

T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

KLİNİĞİMİZDE UYGULADIĞIMIZ KOMPLİKASYONSUZ
FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİ SONRASI REFRAKTİF
SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi

DR. BÜŞRA KÖSE

TRABZON - 2019

T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

KLİNİĞİMİZDE UYGULADIĞIMIZ KOMPLİKASYONSUZ
FAKOEMÜLSİFİKASYON CERRAHİSİ SONRASI REFRAKTİF
SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi

Dr. Büşra KÖSE

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Halil İbrahim İMAMOĞLU

TRABZON – 2019

ÖNSÖZ

Tez çalışmamın planlanması ve yürütülmesinde ilgi, destek ve değerli zamanlarını esirgemeyen, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren, sayın hocalarım Prof. Dr. Halil İbrahim İMAMOĞLU ve Prof. Dr. Adem TÜRK'e teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve destekleriyle yol gösteren, hoşgörü ve sabırla engin tecrübelerinden yararlanmama olanak tanıyan değerli hocalarım Prof. Dr. Nurettin AKYOL, Prof. Dr. Halil İbrahim İMAMOĞLU, Prof. Dr. Hidayet ERDÖL, Prof. Dr. Adem TÜRK, Doç. Dr. Mehmet KOLA ve Dr. Öğr. Üyesi Dilek UZLU'ya,

Birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, poliklinik- servis- ameliyathane hemşire ve personeline,

Beni sevgi, saygı, emek ve adalet kelimelerinin anlamlarını özümseterek yetiştiren, bu günlere gelebilmemi sağlayan, bu zorlu ve yorucu uzmanlık eğitimi sürecinde desteklerini hep arkamda hissettiğim canım babam Kenan KÖSE, annem Ferday KÖSE ve kardeşlerim Eda KÖSE, Esra KÖSE PAÇ'a

Teşekkür ederim.

Dr. Büşra KÖSE

Trabzon, 2019

ÖZET

Amaç: Katarakt cerrahisi geçiren gözlerde optik biyometri ile belirlenen hedef (öngörülen) refraktif sonuçlara ulaşılabilme seviyesinin tespiti ve hedef refraksiyondan sapma miktarına etki edebilecek muhtemel oküler parametrelerin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmaya 25 Kasım 2016 – 25 Mart 2018 tarihleri arasında komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon cerrahisi gerçekleştirilen 66 hastanın 70 gözü dahil edildi. Cerrahi öncesi ayrıntılı oftalmolojik muayeneleri gerçekleştirilen hastalara optik biyometri (AL-Scan) ile ölçümler yapılarak göz içi lens (GİL) gücü hesaplandı. İmplant edilen GİL gücü için AL-Scan'ın öngördüğü hedef refraktif sonuç değeri kaydedildi. Cerrahi sonrası 1. ay takiplerinde sonuç refraksiyon değerleri ölçüldü. Refraktif sapma (RS), sonuç refraksiyon kusuru ile hedef refraksiyon kusuru arasındaki fark hesaplanarak tespit edildi. Oküler biyometrik parametreler ile RS arasındaki ilişki tespitinde regresyon analizi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

Bulgular: Çalışmaya katılan hastaların yaş ortalaması $67,93 \pm 9,40$ idi. Ortalama $-0,10 \pm 0,21D$ olarak ölçülen hedef refraksiyon değeri ile sonuçta elde edilen $+0,03 \pm 0,60D$ refraksiyon gücü arasında fark tespit edilmedi ($p=0,07$). Refraktif sapma miktarının ortalaması $+0,13 \pm 0,60D$ olarak hesaplandı. Refraktif sapma miktarı hastaların % 31,4'ünde $\pm 0,25 D$ aralığında, % 62,9'unda $\pm 0,50D$ aralığında, %88,6'sında ise $\pm 1,00D$ aralığındaydı. Cerrahi sonrası en iyi düzeltilmiş görme keskinliği seviyesinde artış ($p < 0,001$) ve göz içi basıncında düşüş ($p=0,029$) tespit edildi. Merkezi korneal kalınlık değerlerinde optik biyometri ile alınan ölçümlerde artış ($p=0,002$) tespit edilirken tonopakimetri ile fark bulunmadı ($p=0,33$). Korneanın merkez 3,3 mm'lik optik zonda ölçülen yatay ve dikey keratometri değerlerinde anlamlı fark tespit edilirken, bu fark ortalama keratometri değerlerine yansımada (sırasıyla $p < 0,001$, $p=0,02$, $p=0,460$). Merkez 2,4 mm'lik optik zonda ölçülen tüm keratometrik değerler cerrahi öncesi ve sonrası benzer bulundu. Cerrahi sonrası aksiyel uzunluk (AU) değerleri ameliyat öncesine göre ortalama $0,07 \pm 0,04$ mm kısa ölçüldü ($p < 0,01$). Refraktif sapma miktarı ile cerrahi

öncesi ve sonrası değerlendirilen hiçbir oküler parametre arasında ilişki bulunamadı. (p=0,94).

Sonuç: Kliniğimizde uyguladığımız komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası refraktif sapma miktarı istatistiksel olarak ihmal edilebilir düzeydedir. AL-Scan cihazı biyometrik ölçümler ve GİL gücü hesaplamasında güvenle kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: Optik, Biyometri, AL-Scan, Refraksiyon, Refraktif sapma, Fakoemülsifikasyon



ABSTRACT

The aim: The purpose of the study is to determine the level of achieving the target (predicted) refractive results determined by optical biometry in the eyes undergoing cataract surgery and to evaluate the possible ocular parameters that may affect the deviation amount from the target refraction.

Materials and methods: Seventy eyes of 66 patients who underwent uncomplicated phacoemulsification surgery from 25 November 2016 to 25 March 2018 were included in this study. Intraocular lens (IOL) power was calculated by optical biometry (AL-Scan) for the patients who underwent detailed ophthalmologic examination before surgery. The target refractive result of AL-Scan for the implanted IOL power was recorded. At the first month follow-up, result refraction values were measured. Refractive deviation (RD) was determined by calculating the difference between result refractive error and target refractive error. Regression analysis was used to determine the relationship between ocular biometric parameters and RS. The level of statistical significance was accepted as $p < 0.05$.

Results: The mean age of the patients was 67.93 ± 9.40 . Any significant difference was found between the mean target refractive value measured as $-0.10 \pm 0.21D$ and the resultant $+0.03 \pm 0.60D$ refractive power ($p=0,07$). The mean of the refractive deviation amount was $+0.13 \pm 0.60D$. The amount of refractive deviation was in the range of $\pm 0.25 D$ in 31.4% of patients, $\pm 0.50D$ in 62.9% and $\pm 1.00D$ in 88.6%. Increase in best corrected visual acuity ($p < 0.001$) and decrease in intraocular pressure ($p = 0.029$) were determined postoperatively. An increase in central corneal thickness was obtained from optical biometry ($p = 0.002$), but any difference was found with tonopakimetry ($p = 0.33$). While there was a significant difference in the horizontal and vertical keratometry values of the cornea in the central 3.3 mm optical zone, this difference was not reflected in the average keratometry values ($p < 0.001$, $p = 0.02$, $p = 0.460$, respectively). All keratometric values measured in the central 2.4 mm optical zone were similar before and after surgery. Axial length (AL) values after surgery were measured as 0.07 ± 0.04 mm shorter than the preoperative values

($p < 0.01$). There was no correlation between refractive deviation and ocular parameters evaluated before and after surgery ($p = 0.94$).

Conclusion: After uncomplicated phacoemulsification surgery in our clinic, the amount of refractive deviation is statistically negligible. The AL-Scan device can be used safely in biometric measurements and IOL calculation.

Keywords: Optics, Biometry, AL-Scan, Refraction, Refractive deviation, Phacoemulsification



İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| ÖZET | ii |
| ABSTRACT | iv |
| İÇİNDEKİLER..... | vi |
| KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ..... | viii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ..... | x |
| TABLolar DİZİNİ..... | xi |
| GRAFİKLER DİZİNİ..... | xii |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Lens..... | 3 |
| 2.1.1. Lens Anatomisi | 3 |
| 2.1.2. Lensin Embriyolojisi ve Histolojisi | 4 |
| 2.1.3 Lensin Fizyolojisi ve Biyokimyası | 5 |
| 2.2. Katarakt..... | 6 |
| 2.2.1. Kataraktın Etiyolojisi ve Risk Faktörleri | 7 |
| 2.2.2. Kataraktın Sınıflandırılması | 7 |
| 2.3. Katarakt Cerrahisi | 8 |
| 2.3.1. Tarihçe..... | 8 |
| 2.3.2. İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu | 9 |
| 2.3.3. Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu | 9 |
| 2.3.4. Pars plana lensektomi..... | 10 |
| 2.3.5. Fakoemülsifikasyon | 10 |
| 2.4. Göz İçi Lensler..... | 11 |
| 2.5. Biyometri | 13 |
| 2.5.1. Ultrasonik Biyometri..... | 13 |
| 2.5.2. Optik Biyometri | 15 |
| 2.6. Göz İçi lens Gücü Hesaplama Formülleri..... | 17 |
| 2.6.1. Teorik Formüller | 17 |
| 2.6.2. Regresyon Formülleri..... | 18 |

| | |
|---|----|
| 2.6.3. İkinci Jenerasyon Formüller..... | 19 |
| 2.6.4. Üçüncü Jenerasyon Formüller..... | 19 |
| 2.6.5. Dördüncü Jenerasyon Formüller..... | 20 |
| 2.7. Göz İçi Lens Gücü Hesaplamadaki Hata Kaynakları..... | 20 |
| 2.7.1. Keratometrik Ölçümlerdeki Hatalar..... | 20 |
| 2.7.2. Aksiyel Uzunluk Ölçümündeki Hatalar..... | 21 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 23 |
| 3.1. Hasta Seçimi..... | 23 |
| 3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri..... | 23 |
| 3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri..... | 24 |
| 3.2. Çalışma Protokolü..... | 24 |
| 3.2.1. Cerrahi Öncesi Değerlendirme..... | 24 |
| 3.2.2. Cerrahi Teknik..... | 27 |
| 3.2.3. Cerrahi Sonrası Değerlendirme..... | 28 |
| 3.3. İstatiksel Analiz..... | 29 |
| 4. BULGULAR..... | 30 |
| 5. TARTIŞMA..... | 39 |
| 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER..... | 50 |
| 7. KAYNAKLAR..... | 52 |

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

| | |
|----------------|--|
| µm | mikrometre, mikron |
| ABD | Amerika Birleşik Devletleri |
| ark | arkadaşları |
| AU | aksiyel uzunluk |
| Ca | kalsiyum |
| D | diyoptri |
| EİDGK | en iyi düzeltilmiş görme keskinliği |
| ELP | etkili lens pozisyonu |
| ESCRS | <i>European Society of Cataract and Refractive Surgeons</i> , Avrupa Katarakt ve Refraktif Cerrahi Derneği |
| EUREQUO | Katarakt ve Refraktif Cerrahi için Avrupa Kalite Sonuçları Kayıtları |
| GİL | göz içi lens |
| HR | hedef refraksiyon |
| ILM | internal limitan membran |
| K | potasyum |
| K | keratometri |
| K1 | yatay eksendeki keratometrik değer |
| K2 | dikey eksendeki keratometrik değer |
| Kav | ortalama keratometrik değer |
| Mg | magnezyum |
| mg | miligram |
| MKK | merkezi korneal kalınlık |
| MKK1 | pakitonometri ile ölçülen merkezi korneal kalınlık |
| MKK2 | optik biyometri ile ölçülen merkezi korneal kalınlık |
| mm | milimetre |
| Na | sodyum |
| nm | nanometre |
| OB | optik biyometri |
| OCT | optik koherens tomografi |
| ODKR | optik düşük koherens reflektometri |

| | |
|-------------|---|
| ÖKD | ön kamara derinliği |
| PMMA | polimetilmetakrilat |
| RPE | retina pigment epiteli |
| RS | refraktif sapma |
| SE | sferik ekivalan |
| SNR | signal to noise ratio - sinyal gürültü oranı |
| SR | sonuç refraksiyon |
| WTW | korneal çap, beyazdan beyaza mesafe - white to white distance |
| YBMD | yaş a bağlı makula dejenerasyonu |



ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Şekil 1. A-mod ekogram..... | 14 |
| Şekil 2. Birinci jenerasyon teorik formüller ortak gösterim | 18 |
| Şekil 3. İkinci jenerasyon teorik formüller ortak gösterim | 18 |
| Şekil 4. SRK Formülü..... | 19 |
| Şekil 5. AL-Scan Optik Biyometri Cihazı | 25 |
| Şekil 6. Nidek AL-Scan Optik biyometri ile bir katılımcıdan elde edilen çeşitli biyometrik ölçümler, GİL gücü ve hedef refraksiyon değerini içeren sonuç çıktısı.. | 26 |
| Şekil 7. Üç parçalı hidrofobik akrilik GİL, AR40E Sensar | 28 |

TABLÖLAR DİZİNİ

| | |
|---|----|
| Tablo 1. Hedef ve sonuç refraksiyon kusurunun değerlendirilmesi..... | 30 |
| Tablo 2. Birinci ay sonunda objektif sonuç refraksiyon kusuru (SR) değerlerinin dağılımı | 31 |
| Tablo 3. Refraktif sapma(RS) miktarının dağılımı | 31 |
| Tablo 4. Katarakt cerrahisi uyguladığımız gözlerde preoperatif ve postoperatif değerlendirilen oküler parametreler | 32 |
| Tablo 5. Hedef refraksiyon değeri ile incelenen parametrelerin korelasyonu..... | 37 |



GRAFİKLER DİZİNİ

- Grafik 1.** Refraktif Sapma ile preoperatif aksiyel uzunluk (preAL) ve postoperatif aksiyel uzunluk (postAL) ilişkisi 35
- Grafik 2.** Refraktif Sapma ile preoperatif 2,4mm ve 3,3 mm'lik optik zonda ölçülen ortalama keratometri değerlerinin (sırasıyla preKav2,4 ve postKav3,3) ilişkisi 36
- Grafik 3.** Sonuç refraksiyona(SR) göre refraktif sapma(RS) değerlerinin dağılımı. 37



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Katarakt tüm dünyada görme kaybının en önemli, en yaygın ve tedavi edilebilir sebepleri arasında yer almaktadır. Görme kaybının derecesine göre kataraktlı olgularda yaşam kalitesi anlamlı ölçüde etkilenebilmektedir. Katarakt tedavisinde günümüzde modern fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmaktadır. Teknolojideki gelişmelere paralel olarak, günümüzde fakoemülsifikasyon cerrahisi yalnızca katarakt nedeniyle değil, refraktif nedenlerle de uygulanmakta ve yalnızca ameliyatın değil, refraktif sonuçlarının da mükemmelliğe ulaşması hedeflenmektedir. Ameliyat sonrası tashihsiz en iyi görme keskinliğine ulaşılabilmesi yerleştirilecek göz içi lens (GİL) gücünün cerrahi öncesi dönemde en doğru şekilde tespit edilmesine bağlıdır. Böylece cerrahi sonrası hastaların ek refraktif düzeltme araçlarına veya ek refraktif cerrahi girişimlere gereksinimi azaltılarak hasta konforu ve yaşam kalitesi arttırılacaktır.

Cerrahi işlem sonrasında istenilen refraktif sonuçların elde edilebilmesinde GİL gücünün doğru hesaplanabilmesi oldukça önemli bir yer tutmaktadır. GİL gücünü hesaplamak amacıyla geliştirilen oküler biyometri cihazları ultrasonik ve optik temelli tekniklerle çalışmaktadır. Ultrasonik biyometri, GİL gücünün hesaplanması için yıllardır kullanılan ve halen daha değerini yitirmemiş bir biyometri tekniğidir. Ultrasonik biyometride kontakt ve immersiyon yöntemi ile ölçüm alınabilmektedir. Kontakt biyometri ile ölçüm esnasında probun korneaya bastırılması nedeniyle aksiyel uzunluk olduğundan daha kısa ölçülebilir. İmmersiyon metodunda ise arada sıvı bir ara yüzey olduğu için basınca bağlı etki dışlanmıştır. Ancak her iki yöntemde de lokal anestezi uygulama gerekliliği ve enfeksiyon oluşturma riski mevcuttur. Optik biyometride hasta hedef ışığa baktırıldığında aksiyel uzunluk ölçümü görme ekseninde yapılmış olur. Optik biyometrinin, ultrasonik biyometriye göre rezolüsyonu daha yüksektir. Ayrıca optik biyometrinin daha kolay, hızlı ve pratik kullanımı, artmış hasta konforu ve tekrarlanabilir ölçüme olanak sunması gibi nedenler ile günümüzde kullanımı yaygınlaşmıştır.

Oküler biyometri cihazları başlıca aksiyel uzunluk (AU), ön kamara derinliği (ÖKD) ve keratometri değerlerini (K1, K2) hesaplayarak yapısında mevcut bulunan çeşitli biyometrik formüller vasıtasıyla GİL gücünü hesaplamaktadır. Dolayısıyla GİL gücünün doğru hesaplanabilmesi için bu parametrelerin de doğru ölçülmüş olması gerekmektedir. Aksiyel uzunluk ölçümündeki 0,1 mm'lik bir hata bile postoperatif refraksiyonda 0,27 diyoptri (D)'lik sapmaya neden olabilmektedir. Keratometrik ölçüm değerlerindeki 1 mm'lik hata yaklaşık 5,7 D'lik refraktif hataya neden olurken; ÖKD ölçümündeki 0,1 mm'lik bir hata ise postoperatif refraktif sonuçlarda 0,15 D'lik sapmaya neden olmaktadır. Literatürde cerrahi sonrası hedeflenen refraksiyona ulaşma başarısı ve buna etki eden faktörlerin tespitine yönelik çeşitli çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar ışığında cerrahi sonrası refraktif sapmadaki başlıca hata kaynakları; aksiyel uzunluk, ön kamara derinliği ve keratometrik ölçümler olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmanın amacı; kliniğimizde katarakt tanısı alarak komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon cerrahisi geçiren vakaların rutin muayene ve cerrahi hazırlık işlemleri sırasında optik biyometri yöntemi kullanılarak tayin edilen biyometrik sonuçlar ışığında hedeflenen refraksiyona ulaşılabilme seviyesinin belirlenmesi, hedeflenen refraksiyondaki sapma değerlerine etki eden muhtemel oküler parametrelerin ilişkisinin saptanmasıdır. Çalışmanın sonuçlarının cerrahi sonrası refraksiyon kusurunu en aza indirmek ve tashihsiz en iyi görme keskinliğine ulaşmak için yol gösterici olacağı öngörülmektedir. Klinik pratikte sıkça gerçekleştirilen bu işlemlere ait ilişkilere açıklık getirilmesi ve literatüre katkıda bulunmak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lens

2.1.1. Lens Anatomisi

Lens, iris arkasında, vitreusun önünde ön hyaloid membran tarafından oluşturulan patellar fossaya yerleşmiş, arka yüzünün konveksitesinin ön yüzünden daha fazla olduğu bikonveks bir optik yapıdır. Genç ve sağlıklı gözlerde lens, hyaloidokapsüler ligament adı verilen dairesel bir alanda vitreus ile temas halindedir. Vitreusun hyaloid yüzü ile lens kapsülü arasında Berger alanı olarak adlandırılan küçük potansiyel bir boşluk bulunmaktadır(1).

Lens 20 diyoptri olan kırma gücüyle, korneadan sonra gözün ikinci önemli optik mekanizmasını oluşturur (2). Ön yüzü arka yüzüne göre daha düzdür. Ön yüzün eğrilik yarıçapı 10 mm, arka yüzün eğrilik yarıçapı 6 mm'dir. Bu nedenle lens arka yüzünde +0,5 D'lik kurala aykırı astigmatizma mevcuttur. Ön yüzde en tepe noktaya ön kutup, arka yüzde en tepe noktaya ise arka kutup denir. Lensin ön ve arka yüzün birleştiği çepeçevre birleşim yerine ekvator denir (3). Zonülalar aracılığı ile ekvator bölgesinden prosessus siliyarislere tutunmuştur. Zonüller destek görevinin yanı sıra akomodasyonda da rol oynamaktadır. Lensin doğumda 6-6,5 mm olan ekvator çapı, genç yetişkinlerde 9 mm'ye, 3-3,5 mm olan ön arka uzunluğu ise 4-4,5 mm'ye ulaşır. Lens ağırlığı ise 90 mg'dan 225 mg'a ulaşır. Sonraki dönemde ekvator çapı stabilize olup, ön arka aksta kalınlaşma başlar. Lensin ön arka uzunluğu 5 mm'ye kadar ulaşır ve lens daha eğimli hale gelir. Ancak yaşla birlikte suda çözülmeyen protein miktarında da artış olmaktadır ve bu lensin kırıcılık indeksinin düşmesiyle sonuçlanır. Yüzey kurvatürünün eğim artışına ikincil gelişmesi beklenen kırıcılık artışı etkisi indeks değişikliğiyle baskılanır ve oluşması beklenen miyopinin derecesi azalır hatta hipermetropiye doğru kayma gözlenebilir (1,4).

2.1.2. Lensin Embriyolojisi ve Histolojisi

Lens embriyonel yaşamın 3. haftasında tek katlı yüzey ektoderminden gelişmeye başlar. 6. haftada birincil lens lifleri oluşur (2). Lens kapsülü 5. haftanın sonunda görülmeye başlar. 5. haftadan 6. haftanın sonuna kadar tunika vasküloza lentis adı verilen vasküler sistem gelişir. Lensi çevreleyen bu sistem hyaloid arter dalları ve optik çukur çevresindeki annüler damarlardan beslenir. 8. haftada sekonder lens lifleri görülmeye başlar. 4. ve 5. ayda bu sistem atrofiye giderek ön kısmı, iris damar arkını ve pupiller membranı oluşturur. 8. ayda sadece hyaloid arterin atrofik kalıntıları kalır. Bu kalıntılar lensin arka yüzünde Mittendorf lekesi olarak adlandırılan ufak bir opasite olarak izlenebilir. Lensi prosessus siliyarislere bağlayan zonüla lifleri ise 3. ayın sonlarına doğru siliyer cismin pigmentsiz epitelinden gelişir (1,4).

Histolojik olarak lens kapsül, epitel ve fibrillerden oluşur(2).

Lens kapsülü; elastik ve şeffaf özellikte olup, lens epitel hücreleri ve fibrilleri saran ve koruyan en dıştaki bazal zardır. Lensin ön ve arka yüzünün çepeçevre birleştiği yer ekvator olarak adlandırılır. Ekvator bölgesine göre lens kapsülü ön ve arka kapsül adını alır. Ön yüzeyi saran ön kapsül, lens epitelinden oluşurken arka kapsül ise bu epitel hücrelerinin uzantılarından meydana gelir. Tip 4 kollajenden oluşur. Az miktarda tip 1 ve 3 kollajen de içerir. Ön kapsül merkezi yaklaşık 14 µm, arka kapsül 4 µm kalınlığındadır. Arka kapsül santrali, lens kapsülünün en ince olduğu kısımdır. Ön kapsül yaşam boyunca kalınlaşır. Arka kapsül kalınlığı ise sabit kalır (3–5).

Lens epiteli; ön kapsül altında tek sıra dizilmiş hegzogonal hücrelerden oluşur. İki farklı tipi mevcuttur. Merkezde olan hücreler sabit olmalarına karşın ekvatordaki hücrelerin mitotik aktivitesi vardır (3).

Lens fibrilleri; lensin ana elamanıdır. Ekvator bölgesinde bulunan mitotik özelliğe sahip epitel hücrelerince üretilir. Bu hücreler 80 yaşına kadar iki yüz milyon

lens fibrili üretir. Hücreler uzar ve 180 derece U şeklinde dönerler. Nükleusları ekvatora yakın olduğu için merkezde lens şeffaflığı sağlanır. En dıştaki lifler en son üretilenler olup lens korteksini oluşturur. En eski lifler en merkezdedir. İntrauterin hayatın ilk üç ayında lens vezikülünden gelişen birincil lens fibrillerinin yaptığı embriyonik nükleus etrafını saran ikincil lens fibrilleri doğuma kadar fetal nükleusu oluştururlar. Bu dönemde apikal hücrelerin uzantılarının birleşimi anterior Y sütürünü, bazal hücrelerin uzantılarının birleşimi ise posterior Y sütürünü oluşturur. 8. aya kadar küre şeklinde olan lens 4 yaşına kadar yassılaştır ve infantil nükleusu oluşturur. Korteks ve nükleus arasında belirgin bir morfolojik fark yoktur, aralarında geçiş kademelidir. Bazı cerrahi kitaplarda nükleus, epinükleus, korteks gibi topografik ayrımlar yapılmaktadır. Bunun sebebi lens materyalinin cerrahi işlem sırasında farklı katmanlarda potansiyel değişik görünüm ve özellik göstermesidir (3-4,6).

2.1.3 Lensin Fizyolojisi ve Biyokimyası

Lens damarsız olup sinir uyarımı yoktur. Embriyonik hayatın başında kesifken beslenme sonucu zamanla şeffaflaşır. Şeffaf olmasının başlıca nedenleri lensin ana elemanları olan fibrillerin hegzogonal yapıları ve hücreler arasındaki boşluğun çok az olmasıdır (3). Lens diğer dokulardan daha yüksek oranda protein içermektedir. Bu yüksek refraktif indeks oluşturmak için gereklidir. Ağırlığının %66'sını su, %33'ünü protein, %1'ini ise aminoasit, lipit, karbonhidrat, elektrolit ve peptidler oluşturur (1). Refraktif indeks lens yüzeyinde yaklaşık 1,371 iken nükleusa doğru 1,418 seviyesine yükselir. Bu artış nükleusun yaklaşık %32'sini işgal eden sitoplazma protein konsantrasyonu ile açıklanabilir (7).

Lens 400-1000 nm'lik elektromanyetik enerjinin tümüne geçirendir. Lens ultraviyole radyasyonu ile karşı karşıyadır. 300 nm dalga boyu altındaki ışınlar kornea tarafından emilirken 300-400 nm arasındaki ultraviyole ışınlarının tamamına yakını lens tarafından absorbe edilmektedir. Lens içeriğinin fotooksidayonunun düzenlenmesinde çeşitli antioksidanlar (vitamin E, glutatyon, askorbik asit vb.) ve detoksifikasyon enzimleri (katalaz, süperoksit dismutaz) yer almaktadır (1,8).

Lens içeriğindeki proteinler, suda erimeyen (hücre iskeleti ve plazma membranında) ve suda eriyen (sitoplazmik) tiptedir. Suda eriyen proteinlerin başlıcası alfa kristalin olup, tüm lens proteinlerinin %90'ını oluşturur. Lense özeldir ve diğer dokular için antijeniktir (3). Suda erimeyen proteinler ise albüminoidlerdir. Yaşlandıkça lens içeriğindeki alfa kristalin miktarı azalır, albüminoidler artar (1).

Lensteki enerji metabolizmasının hemen tamamı glikoz metabolizmasıdır. Glikoz lense basit ve kolaylaştırılmış difüzyon yoluyla girer ve lensteki miktarı aközdeki %10'u kadardır. Enerjinin %70'i anaerobik glikolizden elde edilir. Krebs siklusu ile lensteki toplam glikozun sadece %3'ü metabolize edilir. Bu da lensin toplam enerji ihtiyacının %20'sini karşılar. Enerji üretiminde kullanılan diğer yollar ise heksozmonofosfat yolu ve sorbitol yoludur. Sorbitol yolunun amacının lensi ozmotik stresten korumak olduğu düşünülmektedir.

Lens içeriğindeki suyun %80'i kapsülde bulunur. Nükleusa doğru gidildikçe oran düşer. Su elektrolit dengesinin sağlanmasında ana mekanizma Na-K pompasıdır. Ca ve Mg da lens içeriğinin elektrolit dengesinde önem taşır. Ca miktarının artması sitotoksik etki ile katarakt gelişimine neden olur(1,9).

Lens lipitlerinin büyük çoğunluğu protein-lipid kompleksi şeklinde bulunur. İnsan lens hücre membranında bulunan esas fosfolipid sfingomyelindir (1).

2.2. Katarakt

Katarakt, saydam olan lensin progresif olarak kesifleşmesi ve retinada keskin bir görüntünün oluşmasını engellemesidir (10). Katarakt terimi şelale ya da demir parmaklık anlamındaki latince "cataracta" ve yunanca "katarraktes" kelimelerinden türemiştir. Katarakt küçük lokal bir opasiteden lensin tamamen kesifleşmesine kadar herhangi bir lens opasitesine verilen isimdir (11). Katarakt gelişimine neden olan mekanizmalar tam olarak aydınlatılamamıştır. Bu nedenle katarakt gelişiminin önlenmesinde henüz başarılı olunamamış ve günümüzde cerrahi tedavi tek seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır (1,11).

Tüm dünyada ve ABD’de görme bozukluklarını yarısını yaşa bağlı kataraktlar oluşturmaktadır (12–14). Katarakt tedavi edilebilen körlük nedenleri arasında ilk sıradadır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) 2020 yılında 60 yaş ve üzeri 54 milyon insanın katarakt nedeni ile kör olacağını tahmin etmektedir (15).

2.2.1. Kataraktın Etiyolojisi ve Risk Faktörleri

Katarakt gelişiminde birçok neden suçlanmaktadır. En önemli neden yaş olmakla birlikte yapılan çalışmalarda kadın cinsiyet, heredite, siyah ırk, diyabet, radyasyon, sigara, bazı ilaçlar -kortikosteroidler, fenotiazinler, miyotik kolinerjikler, kanser ilaçları, fotosensitif ilaçlar, diüretikler, trankilizanlar, kemoterapötikler-travma, sistemik hipertansiyon, kronik diyare, renal yetersizlik, hipokalsemi, hipoparatiroidi, metabolik hastalıklar (fabry, galaktozomi vb.), lens opasitesi varlığı risk faktörü olarak tespit edilmiştir (16–21).

Sigara içiminin azaltılması, sıkı diyabet kontrolü ile vitamin C, vitamin E ve beta karotenin katarakt gelişimini azalttığı gözlenmiştir (22,23).

Ayrıca glokom, üveit, retinitis pigmentoza, Gyrate atrofi, dejeneratif miyopi, retina dekolmanı, oküler cerrahi, persistan hiperplastik primer vitreus, aniridi, Peters anomalisi, sklerokornea, mikroftalmi, retinoblastom, retrolental fibroplazi, gibi birçok oküler patolojiye katarakt eşlik etmektedir (1,18).

2.2.2. Kataraktın Sınıflandırılması

A- Seyrine Göre

- Doğumsal
- Edinsel

B- Anatomik Lokalizasyonuna Göre

- Kortikal
- Nükleer

- Subkapsüler
- Mikst

C- Etiyolojisine Göre

- Konjenital
- Gelişimsel ve juvenil
- Senil
- Patolojik
- Travmatik
- Komplike
- Sekonder (1)

2.3. Katarakt Cerrahisi

2.3.1. Tarihçe

Katarakt cerrahisinin 3000 yıllık bir tarihi vardır. Eski çağlarda katarakt gözün önüne inen ve istenmeyen bir su akışı olarak algılanmış bu nedenle belgelenen ilk tedavisi akan suyun yatağını değiştirmek anlamına gelen mil çekmedir. M.Ö. 800 yılında Hintli Susruta Circa' nın sivri bir şişle korneoskleral bileşkenin arkasında bir yerden ön kamaraya girerek bulanık lensi vitreus içine attığı bilinmektedir. Bu işlem Roma İmparatorluğu, ortaçağ Avrupası ve Sahra altı Afrikada kullanılmıştır. İbn-i Sina'nın da bu yöntemi kullandığı bilinmektedir. Iraklı Ammar (996-1020) tarafınca uygulanan değişik bir teknikle katarakt boş bir iğneyle aspire edilmeye çalışılmış fakat etkisiz olduğu için terk edilmiştir (24).

1600'lerde anatomistler lensin gerçek yerini belirlemişlerdir. Jacques Daviel (1696-1772) gözün alt yarısında limbustan yaptığı insizyonla, ön kamaraya girmiş, lens kapsülünü çizip nükleusu basıyla çıkarmış ardından kalan korteksi küretajla uzaklaştırmıştır. Bu gelişme ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu yönteminin başlangıcını oluşturmuştur (25). 1773' de Samuel Sharp ilk başarılı intrakapsüler

katarakt ekstraksiyonu tekniği uygulamıştır. İlk göz içi lensi implantasyonu 1949 yılında bir İngiliz cerrah olan Harold Ridley tarafından yapılmıştır (26).

Fakoemülsifikasyon yöntemi 1967'de Charles Kelman tarafından küçük bir kesiden ekstrakapsüler katarakt cerrahisini yapabilmek amacıyla tanımlanmış ve geliştirmiştir (27). Enükleasyon planlanan absolu ağrılı bir gözde, ilk fakoemülsifikasyon işlemini uygulamıştır (28). 1970'lerde J. Pearce katarakt ameliyatı sırasında mikroskop kullanmaya başlamıştır (29).

Konvansiyonel fakoemülsifikasyon yöntemi polimetilmetakrilat (PMMA) lenslerin yerleştirilebilmesi için kesinin genişletilmek zorunda olunması nedeni ile 1980'li yıllara kadar geniş kabul görmemiştir. 1984'de Thomas Mazocco tarafından ilk katlanabilir silikon lensin geliştirilmesi, 1984 -1985 yıllarında Gimbel ve Neuhan tarafından kapsüloreksisin geliştirilmesi, dikişsiz korneal ve skleral tünel insizyonların geliştirilmesi, yüksek endotel travmasını azaltan oküler viskoelastiklerin kullanıma girmesi, hidrodiseksiyon ve hidrodelinasyonun tanımlanması, tekniğin gelişmesini sağlayarak fakoemülsifikasyon yöntemini bugünkü popülaritesine ulaştırmıştır (24,29).

2.3.2. İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu

Hiperdür, lükse ve sublükse kataraktlar için uygun bir tekniktir. Lens yeterli zonül desteğine sahip değilse tercih edilir. Bu yöntemde lens, kapsül bütünlüğü bozulmadan bütünüyle dışarı alınır (30).

2.3.3. Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu

Ekstrakapsüler cerrahide ön kapsülde bir açıklık hazırlanır, lens nükleusu bu açıklıktan doğurtulur, korteks temizliği yapılır, arka kapsül yerinde bırakılır. Bu da eş zamanlı arka kamara göz içi lensi yerleştirmeyi mümkün kılar. İntrakapsüler cerrahiye göre korneaya daha az travmatiktir ve daha küçük korneal kesiden gerçekleştirilebilir (30).

2.3.4. Pars plana lensektomi

Göz içine düşmüş bir lensin varlığında veya vitreoretinal cerrahi gereken kataraktlı bir gözde sklera üzerinden, pars planadan girilerek yapılan lensektomidir (31).

2.3.5. Fakoemülsifikasyon

Küçük kesilerden yapılabilen, lens kapsülünün bütünlüğünün korunabildiği, nükleusun ultrasonik fragmentasyonla emülsifiye edildiği, erken görsel rehabilitasyon sağlayan güncel katarakt cerrahisi yöntemidir (30). Tecrübeli cerrahlar tarafınca uygulandığında kontrollü ve minimal komplikasyonu olan bir yöntemdir. Fakoemülsifikasyon aygıtları temel olarak iki ana sistemden oluşmaktadır. Bunlardan ilki kataraktlı lensi emülsifiye etmek için kullanılan ultrasonik enerji üreten sistemdir. Bu sayede yaklaşık 10 mm boyutlarında olan kataraktlı lens küçük parçalara ayrılarak 2-3 mm'lik kesiden temizlenebilmektedir. İkincisi ise; oluşan parçacıkları emmek ve ön kamara derinliğini korumak için gerekli olan sıvı irrigasyon ve aspirasyon sistemidir. Bu sistem aynı zamanda ultrason enerjisi ile kataraktlı lens parçalanırken ortaya çıkan ısının göz içi dokulara hasar vermesini, ultrason enerjisinin itme etkisiyle lens parçacıklarının FAKO elciğinin ucundan ayrılmasını ve parçacıklar emilirken ön kamara derinliğinin kaybolmasını önlemektedir (3).

Bu yöntemde valv şeklinde basamaklı skleral, limbal veya korneal kesiler yapılarak ön kamaraya girilir. Ön kamaraya viskoelastik verildikten sonra kapsüloreksis yapılır. Sonrasında korteksle kapsül arası bağlantıları gevşetmek amacıyla hidrodiseksiyon yapılır. Hidrodiseksiyon için ön kapsül hafifçe yukarı kaldırılarak sıvı ön kapsül altından lens ekvatoruna doğru yavaşça yönlendirilir. Sıvı dalgasının kırmızı refle alanında nükleusun arkasından dolaştığı görülür. Bazı durumlarda hidrodelineasyon denilen nükleus içerisine sıvı enjeksiyonu yöntemi ile korteks, epinükleus ve nükleus tabakaları ayrıştırılır. Bu işlemler sırasında dengelenmiş tuz solüsyonları kullanılır. Çeşitli fakoemülsifikasyon teknikleri ile

nükleus ve korteks temizlendikten sonra kalan korteks bakiyeleri irigasyon aspirasyon yardımı ile temizlenir. Kapsüler kese viskoelastik madde ile doldurularak açılır ve göz içi lensi yerleştirildikten sonra viskoelastik madde aspire edilir. Kesi yeri genellikle sütür konulmadan kendiliğinden kapanabilmektedir (32–33).

2.4. Göz İçi Lensler

Modern göz içi lensi (GİL) implantasyonu ilk kez 1949'da Harold Ridley tarafından gerçekleştirildi. Bu lens polimetilmetakrilat (PMMA) yapısında disk şeklinde tasarlanmıştı. İntrakapsüler cerrahinin yaygınlaşmasıyla iris ve ön kamara destekli lensler hızla gelişme gösterdi. Ancak bu lenslerde ağrı, yer değiştirme, kistoid maküler ödem, büllöz keratopati gibi komplikasyonlar sık görülmekteydi. Esnek dört nokta destekli, monoblok PMMA yapısındaki ön kamara lensleri daha kalıcı ve komplikasyon açısından daha güvenli olmaları nedeniyle günümüze kadar gelsede sınırlı kullanım alanı bulabilmektedir (30). İlk katlanabilir silikon GİL modeli Mazzocco tarafından 1985'de tasarlanmış ve uygulanmıştır. Zaman içerisinde katlanabilir GİL'ler, akrilik ve hidrojel materyallerden de üretilmiştir. Küçük kesiden yerleştirilebilen GİL'ler, hızlı görsel rehabilitasyon sağlamaları ve daha az intraoküler enflamasyona yol açmaları nedeniyle yaygın kabul görmüştür (24,34).

İdeal bir GİL'den beklenen özellikler, yabancı cisim reaksiyonu oluşturmaması, çevre dokular tarafından kabul edilmesi, kapsüler kese ile uyumluluğunun iyi olması ve herhangi ek bir girişime gerek kalmaksızın hastada yaşam süresince tatmin edici bir görme sağlamasıdır. Biyouyumluluğu belirleyen en önemli faktör implante edilen GİL olsa da hastaya ve cerrahi tekniğe ait özellikler de biyouyumluluk üzerinde etki gösteren faktörlerdir. Ancak asıl olan GİL materyal özelliği, optik kenar tasarımı, yüzey özellikleri ve haptik-optik birleşimidir (35).

Sert GİL'ler, PMMA materyalinden yapılan, çok iyi doku toleransı, düşük yabancı cisim enflamatuvar yanıtı, yüksek biyouyumluluğu, göreceli olarak daha yüksek refraktif indeksi olan lenslerdir. Ancak yüksek ısı ve basınca intoleransı ve

sert olmaları açısından değerlendirildiğinde yerlerini katlanabilir GİL'lere bırakmışlardır (35).

Katlanabilir GİL'ler, silikon ve akrilik materyalden oluşmaktadır. Silikon lensler bu grupta ilk üretilen lensler olup hidrofobik yüzeye sahiptir ve kapsüler yapışma göstermez ancak refraktif indeksleri düşüktür. Arka kapsül opasitesi gelişim oranı düşüktür. Vitreoretinal cerrahiye aday gözlerde silikon yağı ile yapışma özelliği gösterdiğinden kaçınılmalıdır. Akrilik lensler hidrofobik ve hidrofilik olarak ikiye ayrılır. Hidrofobik GİL'ler yüksek refraktif indekse sahiptir. Bu nedenle optik yapıları incedir. Bu materyalde arka kapsül opasitesi oranı düşüktür; ancak yüzeyleri mikrotravmalara hassastır ve glistening sorunu mevcuttur. Hidrofilik lenslerin ise biyouyumluluk özelliği çok yüksektir. Kornea endotel temasında hasara yol açmaz. Mikrotravmalara dirençlidir. Fakat optik içinde elektrolit birikimi olabilir ve arka kapsül opasitesi gelişim oranı yüksektir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki; arka kapsül opasitesi gelişiminde en büyük etken GİL'in geometrik dizaynıdır. Keskin kenarlı optik dizaynı arka kapsül opasitesi gelişimini azaltır. (32). Yüksek sferik aberasyonları azaltmak ve optimize edilmiş retinal görüntü elde etmek için asferik lensler geliştirilmiştir (36). Ayrıca standart GİL'lerdeki UV filtresinin yanı sıra, hem UV hem mavi ışık filtresi sağlayan kromoforlara sahip lens üretimleri mevcuttur (24).

Optik özelliklerine göre göz içi lensler;

A1-Monofokal GİL

A2-Multifokal GİL

-Refraktif

-Difraktif

A3-Torik GİL

A4-Akomodatif GİL

-Tek optikli (öne kayarak akomodasyon yapan) lensler

-Dual optikli akomodatif lensler

-Optik şekil (kürvatur) değiştiren modeller

- Kapsüler keseyi dolduran lensler
- Refraktif indeksinde veya gücünde dinamik değişiklik olan ışığa duyarlı lensler (37)

2.5. Biyometri

Ridley'in ilk GİL implantasyonu sonrası standart olarak +19 ve +21 D aralığındaki lensler uzun yıllar kullanılmıştır. Ancak ortaya çıkan yüksek refraktif hatalar nedeniyle GİL gücünün belirlenmesi önem kazanmıştır. 1980'lerden sonra standart güçteki GİL kullanımı azalmış ve cerrahlar, ameliyat öncesinde GİL gücünü belirlemek için biyometriyi kullanmaya başlamıştır (38).

Gözün kırıcılığını belirleyen ana etkenler: kornea, ön kamara derinliği, aksiyel uzunluk, ve lensin kırma gücüdür (3). Doğru biyometri için temel noktalar AU ölçümleri, korneal güç hesaplaması, GİL pozisyonu (etkili lens pozisyonu -ELP), en uygun formülün seçimi ve klinik uygulamasıdır (39).

Temel olarak iki çeşit biyometri yöntemi mevcuttur. Ultrasonik biyometri geleneksel yöntem iken son yıllarda daha hassas ölçüm yapan ve nonkontakt lazer interferometri prensibiyle çalışan optik biyometri cihazlarının kullanımı yaygınlaşmıştır (40).

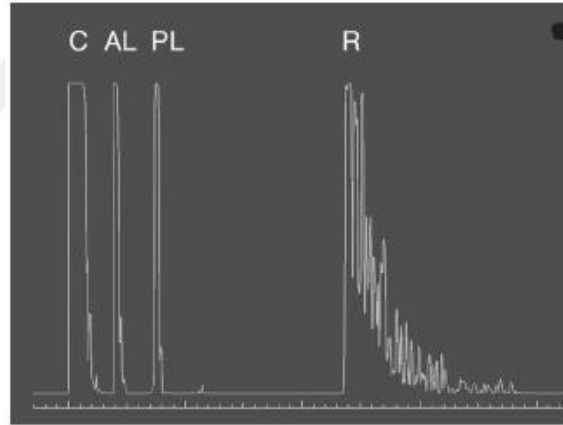
2.5.1. Ultrasonik Biyometri

Osoining ve Gernet tarafından 1963'de geliştirilmiştir. Ultrasonik biyometri, GİL gücünün hesaplanmasının yanı sıra oküler tümör, retina dekolmanı, glokom, oküler kan akımı, ametropi, fitizis bulbi ve posterior kolobom gibi patolojilerin tanılarında da kullanılır (41).

Aksiyel uzunluk (AU), kornea ön yüzeyi ile fovea arasındaki mesafedir ve ultrasonik biyometri ile ölçülebilir. Bu yöntem çeşitli oküler dokulardan geçen ses hızının hesaplanması esasına dayanır (42). Ultrason darbesinin geçiş süresini ölçer ve

çeşitli ortamlardaki (kornea, aköz, lens ve vitreus) tahmini hızını kullanarak mesafeyi hesaplar (39). A-mod ultrasonografi ile dokuya düz bir hat halinde ultrason enerjisi gönderilir ve yansıyan ekolar izlenir. Yansıyan ekonun büyüklüğü yansıyan enerji miktarına, geliş açısına, gönderilen ve geri alınan sinyal miktarına bağlıdır (43). Stafilom, matür katarakt gibi arka segment ekosunu zayıflatan durumlarda B-mod ekogram ile birleştirilmiş A-tarama ekogramlar kullanılabilir (3,39). Cihaz otomatik ve manuel ölçüm sağlamaktadır. Ancak manuel modda uygulayıcı hem ekrandaki ekoları takip etmekte hem de ölçüm güvenilirliği için uyguladığı tekniğe dikkat etmek zorundadır. Bu da hata oranını yükseltmektedir (38).

Aşağıdaki örnek ekogramda görüldüğü gibi ilk spike kornea üzerine yerleştirilen probu gösterir takip eden ekolar ön lens kapsülü, arka lens kapsülü, vitreus boşluğu, retina, sklera ve orbital doku ekolarını temsil eder.



Şekil 1. A-mod ekogram. Korneal yüzey(C), lens ön(AL) ve arka(PL) yüzeyi, retina(R) (39)

Ultrasonik biyometri aplanasyon (kontakt) veya immersiyon yöntemi ile uygulanır.

Aplanasyon yönteminde prob direkt korneaya temas eder. Hasta primer bakış pozisyonunda olmalıdır. Uygulayıcı bağımlıdır. Probun korneaya bastırılması ve ölçümün optik akstan yapılmaması başlıca hata kaynaklarıdır (38–39).

İmmersiyon yönteminde ise, prob korneaya değmemektedir. Supin pozisyonunda yatan hastanın göz kapakları arasına ölçüm için özel olarak dizayn edilmiş bir kap konulur. %1'lik metil selüloz veya sıvı ile doldurulan kabın içine ultrason probu optik aksa dik olacak şekilde yerleştirilerek ölçüm alınır. Kontakt yönteme göre aksiyel uzunluğu daha doğru ölçmektedir (38). Sıvı içerisinde hava kabarcığı olmamasına dikkat edilmelidir. Çünkü 1 mm'lik hava kabarcığı cerrahi sonrasında 3D refraksiyon hatasına yol açabilir (44). Yapılan çalışmalarda, immersiyon tekniği ile karşılaştırıldığında temas tekniği kullanılarak ölçülen AU'un ortalama 0,3 ile 0,33 mm kısaldığı gösterilmiştir (45–46).

2.5.2. Optik Biyometri

GİL gücü hesaplamasında uzun yıllar boyunca ultrasonik biyometrik ölçümler altın standart olarak kabul edilmiştir. 1999 yılında IOLMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Almanya) ardından 2009 yılında Lenstar LS 900 (Haag Streit, Koeniz, İsviçre) cihazlarının uygulama alanına girmesi ve bu cihazların 3. ve 4. kuşak GİL hesaplama formülle ile birlikte kullanılması, GİL hesaplamalarında mükemmel yakın ölçümlerin alınmasına olanak sağlamıştır (38). Yapılan çalışmalar optik biyometri yöntemi ile AU ve diğer biyometrik parametrelerin daha doğru, kesin ve hızlı ölçüldüğünü, kullanıcı bağımsız ve tekrarlanabilirliği yüksek ölçümler sağladığını göstermiştir (47–49). Ultrasonik biyometride AU ölçümleri korneal verteks ile internal limitan membran (ILM) arasından hesaplanırken (50) optik biyometri yönteminde ölçümler kornea verteksi ile retina pigment epiteli (RPE) arasından hesaplanmakta böylece retinal kalınlık da değerlendirmeye katılmış olup en doğru AU ölçümüne ulaşılmaktadır (38,51–52).

IOLMaster 500, 1999 yılında ilk kullanıma giren optik biyometri cihazıdır. Parsiyel koherens interferometri teknolojisi ile AU ölçmek için 780 nm diod lazer kullanır. Cihaz ayrıca keratometri, ön kamara derinliği (ÖKD) ve beyazdan beyaza (WTW) mesafe ölçümleri sağlar (38,40). Bu cihazın daha yeni versiyonu olan IOLMaster 700 telesentrik ve mesafe bağımsız keratometri ölçümü sağlamaktadır. AU, lens kalınlığı, santral kornea kalınlığı (MKK) ölçümleri için ise swept-source

optik koherens tomografi (OCT) ile tüm göz boyunca longitudinal kesitlerin anatomik detaylarını gösteren tam uzunlukta bir OCT görüntüsü kullanır (40). Bu teknikle yapılan ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve doğruluğu standart yöntemle benzerdir. Ancak swept-source OCT yöntemiyle parsiyel koherens interferometrinin aksine daha yoğun kataraktlı gözlerde de ölçüm yapılabilir (53).

Lenstar 900, 2009 yılında FDA tarafından onaylanan optik düşük koherens reflektometri prensibiyle 820 nm süperluminesant diod lazer kullanarak ölçüm yapar. Ayrıca cihaz merkezi kornea kalınlığı, ön kamara derinliği, lens kalınlığı, keratometri, WTW mesafesi, pupillometri, görme ekseninin eksantrisitesi ve retina kalınlığı ölçümü de yapmaktadır. IOLMasterda kullanılan 6 korneal yüzey referans noktasına kıyasla Lenstar 900, 32 referans nokta kullanıp daha doğru keratometrik sonuçlara ulaşmaktadır (38,40,54).

2012 yılında AL-Scan optik biyometri (Nidek Co., Ltd., Japonya) piyasaya sürülmüştür. Bu optik biyometri, parsiyel koherens interferometri ile AU ölçümü için 830 nm süperluminesant diod lazer kullanır (55). Keratometri değerleri, limbustan limbusa mesafe (WTW) ve pupil çapı 470 nm LED ışık kaynağı ile ölçülmektedir. Cihaz, ÖKD ile MKK ölçümleri için Scheimpflug prensibinden yararlanmaktadır (56–58).

Argos (Movu Inc, Komaki, Japonya)(59) ve OA-2000 (Tomey, Nagoya, Japonya)(60) swept-source OCT yöntemiyle ölçüm yapan iki yeni optik biyometri cihazlarıdır (40). Ayrıca Galilei G6 (Ziemer Oftalmik Sistemler, İsviçre) ve Aladdin (Topcon, Japonya) yeni geliştirilen optik biyometri cihazları arasında yer alır (61).

Yeni geliştirilen swept-source OCT yöntemiyle çalışan optik biyometri cihazlarının ölçüm kalitesi, doğruluğu ve tekrarlanabilirliğinin altın standart yöntemlere (IOLMaster, Lenstar 900) benzer olduğu gösterilmiştir (59,62).

Optik biyometri cihazı ile alınan ölçümün doğruluğunu sorgulamak amacı ile ölçümün kalitesini gösteren SNR (signal-to-noise ratio) olarak adlandırılan bir

parametre elde edilir. Katarakt yoğunluğu arttıkça SNR oranı düşmekte (63) bu da ölçüm kalitesini etkilemektedir. Bu oran 2'nin üzerinde ise ölçüm geçerli, 1,6–2 arasında ise ölçüm sınırdadır, 1,6'nın altında ise ölçümün güvenilir değildir ve tekrarlanması gerekir (51).

Yoğun katarakt, hastanın fiksasyon sorunu, yanlış merkezlenme, korneal skar mevcudiyeti, tremor, gözyaşı film tabakası problemleri, nistagmus, vitreus hemorajisi, retina dekolmanı gibi oküler patolojilere sahip gözlerde optik biyometri yetersiz kalmaktadır (38,63).

2.6. Göz İçi lens Gücü Hesaplama Formülleri

Göz içi lens gücünün hesaplanmasında çeşitli formüllerden yararlanılır. Bu formüller teorik ve regresyon formülleri diye ikiye ayrılır. Teorik formüller (fiziksel, gerçek, kuramsal) geometrik optik prensiplere dayanırken, regresyon formülleri (deneysel, ampirik) hasta verilerinin retrospektif olarak incelenmesi ile oluşturulmuştur (38).

2.6.1. Teorik Formüller

Teorik formüller Gauss optiği prensibine dayanır. Gauss optiğini 1967'de GİL hesaplanması için ilk uygulayan Fedorov olmuştur (64). Colenbrander (65), Hoffer (66), Shammas, Holladay, Sanders- Retzlaff-Kraff (SRK) / T, Binkhorst (67), Thijsen, formülleri teorik formüllerdir (43).

Formüller teorik sabitlerle geometrik kuralların şematik gözlere uygulanması sonucu oluşturulmuştur. Bu formüllerde emetropik GİL hesabı için AU, keratometri (K) ve ameliyat sonrası ÖKD' ne ihtiyaç duyulur. Teorik formüller, düzeltme faktörleri dışında benzerdir ve aşağıdaki gibi ortak bir formülle gösterilebilir.

$$P = \frac{N}{L-ACD} - \frac{N \times K}{N-K \times ACD}$$

P= Emetropi için GİL gücü
 N=Aköz ve vitreus refraktif indeksi(1336)
 ACD= Tahmini ön kamara derinliği
 K= Kornea kırma gücü
 L = Aksiyel uzunluk

Şekil 2. Birinci jenerasyon teorik formüller ortak gösterim (3)

Sonrasında geliştirilen 2. jenerasyon teorik formüllerde arzu edilen ameliyat sonrası refraksiyon da göz önüne alınarak tahmini ön kamara derinliği yerine etkili lens pozisyonu (ELP) kullanılmıştır. 2. jenerasyon teorik formüllerin ortak formülü aşağıda gösterilmiştir.

$$GİL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{1000} - ELP + K - \frac{1000}{D \text{ Post Rx}} - V}$$

AL = Aksiyel uzunluk
 ELP = Efektif lens pozisyonu
 K = Kornea kırma gücü
 D post Rx = Arzu edilen postoperatif refraksiyon.
 V = Verteks mesafesi

Şekil 3. İkinci jenerasyon teorik formüller ortak gösterim (3)

2.6.2. Regresyon Formülleri

Gözün cerrahi sonrası nasıl değişeceği esasına dayanan teorik formüllere karşın, gözün cerrahi ile nasıl değiştiği esasına dayanan ameliyat sonrası refraksiyon sonuçlarının regresyon analizi formüllerini inceleyerek lens gücünü ortaya koyan formüllerdir (3).

Bunlardan en popülerleri aşağıdaki şekilde gösterilen Retzlaff, Sanders ve Kraff tarafından 1980'de tanımlanan ve bu üç cerrahın isimlerinin baş harfi ile anılan SRK formülüdür (68).

$$P = A - 2,5 \times L + 0,9 \times K$$

A= GİL kutusunda firmanın o model lens için önerdiği sabit değer
L= Aksiyel uzunluk
K= Kornea kırıcılık ortalaması

Şekil 4. SRK Formülü (3)

A sabiti her göz içi lens üretici firması için ayrı olup, lens retinaya yaklaştıkça artar. SRK yaygın kullanılan formüllerden biridir. Ancak uzun ve kısa gözlerde istenilen sonuca ulaşamaması üzerine bu gözlerde kullanılmak üzere uzun SRK ve kısa SRK formülleri revize edilmiştir. Regresyon formüllerinin kısa gözlerde daha yüksek hipermetropi, uzun gözlerde ise miyopiye neden olduğu görülmüştür. Teorik formüllerde ise bunun tam tersine rastlanmaktadır (43).

2.6.3. İkinci Jenerasyon Formüller

-Teorik: Holladay, Hoffer, Shammas...

-Regresyon: SRK-II, Donziz-Kastl-Gordon, Gills, Thopmson-Maumenee...

22.0-24.5 mm arasındaki gözlerde iyi sonuç veren birinci jenerasyon formüllerin, uzun ve kısa gözlerde güvenilirliklerinin düşük olması üzerine gözlerdeki hata oranını azaltmak için, 1988'de lineer regresyon formülü olarak SRK-II geliştirilmiştir. İkinci kuşak formüller olarak bilinen bu formüllerden; Binkhorst, Hoffer, Olsen ve Holladay formüllerinde ameliyat sonrası ÖKD, Shammas formülünde ise kısa ve uzun gözler için AU düzeltme faktörü bulunmaktadır(69).

2.6.4. Üçüncü Jenerasyon Formüller

SRK/T, Holladay I, Hoffer Q

Bu formüller GİL pozisyonunun aksiyel uzunluğa bağlı olduğunu varsaymıştır. 1988'de Holladay, cerrah faktörünü ikinci kuşak formüller ile birleştirmiş ve bu faktörle, korneal kurvatür ve GİL pozisyonu arasındaki ilişkiyi

açıklamıştır (70). Holladay 1 formülü korneadan iris düzlemine ve iristen arka kamara GİL pozisyonuna olan mesafeyi dikkate alır. Retzlaff 1990 yılında SRK/T formülünü geliştirmiştir (71). Hoffer, 1993 yılında regresyon formülünü teorik formül (Hoffer Q) ile değiştirerek kendi formülünü oluşturmuştur. Hoffer Q formülünün 22,0 mm'den kısa gözlerdeki Holladay 1 ve SRK / T formüllerinden klinik olarak daha doğru olduğu kanıtlanmıştır (39).

2.6.5. Dördüncü Jenerasyon Formüller

Holladay II, Olsen

Bu formüller 3. Kuşak formüllerden farklı olarak dört değişken kullanırlar. Bu değişkenler aksiyel uzunluk, korneal kurvatür, ÖKD ve lens kalınlığıdır. Optik düşük koherens reflektometri (ODKR) yönteminden önce lens kalınlığını hesaplamının tek yolu, immersiyon veya kontakt biyometri yöntemi ile birlikte bu formülleri kullanmaktan geçmekteydi. Bu formüller ODKR'nin lens kalınlığını ölçebilme özelliği ile optik biyometri kullanan cerrahlar tarafınca daha çok kullanılmaya başlanmıştır.

2.7. Göz İçi Lens Gücü Hesaplamadaki Hata Kaynakları

Biyometrik ölçümlerde en doğru sonuca ulaşabilmek için ilk yapılması gereken ölçüm yapılan cihazların bakımının ve kalibrasyonunun düzenli yapıldığından emin olmaktır. Ayrıca ölçümü yapan teknisyen bu konuda bilgili ve deneyimli olmalıdır (51).

2.7.1. Keratometrik Ölçümlerdeki Hatalar

Keratometrik ölçümlerdeki 1D'lik hata sonuç refraksiyonda 1D sapmaya neden olmaktadır. Korneal kurvatürdeki diurnal değişim, standart olmayan korneal indeks ve farklı korneal profiller nedeniyle bu hataları kontrol altına almak güçleşir. Kontakt lens kullanımı, ölçüm sırasında zayıf fiksasyon, kötü odaklama ya da

hizalama, geçirilmiş refraktif cerrahi öyküsü, kuru göz ve korneal yüzey ıslanma problemleri keratometrik ölçümlerde yanlış sonuçlara yol açar (3,51,72).

2.7.2. Aksiyel Uzunluk Ölçümündeki Hatalar

GİL hesaplanmasındaki hata kaynaklarının en büyük kısmını AU ölçümündeki yanlışlar oluşturur. Aksiyel uzunluk ölçümündeki 1 mm' lik hata sonuç refraksiyonda ~3D sapmaya neden olmaktadır (51).

Aplanasyon ultrasonik biyometri ile AU ölçümünde en sık karşılaşılan hata kaynağı, ölçüm sırasında korneaya bası yapılmasıdır. Ayrıca kornea ile prob arasında sıvı menisküsünün olması, ses hızının yanlış ayarlanması, ölçümün optik akstan yapılmaması, ölçüm kalitesinin kötü olması, kornea üzerinde pomad veya jel olması, afaki-psö dofaki, silikonize gözler ve çeşitli oküler patolojiler sonucu ses hızının değişmesi ve hatalı fiksasyon diğer hata kaynaklarını oluşturur. İmmersiyon yönteminin kontak yöntemden farkı prob korneaya temas etmediği için korneal bası ve sıvı menisküsü problemlerinin ortadan kalkmasıdır. Bu yöntemle ölçüm sırasında dikkat edilecek nokta sıvı içerisinde hava kabarcığının bulunmaması gerekliliğidir (38,73-74).

Ultrasonik yöntemde arka duvar ekosu nöral retinanın değil, vitreoretinal arayüzeyin ekosudur ve bu da aksiyel uzunluğun 0,25 - 0,50 mm arasında değişen miktarlarda daha kısa ölçümüne neden olur (3). Ayrıca papil ödem, stafilom, retina dekolmanı, maküler ödem, diskiform lezyon, maküler bölgenin kalınlaşma ve düzensizleşmesi gibi patolojilerde aksiyel uzunluğu yanlış ölçülmesine neden olur (3,38).

Optik biyometri yönteminde ise hata oranını azaltmak için görüntüleme kalitesi (SNR>2) iyi olmalıdır. Bu yöntemde AU ölçümü korneal verteks ile RPE arasından hesaplanmaktadır. Bazı hastalarda internal limitan membran (ILM) yansıtıcı piki RPE'den fazla olabilir ve ölçüm ekranınca çift sinyal piki görülür. Bu durumda dikkatli olunmalı ya manuel olarak RPE piki ölçüm için işaretlenmeli ya da

ölçüm tekrarlanmalıdır. Optik biyometri yöntemi afak, psödo fak ve silikonize gözlerde ultrasonik biyometriye göre daha doğru AU ölçüm sonuçları verir (3,38,51).

Doğru GİL hesaplama formülü seçimi ve uygun A sabiti belirlenmesi ameliyat sonrası sonuç refraksiyonda başarıya ulaşmak için önemlidir. Formüllerin hangisinin daha üstün olduğu konusunda kesin bir görüş birliği yoktur. Regresyon formülleri ve III. jenerasyon formüller, GİL gücü hesaplamasında pratik hayatta sıkça kullanılır. Bu formüllerin başarısı, gözün aksiyel uzunluğuna göre değişebilmektedir (38).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Kliniğinde 25 Kasım 2016 – 25 Mart 2018 tarihleri arasında prospektif olarak gerçekleştirildi. Çalışma kliniğimize başvuran ve rutin göz muayenesi sırasında katarakt teşhisi konulan, cerrahi endikasyon doğrultusunda preoperatif hazırlık yapılan, ardından komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi uygulanan ve cerrahi sonrası birinci ayında kontrol muayeneleri yapılan hastalara ait rutin muayene bulgularını içeren dosya verileri kullanılarak yapıldı. Çalışma Helsinki Deklerasyonu'na uygun olarak düzenlendi ve çalışma için K.T.Ü. Tıp Fakültesi Etik Kurul onayı alındı. Ayrıca hastalardan aydınlatılmış onam alındı.

3.1. Hasta Seçimi

3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri

- 1) Katılımcıda cerrahi gerektirecek şiddette kataraktın mevcudiyeti
- 2) Katarakt cerrahisinden önce geçirilmiş ön segment veya vitreoretinal cerrahi öyküsü olmaması
- 3) Fakoemülsifikasyon esnasında trabeküektomi veya limbal gevşetme insizyonu gibi ikincil bir cerrahi işlemin yapılmaması
- 4) Katılımcıda keratoglobus, keratokonus, keratit ya da biyometrik ölçümleri etkileyebilecek diğer oküler yüzey bozukluklarının bulunmaması
- 5) Retina dekolmanı, stafilom gibi aksiyel uzunluğu etkileyebilecek ek oküler patolojilerin bulunmaması
- 6) 40-80 yaş arası olunması
- 7) Katılımcı ile kooperasyon kurulabilmesi, katılımcının muayene ve biyometrik ölçümler esnasında uyum sağlayabilmesi
- 8) Katılımcının çalışmaya katılım konusunda gönüllü olması
- 9) Cerrahi sırasında korneal sütür atılmaması
- 10) Cerrahi öncesindeki son bir ay içerisinde kontakt lens kullanımı öyküsü olmaması

- 11) Katılımcıların gözlerine ait aksiyel uzunluk değerlerinin 21–25 mm arasında olması
- 12) Katılımcıların gözlerine ait yatay ve dikey keratometri değerleri arasındaki farkın 3D'den az olması ve ortalama keratometri değerlerinin 40–48D arasında olması

3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri

- 1) Katılımcının dahil edilme kriterlerini karşılamaması
- 2) Katılımcının tek gözlü olması

3.2. Çalışma Protokolü

3.2.1. Cerrahi Öncesi Değerlendirme

Çalışma kapsamında katılımcıların cerrahi öncesi otorefraktometre (Full Auto Ref-Keratometer RK-F1, Canon, USA) ile belirlenen refraksiyon ölçümü, Snellen eşeline göre belirlenmiş en iyi düzeltilmiş görme keskinliği (EIDGK) düzeyi, detaylı ön ve arka segment biyomikroskop muayenesi, non-kontakt tonopakimetre (NT-530P, Non Contact Tono/Pachymeter, Nidek, Japonya) ile tespit edilen göz içi basıncı ve merkezi korneal kalınlık ölçümü, optik biyometri (AL-SCAN Optical Biometer, Nidek, Japonya) ölçümleri ve klinik açıdan gerekli olduğu durumlarda optik koherens tomografi incelemeleri değerlendirildi.

Biyometrik ölçümler noninvaziv olarak optik biyometri (AL-SCAN Optical Biometer, Nidek, Japonya) cihazı ile ortalama 40 saniyelik süre içinde alındı (Şekil 5). SNR oranı >2 olan ölçüm sonuçları güvenilir kabul edildi ve kaydedildi.



Şekil 5. AL-Scan Optik Biyometri Cihazı (75)

Biyometrik ölçüm sırasında cihaz ekranından elde edilecek 2,4 ve 3,3 mm'lik optik zonda hesaplanan yatay ve dikey keratometri değerleri (K1 - K2), kornea çapı (limbustan limbusa mesafe, White-to-white distance, WTW), ön kamara derinliği (ÖKD), pupil çapı, aksiyel oküler uzunluk değeri (AU), GİL gücü (Diyoptri) değeri tespit edildi (şekil 6).

Optik biyometri ölçümünde GİL gücü hesabı için tüm vakalarda SRK/T formülü ve kliniğimizde rutin olarak kullandığımız göz içi lensinin üretici firma tarafından belirlenmiş A sabiti (118,7) kullanıldı. Ölçüm sırasında hesaplanan GİL güçleri arasından emetropiye en yakın refraktif kusura neden olacak GİL gücü belirlendi. Cerrahi esnasında hastalara ölçümün öngördüğü emetropiye en yakın güçteki GİL ya da 0,5 D fazlası veya eksikliği güçteki GİL yerleştirildi. Ölçümler sonucunda seçilen ve yerleştirilen GİL gücü değeri için cihaz ekranında belirtilen öngörülen postoperatif hedef refraksiyon kusuru kaydedildi (Şekil 6).

| | | |
|------------------------------|--|---|
| ID: | |  |
| Name: | | |
| Sex: | | |
| DOB: | | |
| Exam Date: 10/Mar/2017 11:01 | | |
| Operator: Default | | |

Right IOL Left

| | | | |
|-------------------------------------|---|-------------------------------------|--|
| VD: 12.00 mm | | | |
| Select: AL (Optical), ACD (Optical) | | Select: AL (Optical), ACD (Optical) | |
| Optical | AL: 23.95 mm SNR: 26.3 | Optical | AL: 23.91 mm SNR: 18.8 |
| AL US Offset: | | AL US Offset: | |
| ACD: 2.79 mm | | ACD: 2.66 mm | |
| Ultrasound | AL: | Ultrasound | AL: |
| AL Opt. Offset: | | AL Opt. Offset: | |
| ACD: | | ACD: | |
| Immersion: | | Immersion: | |
| Operator: | | Operator: | |
| KM ϕ 2.4 mm | R1: 8.29 mm 40.71 D 157° R2: 8.11 mm 41.62 D 67° AVG: 8.20 mm 41.16 D CYL: - 0.91 D 157° | KM ϕ 2.4 mm | R1: 8.41 mm 40.13 D 28° R2: 8.17 mm 41.31 D 118° AVG: 8.29 mm 40.71 D CYL: - 1.18 D 28° |
| KM ϕ 3.3 mm | R1: 8.29 mm 40.71 D 160° R2: 8.14 mm 41.46 D 70° AVG: 8.22 mm 41.06 D CYL: - 0.75 D 160° | KM ϕ 3.3 mm | R1: 8.40 mm 40.18 D 29° R2: 8.18 mm 41.26 D 119° AVG: 8.29 mm 40.71 D CYL: - 1.08 D 29° |
| Ref. Target: 0.00 D | Eye Type: Phakic | Ref. Target: 0.00 D | Eye Type: Phakic |
| Ref. Index: 1.3375 | | Ref. Index: 1.3375 | |
| Camellin-Calossi RefSurg: None | SIRC: None | Camellin-Calossi RefSurg: None | SIRC: None |
| LT: # 4.00 mm | | LT: # 4.00 mm | |

| IOL1: Right Formula: SRK/T Model: AR40E SENSAR Manuf: AMO Aconst: #118.7 Power: 22.03 D | IOL2: Right Formula: SRK/T Model: FOCUSFORCE F260 Manuf: ZARACCOM Aconst: #119.2 Power: 22.65 D | IOL1: Left Formula: SRK/T Model: AR40E SENSAR Manuf: AMO Aconst: #118.7 Power: 22.61 D | IOL2: Left Formula: SRK/T Model: FOCUSFORCE F260 Manuf: ZARACCOM Aconst: #119.2 Power: 23.24 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|---|--|--|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--|-----|-----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--|-----|-----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--|-----|-----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|
| <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>20.5 D</td><td>1.08 D</td></tr> <tr><td>21.0 D</td><td>0.73 D</td></tr> <tr><td>21.5 D</td><td>0.38 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.02 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>-0.34 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.70 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-1.07 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 20.5 D | 1.08 D | 21.0 D | 0.73 D | 21.5 D | 0.38 D | 22.0 D | 0.02 D | 22.5 D | -0.34 D | 23.0 D | -0.70 D | 23.5 D | -1.07 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.0 D</td><td>1.14 D</td></tr> <tr><td>21.5 D</td><td>0.80 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.45 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>0.11 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.25 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.60 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-0.96 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.0 D | 1.14 D | 21.5 D | 0.80 D | 22.0 D | 0.45 D | 22.5 D | 0.11 D | 23.0 D | -0.25 D | 23.5 D | -0.60 D | 24.0 D | -0.96 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.0 D</td><td>1.15 D</td></tr> <tr><td>21.5 D</td><td>0.80 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.44 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>0.08 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.28 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.65 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-1.02 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.0 D | 1.15 D | 21.5 D | 0.80 D | 22.0 D | 0.44 D | 22.5 D | 0.08 D | 23.0 D | -0.28 D | 23.5 D | -0.65 D | 24.0 D | -1.02 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.5 D</td><td>1.21 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.87 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>0.52 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>0.17 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.18 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-0.54 D</td></tr> <tr><td>24.5 D</td><td>-0.91 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.5 D | 1.21 D | 22.0 D | 0.87 D | 22.5 D | 0.52 D | 23.0 D | 0.17 D | 23.5 D | -0.18 D | 24.0 D | -0.54 D | 24.5 D | -0.91 D |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 20.5 D | 1.08 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.0 D | 0.73 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.38 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.02 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | -0.34 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.70 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -1.07 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.0 D | 1.14 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.80 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.45 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | 0.11 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.25 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.60 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -0.96 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.0 D | 1.15 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.80 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.44 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | 0.08 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.28 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.65 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -1.02 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 1.21 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.87 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | 0.52 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | 0.17 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.18 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -0.54 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.5 D | -0.91 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL3: Right Formula: SRK/T Model: FOCUSFORCE ASPHERIC Manuf: ZARACCOM Aconst: #118.9 Power: 22.28 D | IOL4: Right Formula: SRK/T Model: SN60WF Manuf: ALCON Aconst: #119.0 Power: 22.40 D | IOL3: Left Formula: SRK/T Model: FOCUSFORCE ASPHERIC Manuf: ZARACCOM Aconst: #118.9 Power: 22.86 D | IOL4: Left Formula: SRK/T Model: SN60WF Manuf: ALCON Aconst: #119.0 Power: 22.99 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.0 D</td><td>0.89 D</td></tr> <tr><td>21.5 D</td><td>0.55 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.20 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>-0.16 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.52 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.88 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-1.25 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.0 D | 0.89 D | 21.5 D | 0.55 D | 22.0 D | 0.20 D | 22.5 D | -0.16 D | 23.0 D | -0.52 D | 23.5 D | -0.88 D | 24.0 D | -1.25 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.0 D</td><td>0.98 D</td></tr> <tr><td>21.5 D</td><td>0.63 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.28 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>-0.07 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.43 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.79 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-1.16 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.0 D | 0.98 D | 21.5 D | 0.63 D | 22.0 D | 0.28 D | 22.5 D | -0.07 D | 23.0 D | -0.43 D | 23.5 D | -0.79 D | 24.0 D | -1.16 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.5 D</td><td>0.96 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.61 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>0.26 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.10 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.46 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-0.83 D</td></tr> <tr><td>24.5 D</td><td>-1.20 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.5 D | 0.96 D | 22.0 D | 0.61 D | 22.5 D | 0.26 D | 23.0 D | -0.10 D | 23.5 D | -0.46 D | 24.0 D | -0.83 D | 24.5 D | -1.20 D | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>IOL</th> <th>Ref</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>21.5 D</td><td>1.05 D</td></tr> <tr><td>22.0 D</td><td>0.70 D</td></tr> <tr><td>22.5 D</td><td>0.35 D</td></tr> <tr><td>23.0 D</td><td>-0.01 D</td></tr> <tr><td>23.5 D</td><td>-0.37 D</td></tr> <tr><td>24.0 D</td><td>-0.73 D</td></tr> <tr><td>24.5 D</td><td>-1.10 D</td></tr> </tbody> </table> | IOL | Ref | 21.5 D | 1.05 D | 22.0 D | 0.70 D | 22.5 D | 0.35 D | 23.0 D | -0.01 D | 23.5 D | -0.37 D | 24.0 D | -0.73 D | 24.5 D | -1.10 D |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.0 D | 0.89 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.55 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.20 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | -0.16 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.52 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.88 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -1.25 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.0 D | 0.98 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.63 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.28 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | -0.07 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.43 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.79 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -1.16 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 0.96 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.61 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | 0.26 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.10 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.46 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -0.83 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.5 D | -1.20 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| IOL | Ref | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 21.5 D | 1.05 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.0 D | 0.70 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 22.5 D | 0.35 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.0 D | -0.01 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 23.5 D | -0.37 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.0 D | -0.73 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 24.5 D | -1.10 D | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

NIDEK AL-Scan OPTICAL BIOMETER V1.09.02

Report:10/Mar/2017

Şekil 6. Nidek AL-Scan Optik biyometri ile bir katılımcıdan elde edilen çeşitli biyometrik ölçümler, GİL gücü ve hedef refraksiyon değerini içeren sonuç çıktısı. Bahsedilen vakada sol göz için emetropiye en yakın GİL gücü olarak 22.50D tespit edildi ve hastaya 22.50D güçteki göz içi lensi yerleştirildi. Bu güçteki GİL için optik biyometri cihazının öngördüğü postoperatif hedef refraksiyon kusuru +0.08D olarak belirtilmiştir.

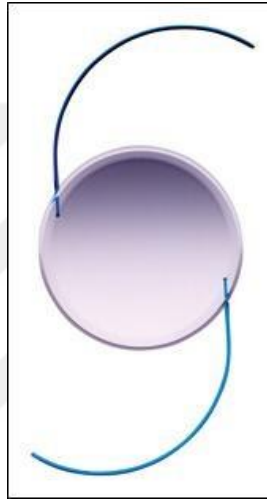
3.2.2. Cerrahi Teknik

Ameliyat öncesi gözler %1 tropikamid (Tropamid Forte; Bilim İlaç, İstanbul) damla, % 2,5 fenilefrin (Mydfrin; Alcon, Teksas, A.B.D.) ve %1 siklopentolat (Sikloplejin; Abdi İbrahim, İstanbul) damla ile dilate edildi. Genel anestezi ile cerrahinin gerçekleştirilmesini isteyen bir vaka dışında kalan vakalarda lokal anestezi tercih edildi. Hastalara subkonjonktival ya da subkonjonktival ve peribulbar kombinasyonu şeklinde lidokain (Jetokain; Adeka İlaç San. Ve Tic. A. Ş., Samsun) ve %2 prilokain (Priloc; Vem İlaç San. Ve Tic. A. Ş., İstanbul) ile rejional oküler anestezi uygulandı. Cerrahi öncesi göz ve çevresindeki cilt yüzeyi %5 povidon-iyot solüsyonuyla temizlendi. Steril yapışkanlı drape yerleştirildikten sonra künt makasla drape kesilerek cerrahi alan ortaya çıkarıldı ve kirpikler örtünün altında kalacak şekilde blefarosta yerleştirildi.

20G mikrovitreoretinal (MVR) bıçak kullanılarak korneal yan giriş yapıldıktan sonra ön kamaraya hava ardından kapsül boyası (Tekno Capsule Blue; Teknomek Medikal Malzeme San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) uygulandı. Boya dengeli tuz solüsyonu (BSS Ocrosol; Polifarma İlaç San. Ve Tic. A.Ş., Tekirdağ) ile temizlenerek ön kamara viskoelastikle (Healon GV; Abbott Lab., ABD) dolduruldu. Hastaların bir kısmında cerrahiler kapsül boyası kullanılmadan gerçekleştirildi. 2,85 mm'lik korneal bıçakla sağ göz için üst temporal, sol göz için üst nazal limbal kenar önünden saydam korneal kesi yapıldı. Kapsüloreksise başlarken önce kistotom ile ön kapsülden flep kaldırıldı, flep utrata pensi ile çevrilerek kapsüloreksis tamamlandı. Ön kapsül altından ekvatora doğru ilerletilen künt kanül ve enjektör yardımıyla kapsül ve korteks arasına girilip hidrodiseksiyon yapıldı, nükleus serbestleştirildi. Fakoemülsifikasyon ile nükleus alındı. Cerrahilerde Whitestar Signature® (Abbott Medical Optics, ABD) veya Faros® (Oertli, İsviçre) cihazları kullanıldı. Fako cihazı I/A moduna getirilip irrigasyon aspirasyon yapılarak korteks bakiyeleri temizlendi. Korteks aspirasyonu tamamlandıktan sonra ön kamaraya ve kapsül içine viskoelastik madde (Healon GV; Abbott Lab., A.B.D.) verildi. Ardından kapsül içine hidrofobik katlanabilir GİL yerleştirildi. Tüm vakalarda aynı marka üç parça hidrofobik akrilik GİL (AR40E Sensar; Abbott Medical Optics, A.B.D.) kullanıldı (şekil 7). Göz

içindeki viskoelastik madde I/A problemleriyle temizlendi ardından korneal kesi hidrate edilerek kapatıldı..

Subkonjoktival gentamisin (Genta ampul; İ. E. Ulugay İlaç Sanayi Türk A.Ş., İstanbul, Türkiye) ve steroid (Dekort ampul; Deva Holding A.Ş., İstanbul, Türkiye) uygulanarak ameliyat sonlandırıldı. Göz antibiyotikli pomad ile kapatıldı. Ameliyat sonrası topikal %0,3 ofloksasin ve %0,1 deksametazon 4 hafta süreyle giderek azalan dozlarla uygulandı.



Şekil 7. Üç parçalı hidrofobik akrilik GİL, AR40E Sensar (76)

3.2.3. Cerrahi Sonrası Değerlendirme

Komplikasyonsuz klasik fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi tamamlanabilen hastalar belirlendi. Cerrahi sonrası birinci ayda yapılan rutin kontrol muayeneleri sırasında otorefraktometre (Full Auto Ref-Keratometer RK-F1, Canon, USA) ile belirlenen refraksiyon ölçümü, Snellen eşeline göre belirlenmiş en iyi düzeltilmiş görme keskinliği düzeyi, detaylı ön ve arka segment biyomikroskop muayenesi, nonkontakt tonopakimetre (NT-530P, Non Contact Tono/Pachymeter, Nidek, Japonya) ile tespit edilen göz içi basıncı ve merkezi korneal kalınlık ölçümü ve optik biyometri (AL-SCAN Optical Biometer, Nidek, Japonya) ölçümleri

tekrarlandı ve kaydedildi. Cerrahi sonrası optik biyometri ölçümleri akrilik psödo fak modda yapıldı.

Cerrahi sonrası birinci aydaki sonuç refraksiyon kusuru otorefraktometre (Full Auto Ref-Keratometer RK-F1, Canon, USA) ile tespit edilen objektif refraksiyon ölçümü üzerinden sferik ekivalan cinsinden belirlendi. Cerrahi sonrası oluşan refraktif sapma miktarı, sonuç refraksiyon kusuru ile cerrahi öncesi optik biyometri ile belirlenen hedef refraksiyon kusuru arasındaki fark hesaplanarak tespit edildi.

$$\text{Refraktif Sapma}(RS) = \text{sonuç refraksiyon kusuru} - \text{hedef refraksiyon kusuru}$$

Tüm ölçümler aynı araştırmacı tarafından aynı oda ve aydınlatma şartları ile aynı cihazlar kullanılarak gerçekleştirildi.

3.3. İstatiksel Analiz

Cerrahi öncesi ve sonrası elde edilen ölçümler istatistiksel olarak değerlendirildi. Katılımcılardan elde edilen tüm veriler IBM SPSS Statistics 22 bilgisayar paket programında karşılaştırıldı. Ölçümsel veriler ortalama \pm standart deviasyon olarak sunuldu ve bu verilerin normal dağılıma uygunluğu tek örnekli Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Cerrahi öncesi ve sonrası olmak üzere elde edilen ölçümsel veri ortalamalarının karşılaştırılmasında normal dağılıma uygun veriler için eşleştirilmiş t testi, normal dağılım sergilemeyen veriler için ise Wilcoxon İşaret testi kullanıldı. Hedeflenen refraksiyon kusuru ile elde edilen sonuç refraksiyon kusuru arasındaki fark hesap edildi, bu fark üzerine etki edebilecek biyometrik ölçümler arasındaki ilişki ise regresyon analizi kullanılarak incelendi. Veriler arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi uyguladığımız 66 hastanın 70 gözü dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen hastaların kadın erkek oranı eşitti. Yaşları 42 ile 82 arasında değişen hastaların ortalama yaşı $67,93 \pm 9,40$ idi. Olguların 26'sının sağ, 36'sının sol, 4 hastanın ise her iki gözü katarakt nedeniyle opere edildi.

44 göze optik biyometri ile hesaplanan emetropiye en yakın refraktif sonucun hedeflendiği güçteki GİL implante edildi. Kalan gözlerin 22'sine emetropiye en yakın refraktif sonucun hedeflendiği lens gücünün 0,5D fazlası, 4 göze ise 0,5D azı güçteki GİL yerleştirildi. Hastaların preoperatif optik biyometriyle ölçülen GİL gücü değeri ortalama $+20,91 \pm 1,71D$ ($+17,41D$ ile $+24,96D$ aralığında) idi. Hastalara yerleştirilen GİL gücü ortalaması ise $+21,06 \pm 1,77D$ ($+17,00D$ ile $+25,00D$ aralığında) idi.

Tablo 1' de cerrahi sırasında seçilen GİL gücü değeri için optik biyometri cihazının öngördüğü ortalama hedef refraksiyon değeri, postoperatif birinci ayda otorefraktometre ile tespit edilen ortalama sonuç refraksiyon değeri ve her iki değer arasındaki ortalama refraktif sapma miktarı sunulmuştur. Hedef refraksiyon değeri ile objektif sonuç refraksiyon değeri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p=0,07$).

Tablo 1.Hedef ve sonuç refraksiyon kusurunun değerlendirilmesi

| | Ortalama \pm Standart Sapma | Refraktif Aralık | p[†] |
|--------------------------------------|---|-------------------------|----------------------|
| Hedef refraksiyon (HR, D) | $-0,10 \pm 0,21D$ | $-0,51D - +0,35D$ | $= 0,07$ |
| Sonuç refraksiyon (SR, D) | $+0,03 \pm 0,60D$ | $-1,50D - +1,50D$ | |
| Refraktif sapma (RS=HR-SR, D) | $+0,13 \pm 0,60D$ | $-1,22D - +1,75D$ | |

p[†]=eşleştirilmiş T testi

Çalışmaya katılan vakaların birinci ay sonundaki objektif sonuç refraksiyon kusuru değerleri incelendiğinde %8,6 hastada emetropi, %50 hastada miyopi, %41,4 hastada hipermetropi tespit edildi. 6 (%8,6) hastanın emetrop, 34 (%48,6) hastanın -0,25D ile +0,25D aralığında, 46 (%65,7) hastanın -0,50D ile +0,50D aralığında, 62 (%88,6) hastanın ise -1,00D ile +1,00D aralığında postoperatif refraksiyon kusuruna sahip olduğu görüldü. Birinci ay sonundaki refraksiyon kusuru dağılımı tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2 .Birinci ay sonunda objektif sonuç refraksiyon kusuru (SR) değerlerinin dağılımı

| SR (D) | N | % |
|---------------------------|----|------|
| Emetropi | 6 | 8,6 |
| ±0,25 D aralığında | 34 | 48,6 |
| ±0,50 D aralığında | 46 | 65,7 |
| ±1,00 D aralığında | 62 | 88,6 |

Tablo 3’ de sonuç refraksiyon kusuru ile hedef refraksiyon kusuru arasındaki refraktif sapma miktarının dağılımı gösterilmiştir. Refraktif sapma miktarının $\pm 1,00D$ ’den fazla olduğu toplam 8 vaka mevcuttur. Bu vakaların ikisinde ise refraktif sapma miktarı $+1,5D$ ’nin üzerindedir ($+1,58D$ ve $+1,75D$).

Tablo 3.Refraktif sapma(RS) miktarının dağılımı

| RS (D) | N | % |
|----------------------------|----|------|
| ±0,25 D aralığında | 22 | 31,4 |
| ±0,50 D aralığında | 44 | 62,9 |
| ±1,00 D aralığında | 62 | 88,6 |
| ± 1,00 D’ den büyük | 8 | 11,4 |
| ± 1,50 D’ den büyük | 2 | 2,9 |

Tablo 4’de başarılı fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi geçiren vakaların preoperatif ve postoperatif incelenen parametrelerinin ortalamaları sunulmuştur.

Tablo 4.Katarakt cerrahisi uyguladığımız gözlerde preoperatif ve postoperatif değerlendirilen oküler parametreler

| | preoperatif (ortalama ± standart sapma) | postoperatif 1. ay (ortalama ± standart sapma) | p |
|---|--|---|-----------------|
| EİDGK (Snellen) | 0,34 ± 0,21 (0,8 – 0,01) N=70 | 0,82 ± 0,24 (0,02 – 1,00) N=70 | <0,001* |
| GİB (mmHg) | 15,01 ± 2,98 (7 – 20) N=70 | 14, 16 ± 3 (8 – 20) N=70 | =0,029† |
| MKK1 (tonopakimetre ile, µm) | 529,01 ± 35,02 (625 – 432) N=70 | 531,16 ± 39,64 (634 – 431) N=70 | =0,330† |
| SE (otorefraktometre ile, D) | -2,25 ± 3,22 (-11,75 – +4,25) N=53° | +0,03 ± 0,60 (-1,50 – +1,50) N=70 | <0,001† N=53 |
| K1 2,4 (D) | 43,53 ± 1,39 (40,13 – 47,07) N=70 | 43,44 ± 1,43 (39,85 – 46,49) N=70 | =0,172† |
| K2 2,4 (D) | 44,39 ± 1,43 (41,26 – 47,74) N=70 | 44,49 ± 1,48 (40,96 – 47,67) N=70 | =0,107† |
| Kav 2,4(D) | 43,94 ± 1,37 (40,71 – 47,34) N=70 | 43,94 ± 1,42 (40,37 – 46,88) N=70 | =0,964† |
| K1 3,3 (D) | 43,45 ± 1,39 (40,18 – 46,68) N=70 | 43,25 ± 1,40 (39,99 – 46,55) N=70 | <0,001† |
| K2 3,3 (D) | 44,28 ± 1,42 (41,21 – 47,60) N=70 | 44,43 ± 1,52 (40,91 – 48,08) N=70 | =0,020† |

| | | | |
|---------------------------------------|---|--|-----------------------------|
| Kav 3,3(D) | 43,85 ± 1,37 (40,71 – 46,94) N=70 | 43,81 ± 1,42 (40,42 – 46,94) N=70 | =0,460 [†] |
| MKK2 (optik biyometri ile, µm) | 530,69 ± 33,34 (440 – 620) N=70 | 536 ± 37,89 (437 – 639) N=70 | =0,002 [†] |
| WTW (µm) | 11,74 ± 0,47 (10 – 12,8) N=66 | 11,74 ± 0,45 (11 – 13,3) N=69 | =0,763 [†] N=65 |
| AU (mm) | 23,37 ± 0,75 (21,36 – 24,94) N=70 | 23,31 ± 0,75 (21,28 – 24,85) N=70 | <0,001 [†] |

* Wilcoxon işaretli sıralar testi, † eşleştirilmiş T testi,

Parantez içerisindeki sayılar min-maks değerlerini göstermektedir.

N:toplam vaka sayısı, ° Preoperatif otorefraktometri ile refraksiyon ölçümü sadece 53 vakada tespit edilebilmiş, diğer vakalarda yoğun katarakt mevcudiyeti nedeniyle ölçülememiştir.

EİDGK: en iyi düzeltilmiş görme keskinliği, GİB: göz içi basıncı, MKK: merkezi kornea kalınlığı, SE: sferik ekivalan, K1: yatay aksta keratometri, K2: dikey aksta keratometri, Kav: ortalama keratometri (Keratometrik ölçümler kornea santralinde 2,4 ve 3,3 mm'lik optik zonda gerçekleştirilmiştir.), WTW: beyazdan beyaza mesafe, AU: aksiyel uzunluk

Cerrahi sonrası 66 hastanın en iyi düzeltilmiş görme keskinliği (EİDGK)'nde artış tespit edildi, 4 hastanın ise görme keskinliği seviyeleri aynı kaldı. Hiçbir hastanın görme seviyesinde kötüleşme olmadı. Görme keskinliği aynı kalan hastaların birinde diyabetik retinopati ilişkili makula hasarı, başka bir hastada ise glokomatöz optik atrofi mevcuttu. Kalan iki hastanın birinde yaşa bağlı makula dejenerasyonu (YBMD) zemininde gelişmiş coğrafik atrofi, diğerindeyse yine YBMD'ye bağlı kısmi makula atrofisi mevcuttu. Başlangıçta ortalama 0,34 ± 0,21 (snellen) olan en iyi düzeltilmiş görme keskinliği seviyesi 0,82 ± 0,24 (snellen) seviyesine yükseldi (p< 0,001).

Cerrahi sonrası ölçülen göz içi basıncı ortalamasının cerrahi öncesi değerlere göre ortalama 0,86 ± 3,22 mmHg azaldığı görüldü. Bu düşüş istatistiksel olarak anlamlıydı (p= 0,029) (Tablo 4).

Tonopakimetri ile ölçülen preoperatif ve postoperatif merkezi korneal kalınlık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken (p=0,33), optik

biyometri ile ölçülen merkezi korneal kalınlık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi. Cerrahi sonrası MKK'ı $5,31 \pm 14\mu\text{m}$ daha kalın ölçüldü ($p=0,002$) (Tablo 4).

17 vakadan lens opasifikasyonunun yoğun olması nedeniyle preoperatif otorefraktometre ile ölçüm alınamadı. Ölçüm alınabilen 53 vakanın cerrahi öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında cerrahi sonrası refraksiyon kusurunda $2,27 \pm 3,33\text{D}$ artış tespit edildi ($p<0,001$). Cerrahi öncesi refraksiyon kusuru ortalama $-2,25 \pm 3,22\text{D}$ olup miyopi hakimken cerrahi sonrası refraksiyon kusuru ortalama $+0,03 \pm 0,6\text{D}$ idi (Tablo 4).

2,4 ve 3,3 mm optik zondan hesaplanan keratometri ölçümleri karşılaştırıldığında cerrahi öncesi ve sonrası K1 2,4 ve K2 2,4 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi (sırasıyla $p=0,172$, $p=0,107$). Ancak K1 3,3 ve K2 3,3 ölçümleri arasında cerrahi öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttu (sırayla $p<0,001$, $p=0,02$). K1 3,3 değerinde cerrahi sonrası ortalama $0,20 \pm 0,42\text{D}$ azalma saptanırken K2 3,3 değerinde cerrahi sonrası ortalama $0,15 \pm 0,52\text{D}$ artma tespit edildi. Ortalama keratometri (Kav 2,4 ve Kav 3,3) değerleri açısından her iki optik zondaki cerrahi sonrası ölçümler cerrahi öncesi ile benzerdi (sırayla $p=0,964$, $p=0,460$) (Tablo 4).

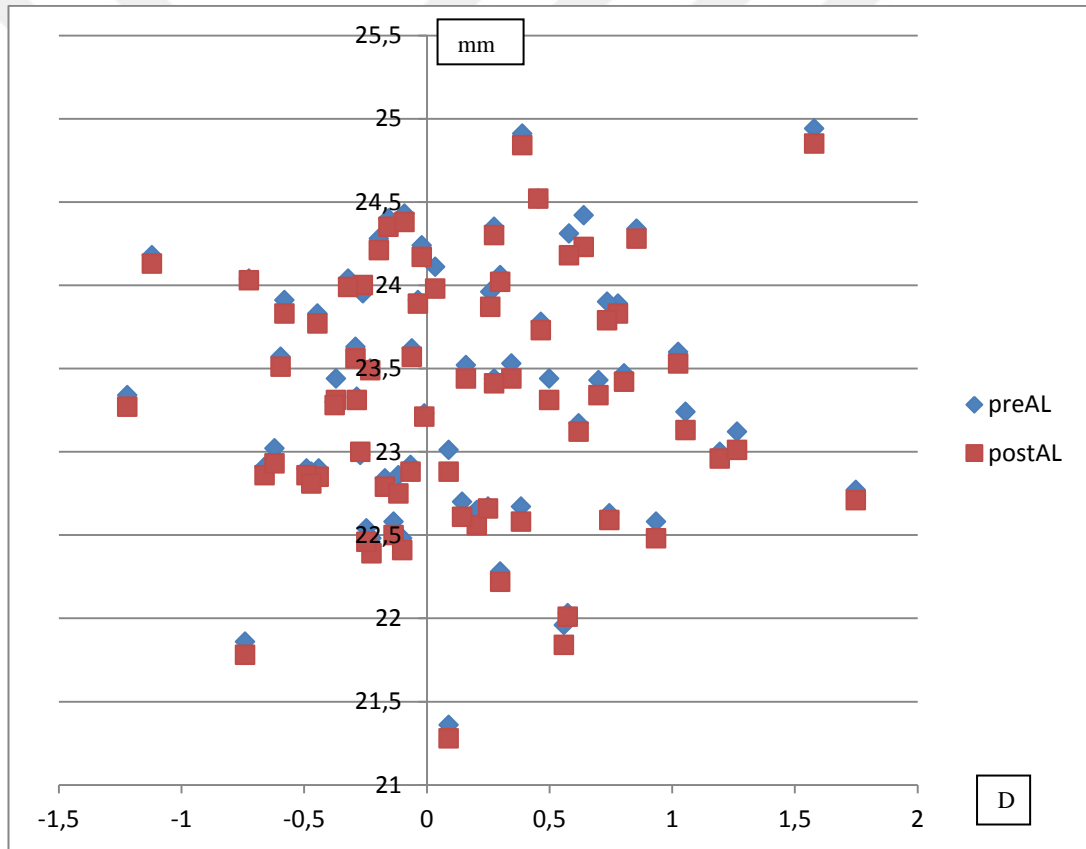
Aksiyel uzunluk preoperatif ortalama $23,37 \pm 0,75$ mm iken postoperatif ortalama $23,31 \pm 0,75$ mm ölçüldü ve aralarındaki fark ($0,07 \pm 0,04$) istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,001$) (Tablo 4).

Korneal çapı (WTW) ölçümleri cerrahi öncesi ve sonrası istatistiksel olarak benzer değerlerdeydi ($p=0,763$) (Tablo 4).

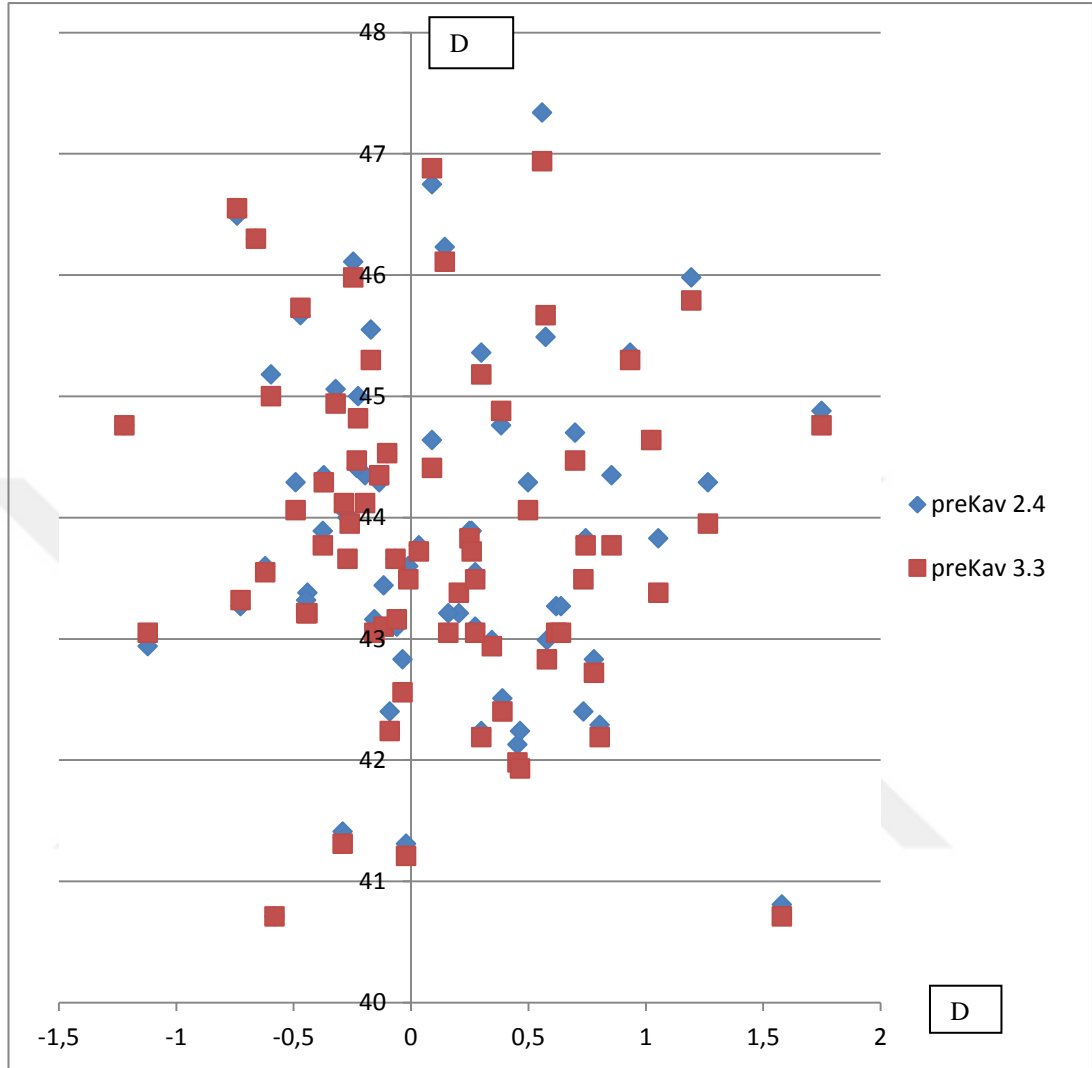
Çalışmaya dahil edilen vakaların 66'sında preoperatif optik biyometri ile ölçülebilen ön kamara derinliği ortalama $3,23 \pm 0,35$ (2,57-4,10) mm idi. Postoperatif birinci ayda hiçbir hastada optik biyometri ile ÖKD ölçülememiştir.

Refraktif sapma miktarına etki edebilecek olan parametreleri tespit etmek için çok değişkenli regresyon analizi kullanıldı. Yaş, kullanılan GİL'nin gücü, cerrahi öncesi ve sonrası aksiyel uzunluk, göz içi basıncı, 2,4 ve 3,3 mm optik zonda ölçülen ortalama keratometri değerleri, kornea çapı, tonopakimetri ve optik biyometri ile ölçülen merkezi korneal kalınlık ölçümü ile refraktif sapma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı görüldü ($p=0,794$). Değişkenler kademeli olarak daraltılıp regresyon analizi tekrarlandı ve yine istatistiksel olarak anlamlı ilişki tespit edilmedi ($p=0,458$; $p=0,204$; $p=0,597$; $p=0,910$). (Grafik 1 ve Grafik 2)

Grafik 1.Refraktif Sapma ile preoperatif aksiyel uzunluk (preAL) ve postoperatif aksiyel uzunluk (postAL) ilişkisi



Grafik 2.Refraktif Sapma ile preoperatif 2,4mm ve 3,3 mm'lik optik zonda ölçülen ortalama keratometri değerlerinin (sırasıyla preKav2,4 ve postKav3,3) ilişkisi



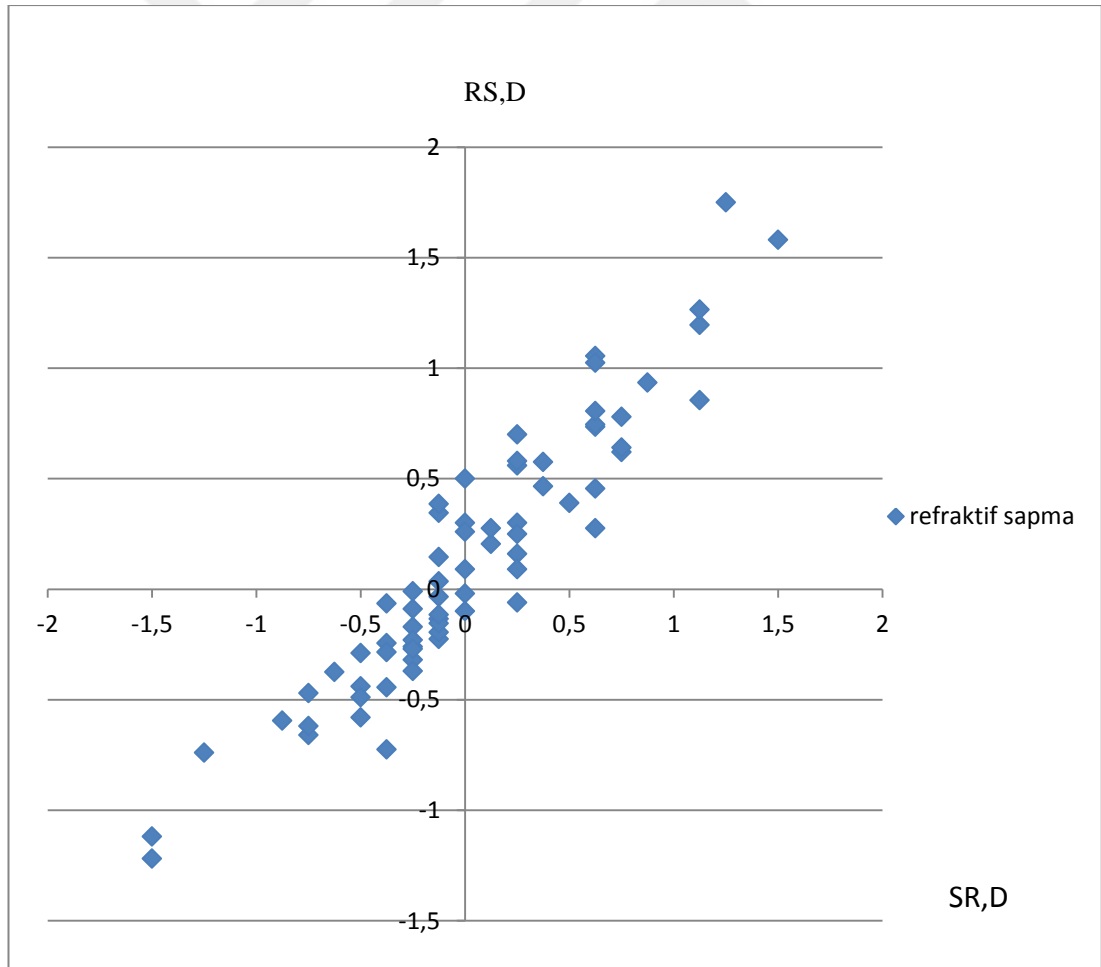
Hedef refraksiyon miktarı ile incelenen parametreler arasındaki korelasyonun değerlendirildiği Tablo 5 aşağıda sunulmuştur. Buna göre hedef refraksiyon kusuru ile kullanılan GİL gücü değeri ($r = -0,287$ $p = 0,016$), 2,4 ve 3,3 mm'lik optik zonda hesaplanan preoperatif ortalama keratometri değerleri (sırasıyla $r = -0,237$ $p = 0,048$; $r = -0,248$ $p = 0,039$) arasında anlamlı negatif korelasyon tespit edilirken, cerrahi sonrası ölçülen AU değeri ($r = 0,241$ $p = 0,044$) ile hedef refraksiyon arasında anlamlı pozitif korelasyon tespit edildi. Preoperatif ve postoperatif incelenen diğer parametreler ile hedef refraksiyon arasında anlamlı korelasyon bulunmadı.

Tablo 5.Hedef refraksiyon değeri ile incelenen parametrelerin korelasyonu

| | Hedef refraksiyon kusuru (D) | |
|--------------------------------|------------------------------|-------|
| | r* | p* |
| Kullanılan GİL gücü (D) | -0,287 | 0,016 |
| Postoperatif AL (mm) | 0,241 | 0,044 |
| Preoperatif Kav 2,4 (D) | -0,237 | 0,048 |
| Preoperatif Kav 3,3 (D) | -0,248 | 0,039 |

*Pearson korelasyon analizi

Grafik 3.Sonuç refraksiyona(SR) göre refraktif sapma(RS) değerlerinin dağılımı



Yukarıda grafik 3' de de gösterildiği gibi refraktif sapma miktarı ile sonuç refraksiyon kusuru arasında istatistiksel olarak anlamlı güçlü pozitif korelasyon tespit edildi ($r= 0,94$ $p<0,001$). Sonuç refraksiyon değeri ve refraktif sapma ile preoperatif ve postoperatif incelenen hiçbir oküler parametreler arasında istatistiksel anlamlı korelasyon bulunmadı.



5. TARTIŞMA

Son yıllarda katarakt cerrahisinde amaç sadece kataraktlı lensin alınıp yerine optik olarak saydam bir GİL' in yerleştirilmesi değildir. Katarakt cerrahisi artık istenilen refraksiyona ve tashihsiz en iyi görme keskinliğine ulaşmayı amaçlayan bir refraktif cerrahi konumuna gelmiştir (56,77-78).

Katarakt cerrahisi sonrası hedef refraksiyon değerine ulaşabilmek için uygun cerrahi teknik, doğru biyometrik ölçümler, uygun lens gücü hesaplama formülü seçimi ve doğru GİL gücü tespiti önemli basamaklardır. Ancak bunların içinde en önemlisi GİL gücünün doğru hesaplanmasıdır. Biyometrik ölçüm parametreleri arasında yanlış aksiyel uzunluk ölçümü cerrahi sonrası refraksiyon hatalarından sorumlu olan en önemli faktördür (44,79-80). Olsen, GİL gücü hesaplanmasındaki hatanın % 54' ünün aksiyel uzunluk, % 38' inin ön kamara derinliği ve % 8' inin kornea kurvatürü ölçümlerindeki hatalar nedeniyle oluştuğunu bildirmiştir (44).

Son dönemdeki çalışmalar göstermiştir ki; optik biyometri yöntemi ile aksiyel uzunluk ve diğer biyometrik parametreler ultrasonik biyometriye göre daha doğru, kesin ve hızlı ölçülmekte, ayrıca bu yöntem ultrasonik biyometrinin aksine kullanıcı bağımsız, tekrarlanabilirliği yüksek ölçümler sağlamaktadır (47-49,81-84).

Eleftheriadis'in Holladay formülünü kullanarak 100 hasta üzerinde yaptığı bir çalışmada aksiyel uzunluğun optik biyometri (23,36 mm) ile ultrasonik biyometriye (22,89 mm) kıyasla anlamlı oranda daha uzun ölçüldüğü gösterilmiştir. Ayrıca bu çalışmada postoperatif birinci ayda refraksiyondaki sapma miktarının optik biyometri grubunun % 96' sında, ultrasonik biyometri grubunun % 93' ünde $\pm 1D$ içinde olduğu tespit edilmiştir. Optik biyometri grubunda ortalama absölü hata +0,29D olarak belirlenmiştir (85).

Olsen 2006'da yayınladığı aksiyel uzunluğu 20 - 28 mm arasında olan 461 vaka içeren bir çalışmasında; optik biyometri ile ultrasonik biyometriyi karşılaştırmıştır. Optik biyometri ile absölü refraktif sapmayı 0,43D, ultrasonik

biyometriyle ise 0,65D olarak bulmuştur. Bu çalışmada optik biyometri kullanılan grupta postoperatif dönemde sonuç refraksiyon ölçümlerindeki sapma hastaların % 62,5' inde $\pm 0,50D$, % 92,4' ünde $\pm 1,0D$ sınırlarındayken ultrasonik biyometride ise bu oranlar sırasıyla % 45,5, % 77,3 olarak bulunmuştur ($p < 0,0001$). Bu farklılığın optik biyometri ile aksiyel uzunluk ölçümlerinin daha doğru tespit edilebilmesiyle ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır (86).

Rajan ve arkadaşlarının yaptıkları aplanasyon ultrasonik biyometri ile optik biyometriyi (IOLMaster) karşılaştıran çalışmalarında ortalama absolü hata IOLMaster kullanılan grupta 0,52D, ultrasonik biyometri kullanılan grupta ise 0,62D olarak hesaplanmıştır. Postoperatif refraksiyonlar; IOLMaster grubundaki vakaların % 87' sinde $\pm 1D$ içinde bulunurken ultrasonik biyometri uygulanan grupta ise vakaların % 80' i $\pm 1 D$ içerisinde tespit edilmiştir (87).

Ünsal ve arkadaşlarınca SRK II formülü kullanılarak yapılan 57 vaka içeren bir çalışmada postoperatif sonuç refraksiyon IOLMaster grubunda % 100, ultrasonik biyometri grubunda % $91 \pm 1 D$ içerisinde tespit edilmiştir. Ancak bu çalışma Lİ Y. ve arkadaşlarının çalışmalarında olduğu gibi (88) yoğun kataraktı olan gözlerde IOLMaster'ın yetersiz olduğuna dikkat çekmiştir (89).

51 hastanın 77 gözünün katılımıyla gerçekleştirilen bir başka çalışmada SRK/T ve Holladay I formülü kullanılarak parsiyel koherens interferometri ve ultrasonik biyometri yöntemleri karşılaştırılmış, parsiyel koherens interferometri ile her iki formülde de daha doğru GİL gücü hesaplanması ve postoperatif daha az refraktif sapma tespit edilmiştir (90).

Yazıcı ve arkadaşları tarafından 54 hastanın katılımıyla gerçekleştirilen çalışmalarında, GİL gücü hesaplamasında optik koherens biyometri (IOLMaster) ile ultrasonik biyometri sonuçlarının cerrahi sonrası tahmin edilebilir refraksiyona ulaşmadaki başarısı karşılaştırılmış ve tecrübenin biyometrik ölçümler üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bu çalışmada; cerrahi sonrası refraksiyon ölçümleri IOLMaster ile $-0,48 \pm 0,74D$ iken ultrasonik yöntemle hesaplanan GİL gücü sonucuna göre

tahmini refraksiyon değerleri ise ilk sene ve son sene asistanları için sırasıyla $-1,22 \pm 1,08$ ve $-1,06 \pm 1,33D$ olarak bulunmuştur. Ultrasonik yöntemlerde görülen bu miyopik meyilin ana sebebinin aksiyel uzunluğun daha kısa ölçülmesi olduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmada literatürün aksine ultrasonik yöntemde uygulayıcılar arasında fark tespit edilmemiştir(91).

Connors ve arkadaşlarının 111 vaka ile yaptıkları çalışmalarında IOLMaster ile alınan ölçümlerdeki hatanın (0,53D), ultrasonik biyometri grubuna (0,76D) göre daha düşük, beklenen refraksiyondaki sapmanın ± 1 D içinde olduğu hasta oranının ise daha yüksek olduğu bulunmuştur (sırasıyla %87,4 ve %77,5). Bu çalışma da optik biyometrinin daha güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar sağladığını göstermiştir (92).

Çalışmamızda literatürdeki veriler ışığında en doğru GİL gücü hesaplaması için optik biyometri yöntemi tercih edilmiştir. Optik biyometri cihazı olarak parsiyel koherens interferometri prensibiyle çalışan AL-Scan (Nidek, Japonya) cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 2012 yılında kullanıma giren nispeten yeni bir cihazdır. Altın standart olarak kabul edilen optik biyometri cihazı IOLMaster ve AL-Scan ile yapılan biyometrik ölçüm ve GİL gücü değerlerinin karşılaştırıldığı iki farklı çalışmada, limbus-limbus mesafesi ölçümü hariç diğer tüm biyometrik ölçümlerde iki cihaz arasında yüksek uyumluluk saptandığı bildirilmiştir (57–58).

Srivannaboon ve arkadaşları, AL-Scan ile elde edilen korneal astigmatizma ölçümlerinin IOLMaster ölçümleri ile uyumlu olduğunu ve torik IOL seçiminde güvenle kullanılabileceğini bildirmişlerdir (93). 50 hasta katılımıyla 2014 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada IOLMaster 500 ile AL-Scan karşılaştırılmıştır. AU, keratometri ve ÖKD ölçümleri ve Haigis ile SRK/T formülleri kullanılarak GİL gücü tespiti açısından cihazlar arasında fark bulunmadığı görülmüştür. GİL güç tahminindeki ortalama refraktif hata AL-Scan ile $0,42 \pm 0,08$ D iken IOLMaster ile $0,44 \pm 0,08$ D olarak bulunmuştur. Bu sonuç AL-Scan cihazının rutin katarakt cerrahisinde GİL gücü hesaplamaları için güvenle kullanılabileceğini göstermiştir (55).

Parsiyel koherens interferometri (AL-Scan) ve optik düşük koherens reflektometri (Lenstar) prensibiyle çalışan iki ayrı optik biyometri cihazının karşılaştırıldığı 42 vaka içeren bir çalışmada biyometrik ölçümler açısından her iki cihazın yüksek korelasyon gösterdiği tespit edilmiştir. Hastaların birinci hafta ve birinci ay refraktif sapma miktarları açısından her iki cihaz arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış ve bu sonuç cihazların yüksek güvenilirlikle birbirlerinin yerine kullanabileceklerini göstermiştir (94). AL-Scan ve Lenstar optik biyometri cihazları ile yapılan biyometrik ölçümlerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada aksiyel uzunluk, merkezi kornea kalınlığı ve ön kamara derinliği ölçümlerinin her iki cihazda yüksek korelasyon gösterdiği, ortalama keratometri, korneal çap (WTW) ölçümlerinin ise iyi korele olduğu tespit edilmiş ancak pupil çapı ölçümleri her iki cihazda farklı tespit edilmiştir ve bu parametrenin değerlendirilmesinde cihazların birbirlerinin yerine kullanılmaması öğütlenmiştir (95). Güler ve arkadaşlarının normal (22-26 mm) ve uzun (>26 mm) aksiyel uzunluğa sahip gözlerde yaptıkları çalışmalarında da Lenstar ve AL-Scan cihazlarının yüksek korelasyon gösterdiği ve AL-Scan cihazının tekrarlanabilirliğinin yüksek olduğu belirtilmiştir (96).

Yağcı ve arkadaşlarının sağlıklı ve keratokonuslu gözlerde AL-Scan ile elde edilen biyometrik ölçüm sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında sağlıklı gözlerde WTW dışındaki tüm biyometrik parametrelerin AL-Scan ile yüksek tekrarlanabilirlikte sonuçlar sağladığı gösterilmiştir (97). Pentacam Scheimpflug topografi ile AL-Scan cihazlarının karşılaştırıldığı sağlıklı gözlerde yapılan bir çalışmada ise ön kamara derinliği, keratometri ve santral korneal kalınlık ölçümleri her iki cihazda benzer tespit edilmiştir (98).

Doğan ve arkadaşlarının AL-Scan biyometriyi kullanarak yaptıkları 34 vakalık retrospektif bir çalışmada birinci ayda postoperatif refraksiyonun sferik eşdeğeri $-0,06 \pm 0,43D$ olarak saptanmış ve vakaların % 94,1' inde bu sapma $\pm 1,00D$ aralığında, % 70,6' sında $\pm 0,50D$ aralığında tespit edilmiştir (56).

Madge ve arkadaşlarının aksiyel uzunlukları 22 – 26 mm arasında değişen hastaları dahil ettikleri çalışmalarında, IOLMaster ile SRK/T formülü kullanılmış ortalama absölu hata -0,11D olarak bulunmuştur. Bu çalışmada hedef refraksiyondaki sapma % 95 vakada ≤ 1 D' dir (77).

Manuel katarakt cerrahisi ve femtosaniye lazer ilişkili katarakt cerrahisinin postoperatif görsel ve refraktif sonuçlarını karşılaştıran, biyometrik ölçümlerin IOLMaster ile sağlandığı bir çalışmanın 883 vaka içeren manuel katarakt cerrahisi kolunda postoperatif üçüncü haftada absölu refraktif hata hastaların % 78,8' sinde $\pm 0,5$ D, % 97,2' sinde ± 1 D içerisinde bulunmuştur. Ortalama refraktif hata ise -0,19 (-0,42 – +0,05) D olarak tespit edilmiştir.(99).

Katarakt ve Refraktif Cerrahi için Avrupa Kalite Sonuçları Kayıtları (EUREQUO) veritabanı kullanılarak yapılan, refraktif sonuçlara etki eden risk faktörlerini araştıran, retrospektif çok merkezli 282811 vakanın dahil edildiği bir çalışmada katarakt cerrahisi sonrası ortalama mutlak biyometrik tahmin hatası (SE) $0,42 \pm 0,52$ D olarak rapor edilmiştir. Vakaların %72,7'sinde biyometrik tahmin hatası $\pm 0,5$ D, %93'ünde ± 1 D içerisinde bulunmuştur (100).

Yakın zamanda yayınlanan geniş vaka katılımlı retrospektif bir çalışmada IOLMaster ve Holladay 1 formülü kullanılarak GİL gücü hesabı gerçekleştirilmiş ve postoperatif üçüncü haftada hastaların % 79,1' inde refraktif sapma miktarının $\pm 0,5$ D, % 97,2' sinde ise ± 1 D içerisinde olduğu tespit edilmiştir (101).

Kamış ve arkadaşlarının AL 22 - 25 mm arasında değişen 80 hasta üzerinde SRK - II formülünü kullanarak yaptıkları çalışmalarında postoperatif birinci ayda ortalama refraktif sapma değeri $0,43 \pm 0,31$ D olarak tespit edilmiştir. Hedef refraksiyondaki sapma miktarı hastaların % 68,75' inde $\pm 0,50$ D aralığında iken, %87,5'inde ± 1 D aralığında bulunmuştur. (102).

ESCRS (*European Society of Cataract and Refractive Surgeons*)'nin 2012'de yayınladığı katarakt ameliyatı için kanıta dayalı rehberde ortalama mutlak biyometrik

tahmin hatasının 0,6D veya 0,6D'den az olması gerekliliği belirtilmektedir. Ayrıca rehberde biyometrik hata için 0D'nin hedeflenmesi ve postoperatif biyometrik tahmin hatasının vakaların en az % 87'sinde $\pm 1D$ içerisinde olması önerilmektedir (103).

Biz çalışmamızda postoperatif birinci aydaki refraktif sapma miktarını $+0,13 \pm 0,6D$ olarak tespit ettik. Hedef refraksiyondaki sapma miktarı % 88,6 hastada $\pm 1D$, % 62,9 hastada $\pm 0,5D$ içerisindeydi. Bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla benzerdi ve AL-Scan ile alınan biyometrik ölçümlerin güvenilir, hedef refraksiyondaki sapmanın son derece az olduğunu gösterdi.

GİL gücü hesaplamasında biyometrik ölçümler kadar etkili olmasa da doğru ve uygun formül seçimi de postoperatif refraktif hatayı azaltmak hususunda etkilidir. Gİlgücü formüllerinin hangisinin daha üstün olduğu yönünde kesin bir görüş birliği yoktur. Regresyon formülleri ve 3. jenerasyon formüller, pratik hayatta sıkça kullanılmaktadır (38). Retzlaff ve arkadaşlarının 1990 yılında yayınladıkları 1677 vaka içeren çalışmalarında SRK/T, Holladay, SRK II, Hoffer ve Binkhorst formüllerini karşılaştırmışlardır ve SRK/T formülünün GİL gücü hesabında daha iyi performans sergilediğini göstermişlerdir (71).

Aristodemou ve arkadaşlarının IOLMaster kullanarak yaptıkları geniş vaka katılımlı (n=8108) çalışmalarında Holladay 1, Hoffer Q ve SRK/T formülleri karşılaştırılmış, 21 mm'den kısa gözlerde en iyi sonucun Hoffer Q formülü ile elde edildiği gösterilmiştir. 21,0 – 21,49 mm arasındaki gözlerde Holladay 1 ve Hoffer Q formüllerinin eşit derecede iyi sonuç verdiği ve bu aralıkta SRK/T'den üstün oldukları gösterilmişken 22,00 – 26,9 mm arasındaki gözlerde her üç formül açısından benzer sonuçlar elde edilmiştir. 27,00 mm'den uzun gözlerde ise en iyi refraktif sonuçlara SRK/T formülü ile ulaşıldığı belirtilmiştir (104).

Findl ve arkadaşları parsiyel koherens interferometri prensibiyle çalışan optik biyometri ve ultrasonik biyometriyi karşılaştırdıkları bir çalışmalarında SRK II, Holladay 1, SRK/T ve Olsen formülleri arasında fark olmadığını göstermiştir (90).

Wang ve arkadaşlarının 200 vaka içeren IOLMaster kullanarak aksiyel uzunluğa göre farklı GİL gücü hesaplama formüllerinin doğruluğunu araştıran çalışmalarında kısa aksiyel uzunluğa (<22 mm) sahip gözlerde en iyi refraktif sonuçlara Haigis ve Hoffer Q ile ulaşıldığı gösterilmiştir. Ortalama aksiyel uzunluğa sahip gözlerde Haigis, Hoffer Q, Holladay 1 ve SRK/T formüllerinin refraktif sonuçları benzerken uzun gözlerde (>26mm) SRK/T ve Haigis ile en iyi refraktif sonuçlara ulaşıldığı gösterilmiştir (105).

Lenstar cihazı kullanılarak GİL gücü hesabı yapılan 239 vaka içeren bir çalışmada vakalar aksiyel uzunluklarına göre; kısa (<22 mm), normal (22 – 24,5 mm) ve uzun (>24,5 mm) gözler olmak üzere üç gruba ayrılmış ve tüm gruplarda Haigis, Hoffer Q, SRK-T, Holladay 1 ve SRK II formüllerinin GİL gücü hesaplama doğruluğu değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda Haigis, Hoffer Q, SRK/T ve Holladay 1 formüllerinin tüm aksiyel uzunluk gruplarında SRK II formülünden daha öngörülebilir ve birbirleriyle benzer refraktif sonuçlar sağladığı tespit edilmiştir (106).

2018 yılında yayınlanan ve üç ayrı optik biyometri cihazının karşılaştırıldığı bir çalışmada GİL gücü hesaplaması için Hoffer Q, Holladay 1, SRK/T ve Barrett Universal II formülleri kullanılmış ve ortalama mutlak tahmin hatalarının dört formülde de benzer olduğu görülmüştür (107).

Olsen ve arkadaşlarının geniş serili bir başka çalışmasında ortalama refraktif mutlak hata açısından Haigis, Hoffer Q, Holladay 1 ve SRK/T formülleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (108).

Yapılan çalışmalarda ulaşılan ortak sonuç normal aksiyel uzunluğa sahip gözlerde GİL gücü hesaplama formülleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığıdır; ancak uzun ve kısa gözlerde formül seçiminin önemli olduğunu aksi halde postoperatif istenmeyen refraktif sonuçlarla karşılaşılabilceği görülmektedir. Çalışmamıza dahil edilen vakaların aksiyel uzunlukları 21,36 – 24,94 mm arasında değişmekte ve normal sınırlardadır. Ortalama AU değeri $23,37 \pm 0,75$ mm'dir. Bu

nedenle GİL gücü hesaplaması için üçüncü jenerasyon teorik formül olan SRK/T formülü seçilmiş ve güvenle kullanılmıştır.

Çalışmamızda refraktif sapma miktarının yaş, preoperatif ve postoperatif göz içi basıncı, santral korneal kalınlık, kornea çapı (WTW), ortalama keratometri (Kav 2,4 ve Kav 3,3) ve aksiyel uzunluk değerlerinden etkilenmediği görülmüştür.

Çalışmamıza benzer şekilde Doğan ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarında da refraktif sapma miktarının, yaş, AU, ortalama keratometri (K1,K2) değerleri ve ÖKD'den etkilenmediği görülmüştür (56). Yine ülkemizde yayınlanan bir çalışmada yaş, AU, ortalama keratometri ve ÖKD ile refraktif sapma değeri arasında ilişki bulunamamıştır (102). Landers ve Goggin IOLMaster ile yaptıkları çalışmalarında da hedef refraksiyondan sapmanın yaş, cinsiyet, aksiyel uzunluk, ön kamara derinliği ve preoperatif keratometri değerlerinden etkilenmediğini göstermişlerdir (109).

Katlanabilir üç parçalı akrilik GİL implantasyonu gerçekleştirilen temporal küçük kesili fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası refraksiyon stabilizasyon zamanını araştıran 100 vaka içeren bir çalışmada cerrahi sonrası refraksiyon ölçümleri birinci gün, birinci hafta, birinci ay ve dördüncü ayda tekrarlanmıştır. Sferik ekivalan cinsinden belirlenen sonuç refraktif hata açısından 1. hafta, 1. ay ve 4. ay ölçümleri arasında fark bulunamamıştır (110). Küçük vaka sayılı temporal küçük kesili fakoemülsifikasyon cerrahisi gerçekleştirilen hastaların postoperatif 8. ve 15. günler arasında sferik ekivalan cinsinden subjektif refraksiyonlarını karşılaştıran bir çalışmada, bu zaman dilimlerinde değişimin minimum olduğu ve komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi geçiren hastalara postop birinci haftadan sonra gözlük reçete edilebileceği ileri sürülmüştür (111). 124 vaka içeren başka bir çalışmada ise postoperatif 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta, 4. haftadaki sferik ve silindirik refraksiyon ölçümleri arasında fark olmadığı gösterilmiş ve postoperatif birinci haftadan sonra refraksiyonun stabilleştiği sonucuna varılmıştır (112). Çağlar ve arkadaşlarının 62 vaka içeren bir çalışmasında otorefraktometre ile elde edilen sferik ve silindirik refraksiyon açısından 1. hafta, 2. hafta ve 1. aydaki ölçümler arasında

fark olmadığı; ortalama keratometrik korneal astigmatizma, santral kornea kalınlığı ve ön kamara derinliğinin postoperatif 2. haftadan sonra stabilleştiği gösterilmiştir (113). 100 vaka içeren ve IOLMaster kullanılarak yapılan bir çalışmada SRK/T formülü ile GİL gücü hesaplanan hastalarda 1. ay ve 3. ay ortalama absölu refraktif tahmin hatası açısından fark saptanmamıştır (114). 2015 yılında Almanya’da yapılan bir çalışmada konvansiyonel fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası 1.ay, 2. ay, 3. ay ve 6. ay postoperatif ortalama sferik ekivalan değerleri arasında fark tespit edilmemiştir (115). Literatürdeki bu çalışmalar ışığında çalışmamızda ölçümler, refraksiyonun stabilleştiği düşünülerek cerrahi sonrası birinci ayda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda postoperatif AL-Scan ile ölçülen korneal kalınlık değerleri preoperatif ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha kalın bulundu ($p=0,002$). Bu sonuç postoperatif birinci ayda korneal ödemin hala tamamıyla rezole olmadığına göstergesiydi. Tonopakimetreyle ölçülen preoperatif ve postoperatif korneal kalınlık ölçümlerinde bu farkın tespit edilememesi optik biyometriyle yapılan ölçümün daha hassas olduğuna işaret etmektedir.

Çalışmamızda postoperatif ve preoperatif 2,4 mm’lik optik zonda ölçülen K1, K2 ve ortalama keratometri (Kav) değerleri fark göstermezken, 3,3 mm’lik optik zonda ölçülen K1 değerlerinin postoperatif istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azaldığı, K2 değerlerinin ise arttığı gözlenmiş ancak ortalama keratometri (Kav) değerlerinde anlamlı farklılık saptanmamıştır. Bu sonuç saydam kornea kesilerinin periferik korneada kurvatür ve dolayısıyla keratometrik gücü etkileyebileceğini düşündürmüştür. Ancak Kav 3,3 değerinde anlamlı farklılık olmaması ve 2,4 mm’lik optik zondaki cerrahi öncesi ve sonrası keratometrik ölçümlerin benzer seyretmesi nedeniyle 3,3 mm’lik optik zonda ölçülen K1 ve K2 değerlerindeki bu değişim sonuç refraksiyonu etkilememiştir.

Çalışmamızda postoperatif aksiyel uzunluk preoperatif değerlere göre daha kısa tespit edildi. Merkezi kornea kalınlıkta artış olduğu halde aksiyel uzunluğun daha kısa tespiti fakik hastalarda katarakt yoğunluğunun ve kataraktlı lenste değişen

kırılma indisinin aksiyel uzunluğun normalden daha uzun ölçülmesine neden olabileceğini düşündürdü. Chang ve arkadaşlarının çalışmalarında katarakt cerrahisi sonrası üçüncü ayda cerrahi geçiren gözlerde IOLMaster ile biyometrik ölçümler tekrarlanmış ve postoperatif aksiyel uzunluk $0,1 \pm 0,15$ mm daha kısa tespit edilmiştir. Bu çalışma farklı optik dizayn ve kromofor içerek göz içi lensleri ile gerçekleştirilmiş ve AU'daki bu fark ile GİL tipi arasında ilişki bulunamamıştır (116). Nükleer katarakt derecesinin biyometrik ölçümler üzerindeki etkisini araştıran bir çalışmada postoperatif aksiyel uzunluk preoperatif aksiyel uzunluktan $0,07 \pm 0,05$ mm daha kısa ölçülmüştür. Bu fark Drexler ve arkadaşlarının (81) çalışmalarında olduğu gibi kataraktlı lenste kırılma indisinin artmış olmasına ve cihaz algoritmasındaki kristalin lens için belirlenen kırılma indisinin bu gözlerde düşük kalmasına bağlanmıştır (117).

114 hastanın katılımıyla Lenstar optik biyometri cihazı ve SRK/T formülü kullanılarak gerçekleştirilen bir çalışmada preoperatif ve postoperatif altıncı aydaki optik biyometri ile alınan ölçümler karşılaştırılmış bizim çalışmamızın aksine aksiyel uzunluk ve santral korneal kalınlık ölçümlerinde fark saptanmamıştır (118).

Pupil çapı ölçümleri preoperatif ve postoperatif yapılmış; ancak postoperatif her hastanın ön kamara reaksiyonunun aynı seyretmemesi ve bunun pupil genişliğini etkileyebilecek olması ve de bazı hastaların postoperatif farklı pozolojilerde dilatatör damla kullanmaları nedeniyle pupil çapı parametreleri istatistiksel değerlendirmede kullanılmamıştır.

Preoperatif ön kamara değeri AL-Scan ile tespit edilebilen hiçbir hastada postoperatif AL-Scan ile ön kamara derinliği ölçümü yapılamamış, cihaz bu konuda yetersiz kalmıştır. Akalın ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmalarında postoperatif ön kamara derinliğinin tespitinde sorunla karşılaşmış ve vakaların ancak %42,1'inde postoperatif optik biyometri ile ön kamara derinliği ölçülebilmıştır (118). Hildebrandt ve arkadaşlarının 140 hasta katılımlı Lenstar ile yaptıkları çalışmalarında postoperatif ön kamara derinliği sadece hastaların %30'unda tespit edilebilmiştir. Hem Hildebrandt hem Akalın optik biyometri cihazının postoperatif ÖKD ölçümü

konusundaki başarısızlığını, GİL yüzeyinden cihazın yeterli arayüz sinyali oluşturamamasına bağlamışlardır. Bu çalışmalarda optik biyometri cihazının yazılımının psödo-fakik gözlerde ön kamara derinliği ölçümü konusunda geliştirilmesi gerektiğini vurgulanmıştır (118–119).

Çalışmanın eksik yönleri değerlendirildiğinde hasta sayının az olması bunların başında gelmektedir. Çalışmamızda postoperatif objektif refraksiyon üzerinden sonuç değerlendirmesi yapılmış ve görme keskinliği en iyi düzeltilmiş görme keskinliği olarak kaydedilmiştir. İleride yapılacak çalışmalarda subjektif refraksiyon ve tashihsiz görme keskinliklerinin de dahil edilmesiyle hasta memnuniyeti açısından daha öznel sonuçlara ulaşılabilir ve hastaların gözlükten kurtulma oranları belirlenebilir. Ayrıca çalışmadaki hastaların yaş ortalaması yüksektir. Dolayısıyla bu yaş grubunda eşlik edebilecek kuru göz hastalıkları yönünden değerlendirme yapıp muhtemel kuru göz hastalığının oküler parametreler üzerine etkisinin değerlendirilmesi gerekliliği çalışmanın bir başka eksik yönüdür. Çalışmamızda sadece SRK/T formülü ile GİL gücü tespiti yapılmış ve refraktif hata bu formülle elde edilen sonuçlar üzerinden belirlenmiş diğer formüllerle karşılaştırılmamıştır.

Biz bu çalışmada normal aksiyel uzunluğa ve normal keratometrik değerlere sahip vakalar üzerinde değerlendirme yaptık. Ancak kısa ve uzun aksiyel uzunluğa sahip gözlerde veya yüksek keratometrik değerleri olan gözlerde hedef refraksiyondan sapma miktarı daha fazla olabilir. İleride yapılacak çalışmalar normal dışı aksiyel uzunluk ve keratometrik değerlere sahip gözlerdeki beklenen refraksiyondan sapma miktarının tespiti yönünde kurgulanabilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Kliniğimizde uyguladığımız komplikasyonsuz fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası refraktif sapma miktarı istatistiki açıdan ihmal edilebilir düzeydedir ve literatürle uyumludur.
2. Beklenen refraksiyondaki sapma miktarının son derece az olması AL-Scan ile alınan biyometrik ölçümlerin güvenilir olduğunu göstermiştir. Bu sonuçlar ışığında katarakt cerrahisinde GİL gücünün doğru hesaplanması ve ameliyat sonrası dönemde hedeflenen refraktif değerlere ulaşılabilmesi için 21 – 25 mm AU değerlerine sahip hastalarda AL-Scan cihazı tercih edilebilir.
3. Cerrahi sonrası beklenen refraksiyondan sapma miktarı ile yaş, kullanılan GİL'nin gücü, cerrahi öncesi ve sonrası aksiyel uzunluk, göz içi basıncı, ortalama keratometri değerleri, kornea çapı, merkezi korneal kalınlık arasında ilişki tespit edilememiştir.
4. Cerrahi sonrası birinci ayda optik biyometri ile tespit edilen merkezi korneal kalınlık değerlerinde artış bulunması birinci ayda hala bir miktar korneal ödemin sebat edebileceğini göstermiştir.
5. Cerrahi sonrası 3,3 mm'lik optik zonda ölçülen keratometri değerlerinde yatay ve dikey akslarda istatistiksel anlamlı değişim tespit edilmiştir; ancak bu optik zonda tespit edilen ortalama keratometri değerleri ve 2,4 mm'lik optik zondaki tüm keratometri ölçümleri cerrahi öncesiyle benzer seyretmiştir. Bu sonuç saydam kornea kesilerinin periferik kornea kurtatür ve dolayısıyla gücünde bir miktar değişikliğe neden olabileceği ancak bunun gözün total refraksiyonuna yansımadığını göstermiştir.
6. Çalışmamızda cerrahi sonrası aksiyel uzunluk değerlerinin daha kısa tespiti kataraktlı lenste kırılma indisinin değişebileceği ve cihaz algoritmasında bu doğrultuda düzenleme yapılması gerekebileceğine işaret etmektedir.

7. Postoperatif hiçbir hastada optik biyometri ile ön kamara derinliğinin ölçülememesi cihazın psödo fak gözlerde bu parametrenin tespitinde yetersiz kaldığını ve bu hususta geliştirilmesi gerektiğini göstermiştir.



7. KAYNAKLAR

1. Karel F. Lens ve Hastalıkları. In: Aydın O'Dwyer P, Aydın Akova Y, editors. Temel Göz Hastalıkları. 3rd ed. Ankara: GüneşTıp Kitaphevi; 2015. p. 415–28.
2. Bengisu Ü. Lens. In: Göz Hastalıkları. 4th ed. Ankara: Palme Yayıncılık; 1998. p. 123–38.
3. Tamçelik N, Özçetin H, editors. Temel Bilgiler. In: Fakoemülsifikasyon TOD Eğitim Yayınları NO:2. Türk Oftalmoloji Derneği; 2004. p. 1–52.
4. Skuta GL, Cantor LB, Weiss JS, editors. Anatomi. In: Lens ve Katarakt AAO Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course; 2010. p. 5–9.
5. Boulton ME. Basic Science of the Lens. In: Yanoff M, Duker J, editors. Ophthalmology. 5th ed. 2019. p. 325–6.
6. Chylack LT. Surgical Anatomy, Biochemistry, Pathogenesis, and Classification of Cataracts. In: Steinert RF, editor. Cataract Surgery [Internet]. 3rd ed. Elsevier Inc.; 2010. p. 11–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4160-3225-0.00002-7>
7. Hejtmancik JF, Piatigorsky J. Biophysics And Age Changes Of The Crystalline Lens. In: Albert D, Miller J, Azar D, Blodi B, editors. Albert & Jakobiec's Principles and Practice of Ophthalmology. 2010. p. 1365–73.
8. Skuta GL, Cantor LB, Weiss JS, editors. Biyokimya. In: Lens ve Katarakt AAO Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course; 2010. p. 11–7.
9. Skuta GL, Cantor LB, Weiss JS, editors. Fiziyoloji. In: Lens ve Katarakt AAO Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course; 2010. p. 19–23.
10. Seddon J, Fong D, West SK, Valmadrid CT. Epidemiology of risk factors for age-related cataract. Surv Ophthalmol [Internet]. 1995 Jan 1 [cited 2018 Sep 15];39(4):323–34. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039625705801109>
11. David Meyer PL. Cataract Etiology: A Comprehensive Review. In: Clinical Practice in Small Incision Cataract Surgery [Internet]. London: CRC Press; 2004 [cited 2018 Sep 15]. p. 60–111. Available from: <https://www.taylorfrancis.com/books/e/9780203311820/chapters/10.3109%2F9780203311820-14>
12. Resnikoff S, Pascolini D, Etya'ale D, Kocur I, Pararajasegaram R, Pokharel GP, et al. Policy and Practice. Bull World Health Organ [Internet]. 2004 Nov [cited 2018 Sep 17];82(11):844–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15640920>
13. Congdon N. Causes and Prevalence of Visual Impairment among Adults in the United States. Arch Ophthalmol [Internet]. 2004 Apr 1 [cited 2018 Sep 17];122(4):477–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15078664>
14. Sommer A, Tielsch JM, Katz J, Quigley HA, Gottsch JD, Javitt JC, et al. Racial Differences in the Cause-Specific Prevalence of Blindness in East Baltimore. N Engl J Med [Internet]. 1991 Nov 14 [cited 2018 Sep 22];325(20):1412–7. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1922252>
15. Watkins RD. The management of global blindness. *Clin Exp Optom*. 2001;84(3):104–12.
 16. Age-Related Eye Disease Study Research Group TA-REDSR. The age-related eye disease study (AREDS) system for classifying cataracts from photographs: AREDS report no. 4. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 2001 Feb [cited 2018 Sep 22];131(2):167–75. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11228291>
 17. Leske MC, Chylack LT, Wu SY, Schoenfeld E, He Q, Friend J, et al. Incidence and progression of nuclear opacities in the Longitudinal Study of Cataract. *Ophthalmology* [Internet]. 1996 May [cited 2018 Sep 17];103(5):705–12. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8637678>
 18. Leske MC, Sperduto RD. The epidemiology of senile cataracts: a review. *Am J Epidemiol* [Internet]. 1983 Aug [cited 2018 Sep 17];118(2):152–65. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6349331>
 19. Hodge WG, Whitchee JP, Satariano W. Risk factors for age-related cataracts. *Epidemiol Rev* [Internet]. 1995 [cited 2018 Sep 17];17(2):336–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8654515>
 20. Williams A, Sloan FA, Lee PP. Longitudinal Rates of Cataract Surgery. *Arch Ophthalmol* [Internet]. 2006 Sep 1 [cited 2018 Sep 22];124(9):1308. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16966626>
 21. Howes FW. Patient Workup for Cataract Surgery. In: Yanoff M, Duker JS, editors. *Ophthalmology* [Internet]. 5th ed. Elsevier Inc.; 2019 [cited 2018 Sep 23]. p. 337–41. Available from: https://www.clinicalkey.com/service/content/pdf/watermarked/3-s2.0-B9780323528191001869.pdf?locale=en_US
 22. Richter GM, Choudhury F, Torres M, Azen SP, Varma R. Risk factors for incident cortical, nuclear, posterior subcapsular, and mixed lens opacities: The Los Angeles Latino eye study. *Ophthalmology* [Internet]. 2012;119(10):2040–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2012.05.001>
 23. Chylack LT, Brown NP, Bron A, Hurst M, Köpcke W, Thien U, et al. The Roche European American Cataract Trial (REACT): a randomized clinical trial to investigate the efficacy of an oral antioxidant micronutrient mixture to slow progression of age-related cataract. *Ophthalmic Epidemiol* [Internet]. 2002 Feb [cited 2018 Sep 17];9(1):49–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11815895>
 24. Skuta GL, Cantor LB, Weiss JS, editors. Katarakt Cerrahisi. In: *Lens ve Katarakt AAO Temel ve Klinik Bilimler Kursu Cilt 11*. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course; 2010. p. 91–161.
 25. Rucker CW. Cataract: A Historical Perspective. *Invest Ophthalmol* [Internet]. 1965 Aug [cited 2018 Sep 22];4:377–83. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14340155>
 26. Ridley H. Further observations on intraocular acrylic lenses in cataract surgery. *J Int Coll Surg* [Internet]. 1952 Dec [cited 2018 Sep 22];18(6):825–33. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13011431>
 27. Buratto L, Barboni P, Firrincielli R. Katarakt Cerrahisinde Gelişmeler. In: Buratto B, Werner L, Zanini M, Apple D, editors. *Fakoemülsifikasyon*

- Prensipleri ve Teknikleri. 2nd ed. İstanbul: Çevr. AKSU Basın Yayın Dağıtım; 2005. p. 1–38.
28. Kelman CD. Phaco-emulsification and aspiration. A new technique of cataract removal. A preliminary report. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 1967 Jul [cited 2018 Sep 22];64(1):23–35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6028631>
 29. Özçetin H, Demir B. Katarakt Cerrahisinin Tarihçesi. In: Özçetin H, editor. *Katarakt ve Tedavisi*. İstanbul: Scala; 2005. p. 93–119.
 30. Aslan BS. Katarakt ve Göziçi Lensi Cerrahisi. In: Aydın O'Dwyer P, Aydın Akova Y, editors. *Temel Göz Hastalıkları*. 3rd ed. Ankara: GüneşTıp Kitapevi; 2015. p. 429–62.
 31. Packard R, Buratto L, Çubuk HÇ. Komplikasyonlar. In: Buratto B, Werner L, Zanini M, Apple D, editors. *Fakoemülsifikasyon Prensipleri ve Teknikleri*. 2nd ed. İstanbul: Çevr. AKSU Basın Yayın Dağıtım; 2005. p. 649–85.
 32. Tamçelik N, Özçetin H, editors. *Fakoemülsifikasyon*. In: *Fakoemülsifikasyon TOD Eğitim Yayınları NO:2*. Türk Oftalmoloji Derneği; 2004. p. 53–132.
 33. Rumelt S, Azar DT. Fakoemülsifikasyon -Teori ve Uygulama. In: Albert D, Miller J, Azar D, Blodi B, editors. *Albert & Jakobiec's Principles and Practice of Ophthalmology*. 2010. p. 1441–63.
 34. Grossniklaus HE. Intraocular Lenses. Evolution, Designs, Complications, and Pathology. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 1990 Jan 1 [cited 2018 Sep 22];109(1):112. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002939414756065>
 35. Özyol P, Özyol E, Karel F. Göz İçi Lenslerde Biyouyumluluk. *Turk J Ophthalmol* [Internet]. 2017 [cited 2018 Sep 22];47:221–5. Available from: http://cms.galenos.com.tr/Uploads/Article_16120/221-225-tr.pdf
 36. Schuster AK, Tesarz J, Vossmerbaeumer U. Ocular wavefront analysis of aspheric compared with spherical monofocal intraocular lenses in cataract surgery: Systematic review with metaanalysis. *J Cart Refract Surg* [Internet]. 2015 [cited 2018 Sep 23];41:1088–97. Available from: www.jcrsjournal.org.
 37. Özbağcıvan M, Kocatürk T, Çakmak Harun. Göz İçi Lensleri ve Sınıflandırılması. *ADU Tıp Fak Derg* [Internet]. 2014 [cited 2018 Sep 22];15(3):110–3. Available from: www.adutfd.org
 38. Çankaya C, Doğanay S. Göz İçi Lens Gücü Hesaplaması ve Optik Biometri. *Glokom Katarakt Derg*. 2011;6:207–14.
 39. Armstrong BK, Reggiani Mello G, Krueger RR. Ocular Biometry. In: *Ophthalmic Ultrasonography* [Internet]. Elsevier Inc; 2012 [cited 2018 Sep 23]. p. 63–75. Available from: https://www.clinicalkey.com/service/content/pdf/watermarked/3-s2.0-B9781437726367000070.pdf?locale=en_US
 40. Wang L, Houser K, Koch DD. Intraocular Lens Power Calculations. In: Yanoff M, Duker JS, editors. *Ophthalmology* [Internet]. 5th ed. Elsevier Inc.; 2019 [cited 2018 Sep 23]. p. 342–8. Available from: <http://www.ascrs.org/>
 41. Aksünger A, Bilici A, Karakaş Nurettin, KEmaneci Aydın H., Şimşek Masum. Oküler travmalarda arka segment patolojilerinin B-mod ultrasonografi ile değerlendirilmesi. *Retin Vitr* [Internet]. 1995 [cited 2018 Sep 23];3:182–6. Available from: http://retinavitreus.com//index_pdf.php?url=PDF_465.pdf
 42. Guthoff RF, Labriola LT, Stachs O. Diagnostic Ophthalmic Ultrasound. In:

- Schachat AP, Sadda SR, Hinton DR, Wilkinson CP, Wiedemann P, editors. Ryan's Retina [Internet]. 6th ed. Elsevier Inc.; 2018. p. 273–324. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-40197-5.00011-6>
43. Koçak N, Öner H, Yaman A, Kaynak S, Çıngıl G. Biyometri Teknikleri ve Özellikli Olgularda Biyometrik Değerlendirme. *Türkiye Klin Oftalmol*. 2002;11:108–16.
 44. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1992 Mar [cited 2018 Sep 23];18(2):125–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1564648>
 45. Olsen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. *Acta Ophthalmol* [Internet]. 2009 May 27 [cited 2018 Sep 23];67(1):101–2. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1755-3768.1989.tb00732.x>
 46. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1989 Jul [cited 2018 Sep 23];15(4):425–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2674412>
 47. Vogel A, Dick HB, Krummenauer F. Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry : intraobserver and interobserver reliability. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2001 Dec 1 [cited 2018 Sep 29];27(12):1961–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0886335001012147>
 48. Kola M, Duran H, Turk A, Mollamehmetoglu S, Kalkisim A, Erdol H. Evaluation of the Repeatability and the Reproducibility of AL-Scan Measurements Obtained by Residents. *J Ophthalmol* [Internet]. 2014 [cited 2018 Sep 29];2014:739652. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/joph/2014/739652/>
 49. Lam AK., Chan R, Pang PC. The repeatability and accuracy of axial length and anterior chamber depth measurements from the IOLMaster™. *Ophthalmic Physiol Opt* [Internet]. 2001 Nov 1 [cited 2018 Sep 29];21(6):477–83. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0275540801000163>
 50. Hoffer KJ. Intraocular Lens Power Calculation. In: Steinert RF, editor. *Cataract Surgery*. 3rd ed. Elsevier Inc.; 2010. p. 33–53.
 51. Sculfor D. Preoperative assessment including biometry. In: Spaeth, George L., MD, FACS; Danesh-Meyer, Helen V., MB, BS, Franzco, FRACS; Goldberg, Ivan, MB, BS, Franzco, FRACS; Kampik, Anselm, MD F, editor. *Ophthalmic Surgery: Principles and Practice* [Internet]. 4th ed. 2012 [cited 2018 Sep 23]. p. 35–9. Available from: https://www.clinicalkey.com/service/content/pdf/watermarked/3-s2.0-B9781437722505000096.pdf?locale=en_US
 52. Hill W, Angeles R, Otani T. Evaluation of a new IOLMaster algorithm to measure axial length. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2008 Jun [cited 2018 Dec 22];34(6):920–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18498996>
 53. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Loket S. Clinical comparison of a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and a time-domain optical coherence tomography-based optical biometer. *J*

- Cart Refract Surg [Internet]. 2015 [cited 2018 Sep 29];41:2224–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.03.019>
54. Rohrer K, Frueh BE, Wälti R, Clemetson IA, Tappeiner C, Goldblum D. Comparison and Evaluation of Ocular Biometry Using a New Noncontact Optical Low-Coherence Reflectometer. *Ophthalmology* [Internet]. 2009;116(11):2087–92. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2009.04.019>
 55. Kaswin G, Rousseau A, Mgarrech M, Barreau E, Labetoulle M. Biometry and intraocular lens power calculation results with a new optical biometry device: Comparison with the gold standard. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2014;40(4):593–600. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.09.015>
 56. Doğan M, Polat O, Yavaş GF, Küsbeci T, İnan S, İnan Ü. The Reliability of Biometric Measurements Obtained by AL-Scan Optic Biometer in Intraocular Lens Power Calculation. *Turkiye Klin J Ophthalmol* [Internet]. 2015;24(4):246–50. Available from: <http://www.turkiyeklinikleri.com/article/en-the-reliability-of-biometric-measurements-obtained-by-al-scan-optic-biometer-in-ntraocular-lens-power-calculation-71680.html>
 57. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Koodkaew S. Comparison of ocular biometry and intraocular lens power using a new biometer and a standard biometer. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2014 May [cited 2018 Dec 9];40(5):709–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24656166>
 58. Huang J, Savini G, Li J, Lu W, Wu F, Wang J, et al. Evaluation of a new optical biometry device for measurements of ocular components and its comparison with IOLMaster. *Br J Ophthalmol* [Internet]. 2014 Sep 1 [cited 2018 Dec 9];98(9):1277–81. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24795336>
 59. Shammass HJ, Ortiz S, Shammass MC, Kim SH, Chong C. Biometry measurements using a new large-coherence-length swept-source optical coherence tomographer. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2016 Jan [cited 2018 Sep 29];42(1):50–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26948778>
 60. Goebels S, Pattmüller M, Eppig T, Cayless A, Seitz B, Langenbucher A. Comparison of 3 biometry devices in cataract patients. *J Cataract Refract Surg*. 2015;41(11):2387–93.
 61. Huang J, Savini G, Wu F, Yu X, Yang J, Yu A, et al. Repeatability and reproducibility of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence interferometer. *J Cataract Refract Surg*. 2015;41(10):2233–41.
 62. Kunert KS, Peter M, Blum M, Haigis W, Sekundo W, Schütze J, et al. Repeatability and agreement in optical biometry of a new swept-source optical coherence tomography-based biometer versus partial coherence interferometry and optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2016 Jan [cited 2018 Sep 29];42(1):76–83. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26948781>
 63. Hirnschall N, Murphy S, Pimenides D, Maurino V, Findl O. Assessment of a new averaging algorithm to increase the sensitivity of axial eye length

- measurement with optical biometry in eyes with dense cataract. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2011;37(1):45–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.07.023>
64. Fedorov SN, Kolinko AI, Kolinko AI. A method of calculating the optical power of the intraocular lens. *Vestn Oftalmol* [Internet]. [cited 2018 Sep 30];80(4):27–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5609244>
 65. Colenbrander MC. Calculation of the power of an iris clip lens for distant vision. *Br J Ophthalmol* [Internet]. 1973 Oct [cited 2018 Sep 30];57(10):735–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4784206>
 66. Hoffer KJ. Intraocular lens calculation: the problem of the short eye. *Ophthalmic Surg* [Internet]. 1981 Apr [cited 2018 Sep 30];12(4):269–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7254770>
 67. Binkhorst RD. The optical design of intraocular lens implants. *Ophthalmic Surg* [Internet]. 1975 [cited 2018 Sep 30];6(3):17–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1187085>
 68. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. *J Am Intraocul Implant Soc* [Internet]. 1980 Jul [cited 2018 Oct 1];6(3):263–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7410178>
 69. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1988 Mar [cited 2018 Oct 1];14(2):136–41. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3351749>
 70. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1988 Jan [cited 2018 Oct 1];14(1):17–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3339543>
 71. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1990 May [cited 2018 Oct 1];16(3):333–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2355321>
 72. Koch DD. The Enigmatic Cornea and Intraocular Lens Calculations: The LXXIII Edward Jackson Memorial Lecture. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 2016;171:xv–xxx. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajo.2016.08.020>
 73. Shamma HJ. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. *J Am Intraocul Implant Soc* [Internet]. 1984 [cited 2018 Oct 2];10(4):444–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6389456>
 74. Binkhorst RD. The Accuracy of Ultrasonic Measurement of the Axial Length of the Eye. *Ophthalmic Surgery, Lasers Imaging Retin* [Internet]. 1981 May 1 [cited 2018 Oct 2];12(5):363–5. Available from: <https://www.healio.com/ophthalmology/journals/osli/1981-5-12-5/%7Bff964e32-5074-453f-a070-51dc2ac2512a%7D/the-accuracy-of-ultrasonic-measurement-of-the-axial-length-of-the-eye#divReadThis>
 75. Optical Biometer AL-Scan | Cornea & Cataract | NIDEK CO.,LTD. [Internet]. [cited 2018 Oct 23]. Available from: https://www.nidek-intl.com/product/ophthaloptom/diagnostic/dia_cornea/al-scan.html

76. AR40 | Precision Lens [Internet]. [cited 2018 Oct 23]. Available from: <http://www.precisionlens.net/ar40>
77. Madge SN, Khong CH, Lamont M, Bansal A, Antcliff RJ. Optimization of biometry for intraocular lens implantation using the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* [Internet]. 2005 Sep 27 [cited 2018 Dec 9];83(5):436–8. Available from: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1395-3907.2005.486_corr.x
78. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg*. 2012;38(7):1181–6.
79. Olsen T. Theoretical approach to intraocular lens calculation using Gaussian optics. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 1987 Mar 1 [cited 2018 Dec 10];13(2):141–5. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335087801281>
80. Salouti R, Nowroozadeh MH, Zamani M, Ghoreyshi M, Salouti R. Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. *Optom - J Am Optom Assoc* [Internet]. 2011 Mar [cited 2018 Dec 10];82(3):140–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20933477>
81. Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK, et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 1998 Oct [cited 2018 Dec 15];126(4):524–34. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9780097>
82. Findl O, Kriechbaum K, Sacu S, Kiss B, Polak K, Nepp J, et al. Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry compared to optical biometry before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2003 Oct [cited 2018 Dec 15];29(10):1950–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14604716>
83. Bjeloš Rončević M, Bušić M, Čima I, Kuzmanović Elabjer B, Bosnar D, Miletić D. Comparison of optical low-coherence reflectometry and applanation ultrasound biometry on intraocular lens power calculation. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2011;249(1):69–75.
84. Türk A, Arici C, Ceylan OM, Kola M. Potec PRK-6000 otorefraktometre, IOLmaster ve Pentacam ile ölçülen keratometri değerlerinin tekrarlanabilirliği ve karşılaştırmalı imajı. *Türk Oftalmoloji Derg*. 2014;44(3):179–83.
85. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol* [Internet]. 2003 Aug 1 [cited 2018 Dec 9];87(8):960–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12881334>
86. Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* [Internet]. 2006 Oct 5 [cited 2018 Dec 9];85(1):84–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17244216>
87. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA. Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye* [Internet]. 2002 Sep 27 [cited 2018 Dec 9];16(5):552–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12194067>
88. Li Y, Li H, Liu Y, Guo Y, Gao J, Wu B, et al. Comparison of immersion

- ultrasound and low coherence reflectometry for ocular biometry in cataract patients. *Int J Ophthalmol* [Internet]. 2018; Available from: http://www.ijo.cn/gjyken/ch/reader/view_abstract.aspx?file_no=20180611&flag=1
89. Ünsal U, Söyler M, Yıldırım E. Göziçi Lens Gücü Hesaplamasında IOL Master Kullanımı. *TOft Gaz*. 2006;36:490–2.
 90. Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2001 Jun [cited 2018 Dec 9];27(6):861–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11408132>
 91. Yazıcı A, Söğütü Sarı E, Yüceur M, Şahin Gö, Kılınç A, Ermiş SS. Göz İçi Lens Gücü Hesaplamasında Optik Koherens Biometri ve Konvansiyonel Ultrasonografik Biometrinin Karşılaştırılması Comparison of Optical Coherence Biometry and Conventional Ultrasound Biometry in. *Glo-Kat*. 2015;10:91–4.
 92. Connors R, Boseman P, Olson RJ. Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2002 Feb [cited 2018 Dec 9];28(2):235–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11821202>
 93. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Koodkaew S. Comparison of corneal astigmatism measurements of 2 optical biometer models for toric intraocular lens selection. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2015 Feb [cited 2018 Dec 9];41(2):364–71. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25661130>
 94. Doğan M, Polat O, Karadaş M, Küsbeci T, Yavaş GF, İnan S, et al. Kataraktı olan gözlerde göz içi lens gücü hesaplanmasında parsiyel kohorens İnterferometri ile optik düşük kohorens reflektometri yöntemlerinin karşılaştırılması. *Turk Oftalmoloji Derg*. 2014;44(6):419–23.
 95. Li J, Chen H, Savini G, Lu W, Yu X, Bao F, et al. Measurement agreement between a new biometer based on partial coherence interferometry and a validated biometer based on optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2016;42(1):68–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.05.042>
 96. Güler E, Kulak AE, Totan Y, Yuvarlak A, Hepşen İF. Comparison of a new optical biometry with an optical low-coherence reflectometry for ocular biometry. *Contact Lens Anterior Eye*. 2016;39(5):336–41.
 97. Yağcı R, Güler E, Kulak AE, Erdoğan BD, Balcı M, Hepşen İF. Repeatability and reproducibility of a new optical biometer in normal and keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2015 Jan [cited 2018 Dec 20];41(1):171–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25532643>
 98. McAlinden C, Bao F, Guo Y, Yu X, Lu W, Chen H, et al. Agreement of anterior ocular biometric measurements with a new optical biometer and a Scheimpflug tomographer. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2016;42(5):679–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2016.01.043>
 99. Berk TA, Schlenker MB, Campos-Möller X, Pereira AM, Ahmed IIK. Visual and Refractive Outcomes in Manual versus Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery: A Single-Center Retrospective Cohort Analysis of 1838

- Eyes. *Ophthalmology* [Internet]. 2018;125(8):1172–80. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2018.01.028>
100. Lundström M, Dickman M, Henry Y, Manning S, Rosen P, Tassignon MJ, et al. Risk factors for refractive error after cataract surgery: Analysis of 282 811 cataract extractions reported to the European Registry of Quality Outcomes for cataract and refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2018;44(4):447–52.
 101. Kansal V, Schlenker M, Ahmed IIK. Interocular Axial Length and Corneal Power Differences as Predictors of Postoperative Refractive Outcomes after Cataract Surgery. *Ophthalmology* [Internet]. 2018;125(7):972–81. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2018.01.021>
 102. Kamyş Ü, Kerimoğlu H, Bozkurt B, Turgut Ö B, Turan M, Özkağınacı A. Göz İçi Lens Gücünün Hesaplanmasında IOLMaster ile Alınan Biyometrik Ölçümlerin Güvenilirliği. *Glo-Kat*. 2009;4:234–7.
 103. Lundström M, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U. Evidence-based guidelines for cataract surgery: Guidelines based on data in the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery database. *J Cataract Refract Surg*. 2012;38(6):1086–93.
 104. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2011 Jan [cited 2018 Dec 15];37(1):63–71. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21183100>
 105. Wang J-K, Chang S-W. Optical biometry intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths. *Int J Ophthalmol* [Internet]. 2013 [cited 2018 Dec 15];6(2):150–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23638414>
 106. Doğan Ü, Ulaş F, Kaymaz A, Soydan A, Uyar E. Optik Düşük Koherensli Reflektometri Kullanılan Katarakt Hastalarında Göz İçi Lens Gücü Hesaplama Formüllerinin Karşılaştırılması. *Glo-Kat*. 2017;12:252–8.
 107. Reitblat O, Levy A, Kleinmann G, Assia EI. Accuracy of intraocular lens power calculation using three optical biometry measurement devices: The OA-2000, Lenstar-LS900 and IOLMaster-500. *Eye* [Internet]. 2018;32(7):1244–52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/s41433-018-0063-x>
 108. Olsen T, Hoffmann P. C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2014;40(5):764–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.10.037>
 109. Landers J, Goggin M. Comparison of refractive outcomes using immersion ultrasound biometry and IOLMaster biometry. *Clin Experiment Ophthalmol* [Internet]. 2009 Aug [cited 2018 Dec 9];37(6):566–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19702705>
 110. Sugar A, Sadri E, Dawson DG, Musch DC. Refractive stabilization after temporal phacoemulsification with foldable acrylic intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2001 Nov [cited 2018 Dec 16];27(11):1741–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11709245>
 111. Lake D, Fong K, Wilson R. Early refractive stabilization after temporal

- phacoemulsification: What is the optimum time for spectacle prescription? *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2005 Sep [cited 2018 Dec 16];31(9):1845. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16246801>
112. de Juan V, Herreras JM, Pérez I, Morejón Á, Cristóbal AR-S, Martín R, et al. Refractive Stabilization and Corneal Swelling After Cataract Surgery. *Optom Vis Sci* [Internet]. 2013 Jan [cited 2018 Dec 16];90(1):31–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23238258>
 113. Caglar C, Batur M, Eser E, Demir H, Yaşar T. The Stabilization Time of Ocular Measurements after Cataract Surgery. *Semin Ophthalmol* [Internet]. 2017 Jul 4 [cited 2018 Dec 16];32(4):412–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27082151>
 114. Wallace HB, Misra SL, Li SS, McKelvie J. Predicting pseudophakic refractive error: Interplay of biometry prediction error, anterior chamber depth, and changes in corneal curvature. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2018;44(9):1123–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.06.017>
 115. Conrad-Hengerer I, Al Sheikh M, Hengerer FH, Schultz T, Dick HB. Comparison of visual recovery and refractive stability between femtosecond laser-assisted cataract surgery and standard phacoemulsification: Six-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2015;41(7):1356–64. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2014.10.044>
 116. Chang SW, Yu CY, Chen DP. Comparison of Intraocular Lens Power Calculation by the IOLMaster in Phakic and Eyes with Hydrophobic Acrylic Lenses. *Ophthalmology* [Internet]. 2009;116(7):1336–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2009.01.035>
 117. Prinz A, Neumayer T, Buehl W, Kiss B, Sacu S, Drexler W, et al. Influence of severity of nuclear cataract on optical biometry. *J Cataract Refract Surg* [Internet]. 2006 Jul [cited 2018 Dec 23];32(7):1161–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16857503>
 118. Akalın İ, Tüfek M, Türkyılmaz M, Öztürk F. Comparison of preoperative and postoperative measurements of optical low-coherence reflectometry biometry and assessment of its refractive predictability. *Int Ophthalmol* [Internet]. 2018; Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10792-018-0952-9>
 119. Hildebrandt AL, Auffarth GU, Holzer MP. Präzision eines neuen Biometriegeräts zur Messung pseudophaker Augen. *Der Ophthalmol* [Internet]. 2011 Aug 25 [cited 2018 Dec 18];108(8):739–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21607812>