Parametrelerinin Sirius ile Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Ophthalmology*. 2014;23(2):102-6.
76. Bayhan HA, Bayhan SA, Muhafız E, Can İ. Repeatability of aberrometric measurements in normal and keratoconus eyes using a new Scheimpflug–Placido topographer. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2014;40(2):269-75.
77. Phillips C, Laing R, Yee Richard. Specular microscopy. Krachmer JH, Mannis MJ, Holand EJ (eds). Elsevier Mosby 2005;261-81.
78. Johns KJ, Feder RS, Hamil MB, Miller-Meeks MJ, Rosenfeld SI, Perry PE. Examination techniques for the external eye and cornea. In: *Basic and Clinical Science Course, Section 8*. American Academy of Ophthalmology 2007-

2008;15-51.

79. <http://www.ophtalworld.de/cosmoshop/pix/a/media/2005-2011-6/SIRIUS%20brochure%20English.pdf>
80. Yüksel N., Pseudoexfoliation and Kornea, *Journal of Glo-Kat* 2015;10:1-5
81. Bourne WM, Nelson LR, Hodge DO. Continued endothelial cell loss ten years after lens implantation. *Ophthalmology* 1994;101:1014-22
82. Galin MA, Lin LL, Fetherolf E, Obstbaum SA, Sugar A. Time analysis of corneal endothelial cell density after cataract extraction. *Am J Ophthalmol* 1988; 88:93-6
83. Ernest P, Rhem M, McDermott M, Lavery K, Sensoli A. Phacoemulsification conditions resulting in thermal wound injury. *J Cataract Refract Surg* 2001;27: 1829-39.
84. Kim EK, Cristol SM, Kang SJ, Edelhauser HF, Kim HL, Lee JB. Viscoelastic protection from endothelial damage by air bubbles. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 1047-53.
85. Cameron MD, Poyer JF, Aust SD. Identification of free radicals produced during phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 463-70.
86. Miyata K, Maruoka S, Otani S, Nejima R, Samejima T, Amano S. Corneal endothelial cell protection during phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2002;28: 1057-9.
87. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F: Risk factors for corneal endothelial injury during phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22: 1079-84.
88. Yagoubi MI, Armitage WJ, Diamond J, Easty DL. Effects of irrigation solutions on corneal endothelial function. *Br J Ophthalmol* 1994; 78: 302-6.
89. Jousseaume AM, Barth U, Çubuk H, Koch HR. Effects of irrigation solution and irrigation temperature on the cornea and pupil during phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 392-7.
90. Bourne RRA, Minassian DC, Dart JKG, Rosen P, Kaushal S, Wingate N. Effect of cataract surgery on the corneal endothelium: Modern phacoemulsification compared to extracapsular cataract surgery. *Ophthalmology* 2004;111:679-85.
91. Beltrame G, Salvat ML, Driussi G, Chizzolini M. Effect of incision size and site on corneal endothelial changes in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*

2002;28: 118-25.

92. 24. Ventura AS, Walti R, Böhnke M. Corneal thicness and endothelial density before and after cataract surgery. Br J Ophthalmol 2001; 85:18-20.
93. Mathys K, Cohen K, Armstrong B. Determining factors for corneal endothelial cell loss by using bimanual microincision phacoemulsification and power modulation. Cornea 2007;26: 1049-55.
94. Mishima S. Clinical investigations on the corneal endothelium. Am J Ophthalmol 1982;93: 1-29.
95. Tuft SJ, Coster DJ. The corneal endothelium. Eye 1990;4: 389-424.
96. Diaz-Valle D, Benitez del Castillo Sanchez JM, Castillo A, Sayagues O. Endothelial damage with cataract surgery techniques. J Cataract Refract Surg 1998;24: 951-5.
97. Allen D. Fakoemülsifikasyonun mekanik ve hidrodinamik yönü. Oftalmoloji 2. basım Bavdek T (Çeviri editörü). Yanoff M, Duker JS. Hayat Tıp Kitapçılık İstanbul 2007;345-8.
98. Zanini M, Savini G, Buratto L. Fakoemülsifikasyonun fizik prensipleri. Fakoemülsifikasyon prensipleri ve teknikleri 2. basım. Özdamar A, Devranoğlu K (Çeviri editörleri). Buratto L. Aksu Kitabevi İstanbul 2005;39-61.
99. Kaynak S, Çelik L, Arıkan G, Kocak N, Yaman A, Cinhuseyinoğlu N. Fakoemülsifikasyon cerrahisinde ultrason gücünün kullanım modaliteleri. T Oft Gaz 2006; 36: 68-74.
100. Allen D. Fakoemülsifikasyonun mekanik ve hidrodinamik yönü. Oftalmoloji 2. basım Bavdek T (Çeviri editörü). Yanoff M, Duker JS. Hayat Tıp Kitapçılık İstanbul 2007;345-8.
101. Fishkind W, Bakewell B, Donnenfeld E, Rose A, Watkins A, Olson R. Comprarative clinical trial of ultrasound phacoemulsification with and without the WhiteStar system. J Cataract Refract Surg 2006;32: 45-9.
102. Frohn A, Dick HB, Fritzen CP. Corneal impact of ultrasound and bevel position in phacoemülsification. J Cataract Refract Surg 2002;28: 1667-70.
103. Pirazolli G, Elisco D, Ziosi M, Acciari R. Effects of phacoemülsification time on the corneal endothelium using phaco fracture and phaco chop techniques. J Cataract Refract Surg 1996;22: 967-9.

104. Nagahara K. Kişisel fakoemulsifikasyon tekniği. Fakoemulsifikasyon prensipleri ve teknikleri 2. basım. Özdamar A, Devranoğlu K (Çeviri editörleri). Buratto L. Aksu Kitabevi. İstanbul 2005;295-301.
105. Koch PS, Katzen LE. Stop and chop phacoemulsification. J Cataract Refract Surg 1994; 20: 566-70.
106. Sugar J, Mitchelson J, Kraff M. The effect of phacoemulsification on corneal endothelial cell density. Arch Ophthalmol 1978;96 :446-8.
107. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F: Risk factors for corneal endothelial injury during phacoemulsification. J Cataract Refract Surg 1996; 22: 1079-84.
108. 36. DeBry P, Olson RJ, Crandall AS. Comparison of energy required for phaco chop and divide and conquer phacoemulsification. J Cataract Refract Surg 1998;24: 689-92.
109. Grabow HB. Lens cerrahisi için endikasyonlar ve farklı teknikler. Oftalmoloji 2. basım Bavdek T (Çeviri editörü). Yanoff M, Duker JS. Hayat Tıp Kitapçılık İstanbul 2007;315-25.
110. Storr-Paulsen A, Norregaard JC, Ahmed S, Storr-Paulsen T, Pedersen TH. Endothelial cell damage after cataract surgery: divide-and conquer versus phaco-chop technique. J Cataract Refract Surg 2008;34: 996-1000.
111. O'brein P, Fitzpatrick P, Kilmartin D, Beatty S. Risk factors for endothelial cell loss after phacoemulsification surgery by a junior resident. J Cataract Refract Surg 2004;30: 839-43.
112. Yang Kyeung Cho, Hwa Seok Chang, Man Soo Kim: Risk Factors for Endothelial Cell Loss after Phacoemulsification: Comparison in Different Anterior Chamber Depth Groups. Korean J Ophthalmol 2010;24: 10-5.
113. Helvacioğlu F, Tunc Z, Yeter C, et al. Ozil IP torsional mode versus combined torsional/longitudinal microcoaxial phacoemulsification. Eur J Ophthalmol. 2012; 22:936-42.
114. Liu Y, Zeng M, Liu X, et al. Torsional mode versus conventional ultrasound mode phacoemulsification: randomized comparative clinical study. J Cataract Refract Surg. 2007; 33:287-92.
115. <https://crstoday.com/wpcontent/themes/crst/assets/downloads/OzilSupplemen>

t.pdf

116. Henricsen S. et al, Thermal evaluation of two phacoemulsification systems, *Can J Ophthalmol*— vol. 51, no. 1, February 2016.
117. Alcon Centurion Brochure. Available at: <https://www.myalcon.com/products/surgical/centurion-vision-system>. Accessed October 3, 2015.
118. Sharif-Kashani P, Fanney D, Injev V. Comparison of occlusion break responses and vacuum rise times of phacoemulsification systems. *BMC Ophthalmol*. 2014;30: 14:96.
119. Assaf A, Roshdy MM. Comparative analysis of corneal morphological changes after transversal and torsional phacoemulsification through 2.2 mm corneal incision. *Clin Ophthalmol*. 2013; 7:55-61.
120. Chen M, Anderson E, Hill G, et al. Comparison of cumulative dissipated energy between the Infiniti and Centurion phacoemulsification systems. *Clin Ophthalmol*. 2015;22: 1367-72
121. Park SH, Choi CY, Kim JM, et al. Comparison of actual vacuum pressures at the end of 3 phacoemulsification tips in swine eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35: 917-20.
122. Nicoli CM, Dimalanta R, Miller KM. Experimental anterior chamber maintenance in active versus passive phacoemulsification fluidics systems. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42:157–62.
123. Sharif-Kashani P, Fanney D, Injev V. Comparison of occlusion break responses and vacuum rise times of phacoemulsification systems. *BMC Ophthalmol*. 2014;14:96.
124. Chang JS, Ng JC, Chan VK, et al. Cataract Surgery with a New Fluidics Control Phacoemulsification System in Nanophthalmic Eyes. *Case Rep Ophthalmol*. 2016;7: 218–26.
125. Khokhar S, Aron N, Sen S, et al. Effect of balanced phacoemulsification tip on the outcomes of torsional phacoemulsification using an active-fluidics system. *J Cataract Refract Surg*. 2017; 43:22–8.
126. Leon P, Umari I, Mangogna A, et al. An evaluation of intraoperative and postoperative outcomes of torsional mode versus longitudinal ultrasound mode phacoemulsification: a Metaanalysis. *Int J Ophthalmol*. 2016;9: 890–7.

127. Ryoo NK, Kwon JW, Wee WR, et al. Thermal imaging comparison of Signature, Infiniti, and Stellaris phacoemulsification systems. *BMC Ophthalmol.* 2013; 13:53.
128. Solomon KD, Lorente R, Fanney D, et al. Clinical study using a new phacoemulsification system with surgical intraocular pressure control. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:542–9.
129. Ekinci B. et al. , Longitudinal and Torsional Phaco Energy Parameters, *Glo-Kat* 2010;5:147-150.
130. Davidorf JM. Femtosecond versus (gold) Standard phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg.* 2015;41: 1124.
131. Rock M, Binder P, Anderson J. A morphologic examination of the differentiation of Bowman's Layer and Descemet's Membrane associated with the limbal zone. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci,* 1991;32: 2244-2258..
132. Hyung Bin Hwang et al. *Journal of Ophthalmology* Volume 2015, Article ID 210716, 7 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2015/210716>
133. Gonen T, Sever O, Horozoglu F, et al. Endothelial cell loss: Biaxial small-incision torsional phacoemulsification versus biaxial smallincision longitudinal phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38:1918–24.
134. Vasavada AR, Johar K, Sr., Praveen MR, et al.. Histomorphological and immunofluorescence evaluation of clear corneal incisions after microcoaxial phacoemulsification with 2.2 mm and 1.8 mm systems. *J Cataract Refract Surg.* 2013;39: 617–23.
135. Chen M, Anderson E, Hill G, et al. Comparison of cumulative dissipated energy between the Infiniti and Centurion phacoemulsification systems. *Clin Ophthalmol.* 2015; 9:1367–72.
136. Kreisler KR, Mortenson SW, Mamalis N. Endothelial cell loss following “modern” phacoemulsification by a senior resident. *Ophthalmic Surg.* 1992;23(3):158–160.
137. Colvard DM, Kratz RP, Mazzocco TR, Davidson B. Endothelial cell loss following phacoemulsification in the pupillary plane. *J Am Intraocul Implant Soc.* 1981;7(4):334–336.
138. Gonzales-salinas et al. *Int Ophthalmol* DOI 10.1007/s10792-017-0674-4



139.Gözoğlu H., Mikroinsizyonel katarakt cerrahisi ile lens ekstraksiyonu ve arka kamara göz içi lensi yerleştirilmesi sonrasi postoperatif sonuçların incelenmesi(Tıpta uzmanlık tezi),İstanbul,Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi,2006

