



T.C.

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ

İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ

GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

# LENS GÜCÜNÜN YENİ BİOMETRİ FORMÜLLERİ KULLANILARAK HESAPLANMASI

UZMANLIK TEZİ

Dr. Elif ERGÜL

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nilüfer GÖZÜM

İSTANBUL - 2021

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince beni destekleyen, bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren başta değerli tez danışmanım Prof. Dr. Nilüfer GÖZÜM'e ve tez çalışmamın planlanmasında, yürütülmesinde desteğini ve değerli zamanını hiçbir zaman esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Emre ALTINKURT'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca yetişmemde emeği geçen değerli hocalarım Prof. Dr. Belgin İZGİ'ye, Prof. Dr. Nur KIR MERCÜL'e, Prof. Dr. İlknur TUĞAL TUTKUN'a, Prof. Dr. Samuray TUNCER'e, Doç. Dr. Merih ORAY'a, Doç. Dr. Zafer CEBECİ'ye, Doç. Dr. Şerife CANTÜRK BAYRAKTAR'a, Yard. Doç. Dr. Can ÖZTÜRKER'e, Dr. Öğr. Üyesi Kemal Turgay ÖZBİLEN'e ve Dr. Öğr. Üyesi Nihan AKSU CEYLAN'a,

Tezimin istatistik çalışmalarını yapan değerli meslektaşım Dr. Öğr. Üyesi Adem UĞURLU'ya,

Birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, poliklinik- servis- ameliyathane hemşire ve personeline de ayrıca teşekkür etmek isterim.

Son olarak yaşamım boyunca sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen, canım annem Remziye ERGÜL başta olmak üzere tüm aile üyelerime sonsuz minnet ve teşekkürlerimle...

Dr. Elif ERGÜL

İstanbul-2021

## İÇİNDEKİLER

|                                                          |      |
|----------------------------------------------------------|------|
| ÖNSÖZ.....                                               | I    |
| İÇİNDEKİLER.....                                         | II   |
| ÖZET.....                                                | IV   |
| ABSTRACT.....                                            | VI   |
| TABLolar LİSTESİ.....                                    | VIII |
| ŞEKİLLER LİSTESİ.....                                    | IX   |
| KISALTMALAR.....                                         | X    |
| 1. GİRİŞ.....                                            | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER.....                                   | 3    |
| 2.1. LENS.....                                           | 3    |
| 2.1.1. Lensin Anatomisi ve Embriyolojisi.....            | 3    |
| 2.1.2. Lensin Fizyolojisi ve Metabolizması.....          | 4    |
| 2.2. KATARAKT.....                                       | 4    |
| 2.2.1. Katarakt Cerrahisi Tarihçesi.....                 | 5    |
| 2.2.2. İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu (İKKE).....  | 5    |
| 2.2.3. Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu (EKKE)..... | 6    |
| 2.2.4. Fakoemülsifikasyon Cerrahisi.....                 | 6    |
| 2.3. REFRAKSİYON.....                                    | 7    |
| 2.4. BİOMETRİ.....                                       | 8    |
| 2.4.1. Biometrinin Tarihçesi.....                        | 8    |
| 2.4.2. Biometri Çeşitleri.....                           | 9    |
| 2.4.2.1. Ultrasonografik Biometri.....                   | 9    |
| 2.4.2.1.1. Kontakt Tekniği.....                          | 10   |
| 2.4.2.1.2. İmmersiyon Tekniği.....                       | 10   |

|                                          |    |
|------------------------------------------|----|
| 2.4.2.2. Optik Koherens Biometri.....    | 11 |
| 2.5. GİL GÜCÜ HESAPLANMASI.....          | 13 |
| 2.5.1. Teorik Formüller.....             | 13 |
| 2.5.2. Regresyon Formülleri.....         | 14 |
| 2.5.3. Efektif Lens Pozisyonu (ELP)..... | 14 |
| 2.6. FORMÜLLER.....                      | 14 |
| 2.6.1. SRK/T.....                        | 15 |
| 2.6.2. T2.....                           | 16 |
| 2.6.3. Ladas Süper Formülü.....          | 16 |
| 2.6.4. Hoffer Q.....                     | 17 |
| 2.6.5. Barrett Universal II.....         | 18 |
| 2.6.6. Hill-RBF.....                     | 18 |
| 2.7. GÖZ İÇİ LENSİLER.....               | 19 |
| 2.7.1. PMMA GİL'ler.....                 | 20 |
| 2.7.2. Silikon GİL'ler.....              | 20 |
| 2.7.3. Akrilik GİL'ler.....              | 20 |
| 2.7.3.1. Hidrofobik Akrilik Lensler..... | 21 |
| 2.7.3.2. Hidrofilik Akrilik Lensler..... | 21 |
| 3. AMAÇ.....                             | 22 |
| 4. GEREÇ VE YÖNTEM.....                  | 23 |
| 5. BULGULAR.....                         | 27 |
| 6. TARTIŞMA.....                         | 33 |
| 7. SONUÇ.....                            | 38 |
| KAYNAKLAR.....                           | 39 |

# LENS GÜCÜNÜN YENİ BİOMETRİ FORMÜLLERİ KULLANILARAK HESAPLANMASI

## ÖZET

**Amaç:** Hastaların fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesindeki biometrik ve refraktif verileri kullanılarak; 6 farklı biometrik formül ile göz içi lens (GİL) gücünün hesaplanması ve formüllerin cerrahi sonrası refraktif sonuçlara göre doğruluklarının karşılaştırılması.

**Gereç ve Yöntem:** Ocak 2016 – Temmuz 2019 tarihleri arasında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları kliniğinde katarakt tanısı konup fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanan 43 hastanın 65 gözünün verileri retrospektif olarak incelendi.

**Sonuçlar:** Çalışmaya alınan 43 hastanın yaş ortalaması  $64,65 \pm 8,23$  (47-86) yıl idi. Ortalama aksiyel uzunluk  $23,5 \pm 0,7$  mm (22,01-24,5) olarak saptandı. Hastalarda hedeflediğimiz refraksiyon değerine karşılık gelen GİL gücü SRK/T formülüne göre hesaplandı. Postoperatif 3. ay ve sonrasında yapılan muayeneler ile hastaların sonuç refraksiyon değerleri saptandı. Hastaların preoperatif en iyi düzeltilmiş görme keskinliği (EİDGK)  $0,44 \pm 0,4$  logMAR iken, postoperatif EİDGK  $0,08 \pm 0,04$  idi ve anlamlı bir artış mevcuttu ( $p < 0,001$ ). Hastaların optik biometri ölçümleri kullanılarak, aynı kırma gücüne sahip GİL implante edildiğinde, Hoffer Q, T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II ve Hill-RBF formülleriyle ortaya çıkacak hedef refraksiyon değerleri not edildi. Kullanılan formüllerin saptadığı hedef refraksiyon değerleri ile hastaların sonuç refraksiyonlarının sferik eşdeğerleri arasındaki fark not edildi ve formüller arasındaki refraktif sapma değerleri karşılaştırıldı. SRK/T formülü kullanıldığında refraktif sapma  $0,29 \pm 0,29$  D, T2 formülü ile  $0,27 \pm 0,27$  D, Hoffer Q ile  $0,3 \pm 0,24$  D, Ladas Süper Formülü ile  $0,3 \pm 0,26$  D, Barrett Universal II formülü ile  $0,33 \pm 0,28$  D, Hill-RBF formülü ile  $0,27 \pm 0,29$  D olarak saptandı. Formüllerin refraktif sapma derecelerinin -0,50 D ile +0,50 D aralığında olduğu vakaların yüzdeleri şu şekildeydi: %87,7 ile T2 formülü, %86,2 ile Hill-RBF, %84,6 ile Hoffer Q ve SRK/T formülleri, %83,1 ile Barrett Universal II, %81,5 ile Ladas Süper Formülü. Formüllerin -1.00 D ile +1.00 D aralığında çıkan refraktif sapma yüzdeleri ise şu

şekilde saptandı: %98,5 ile Hoffer Q ve Hill-RBF, %96,9 ile T2 formülü, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II ve SRK/T formülü. Refraktif sapma değerleri açısından formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmedi ( $p>0,05$ ).

**Tartışma:** Çalışmada yer alan 6 biometri formülünün  $\pm 1$  D içinde refraktif sapma ile hedef refraktif değere ulaşma şansı %96,9 düzeyi ve üzerindedir. Bu formüllerin her biri normal uzunluktaki gözlerde preoperatif GİL gücünü hesaplamak için güvenli bir şekilde kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** Katarakt cerrahisi, biometri, yeni jenerasyon formüller



## CALCULATION OF LENS POWER USING NEW BIOMETRY FORMULAS

### ABSTRACT

**Purpose:** Using the biometric and refractive data of the patients before the phacoemulsification surgery; calculation of the intraocular lens (IOL) power with 6 different biometric formulas and comparison of the accuracy of the formulas according to the postoperative refractive results.

**Material and Method:** The data of 65 eyes of 43 patients who were diagnosed with cataract and underwent phacoemulsification surgery in the Ophthalmology Clinic of Istanbul University Istanbul Faculty of Medicine between January 2016 and July 2019 were retrospectively analyzed.

**Results:** The mean age of 43 patients included in the study was  $64,65 \pm 8,23$  (47-86) years. The mean axial length was found to be  $23,5 \pm 0,7$  mm (22,01-24,5). The IOL power corresponding to the target refraction value in the patients was calculated according to the SRK/T formula. Result refraction values of the patients were determined by the examinations performed at and after the postoperative 3rd month. While the preoperative best corrected visual acuity (BCVA) of the patients was  $0,44 \pm 0,4$  logMAR, the postoperative BCVA was  $0,08 \pm 0,04$  and there was a significant increase ( $p < 0,001$ ). Using the optical biometry measurements of the patients, the target refraction values that would emerge with the Hoffer Q, T2, Ladas Super Formula, Barrett Universal II and Hill-RBF formulas when implanted with the same refractive power were noted. The difference between the target refraction values determined by the formulas used and the spherical equivalents of the patients' result refractions was noted and the refractive deviation values between the formulas were compared. The refractive deviation was found  $0,29 \pm 0,29$  D with SRK/T formula,  $0,27 \pm 0,27$  D with T2 formula,  $0,3 \pm 0,24$  D with Hoffer Q,  $0,3 \pm 0,26$  D with Ladas Super Formula,  $0,33 \pm 0,28$  D with Barrett Universal II formula and  $0,27 \pm 0,29$  D with Hill-RBF formula. The percentages of cases with refractive deviation degrees of the formulas from -0,50 to +0,50 D were as follows: T2 formula with 87,7%, Hill-RBF with 86,2%, Hoffer Q and SRK/T formulas with 84,6%, Barrett Universal II with 83,1%, Ladas Super Formula with 81,5%. Refractive deviation percentages of the formulas between

-1,00 D and +1,00 D were determined as follows: Hoffer Q and Hill-RBF with 98,5%, T2 formula, Ladas Super Formula, Barrett Universal II and SRK / T formula with 96,9%. There was no statistically significant difference between the formulas in terms of refractive deviation values ( $p>0,05$ ).

**Conclusion:** The chance of reaching the target refractive value with a refractive deviation within  $\pm 1$  D of the 6 biometry formulas included in the study is 96,9% and above. Each of these formulas can be safely used to calculate preoperative IOL power in normal-length eyes.

**Keywords:** Cataract surgery, biometry, new generation formulas

## TABLÖLAR LİSTESİ

|                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 1:</b> Çeşitli ortamlarda ortalama ultrasonik hızlar.....                                                 | 10 |
| <b>Tablo 2:</b> IOL Master ve Lenstar LS 900 teknik özellikleri.....                                               | 12 |
| <b>Tablo 3:</b> Hastaların fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesinde ve sonrasında ortalama refraksiyon verileri..... | 27 |
| <b>Tablo 4:</b> Fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesinde ve sonrasında hastaların ortalama biometrik verileri.....   | 28 |
| <b>Tablo 5:</b> IOL Master cihazı ile ölçülen hedef ve sonuç refraktif ölçümler.....                               | 30 |
| <b>Tablo 6:</b> Formüllerin $\pm 0,50$ D ve $\pm 1$ D aralığında çıkan sonuç refraktif değerlerinin yüzdeleri..... | 30 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

**Şekil 1:** Tipik bir genç erişkin insan gözünün ana geometrik mesafeler ve ana optik elemanların, kornea ve lensin eğrilik yarıçaplarıyla şematik gösterimi....8

**Şekil 2:** Üç boyutlu çoklu göz içi lens formülleri.....17



## KISALTMALAR

**ACD / ÖKD:** Ön kamara derinliği

**AKK:** Arka kapsül kesafeti

**AL / AU:** Aksiyel uzunluk

**ALo:** Optik aksiyel uzunluk

**CBA:** Cerrahiye bağlı astigmat

**D:** Dioptri

**DL:** Lens ekvator çapı

**DpostRx:** Tasarlanmış refraksiyon

**EİDGK:** En iyi düzeltilmiş görme keskinliği

**EKKE:** Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu

**ELP:** Efektif lens pozisyonu

**ELPo:** Efektif thin-lens pozisyonu

**FDA:** Food and drug administration

**GİL:** Göz içi lens

**GİLe:** GİL efektif pozisyonu

**GK:** Görme keskinliği

**IDEM:** İdeal emetropya

**İKKE:** İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu

**K:** Kornea kırıcılığı

**Ko:** Optik net kornea gücü

**L:** Aksiyel uzunluk

**LOCS:** Lens Opacities Classification System

**mm:** milimetre

**M.Ö.:** Milattan önce

**M.S.:** Milattan sonra

**m/sn:** metre/saniye

**N:** Aköz ve vitreus refraktif indeksi

**ODKR:** Optik düşük koherens reflektometri

**P:** Emetropi için lens gücü

**PHEMA:** polihidroksietilmetakrilat

**PKI:** Parsiyel koherens interferometri

**PMMA:** polimetilmetakrilat

**rCA:** Kornea ön yarıçapı

**rCP:** Kornea arka yarıçapı

**rLA:** Lens ön yarıçapı

**rLP:** Lens arka yarıçapı

**SKK:** Santral kornea kalınlığı

**SNR:** Signal to noise ratio

**SPSS:** Statistical package for social sciences

**SS:** Standart sapma

**tC:** Kornea kalınlığı

**tL/LK:** Lens kalınlığı

**UV:** Ultraviyole

**V:** Tasarlanmış refraksiyon için verteks uzaklığı

**VCD:** Vitröz hazne derinliği

**WTW:** White to White

## 1. GİRİŞ

Lens anatomik olarak kornea ve irisin arka tarafındadır. Beslenmesi aköz humör ile sağlanır. Lensin saydamlığını yitirmesine katarakt denir.<sup>1</sup>

Katarakt; ileri yaş, kadın cinsiyet, genetik yatkınlık, sigara, diyabet, ilaç kullanımı ve çevresel UVB ışınlarına maruziyet ile ilişkili olabilecek multifaktöryel bir hastalıktır.<sup>2</sup>

Dünya çapında tahminen 95 milyon insan katarakttan etkilenmektedir. Katarakt, orta gelirli ve düşük gelirli ülkelerde hala körlüğün önde gelen nedeni olmaya devam etmektedir. Cerrahi teknoloji ve tekniklerin ilerlemesi ile katarakt ameliyatı, çoğu hastada hızlı görsel iyileşme, iyi görsel sonuçlar ve minimal komplikasyonlarla küçük insizyon cerrahisine evrilmiştir.<sup>3</sup>

Yaklaşık 60 yıldır uygulanan göz içi lens (GİL) implantasyonu modern tıpta en sık uygulanan ve en başarılı cerrahi müdahaledir. Her yıl 11 milyondan fazla göze dünya çapında GİL implantasyonu uygulanmaktadır. Hastaların çoğunda, fonksiyonel postoperatif vizyon kolayca geri kazanılır. Bu prosedürün başarısı ve güvenliği, cerrahi teknik ve ölçüm yöntemlerinde sürekli gelişmelerden kaynaklanmaktadır.<sup>4</sup>

Klinik ölçümlerin kesinliği ve GİL hesaplamalarının doğruluğu, ameliyat sonrası tatmin edici refraktif sonuçlar elde etmede önemli faktörler haline gelmiştir.<sup>4</sup>

Hedef refraktif sonucu elde etmek katarakt ameliyatlarının ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Neyse ki, optik biyometrinin ortaya çıkışı ve yeni jenerasyon GİL hesaplama formüllerinin tanıtılması, katarakt ameliyatı sonrası refraktif sonuçları doğru bir şekilde tahmin etme olanaklarımızı geliştirmiştir.<sup>5</sup>

Çalışmamızda, fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesi SRK/T göz içi lens gücü ölçüm formülü kullanılarak hedeflenen göz içi lens numarasına karşılık gelen refraktif değer ile cerrahiden 3 ay ve sonrasında yapılan kontrollerde saptanan sonuç refraktif değer karşılaştırılmıştır. Ayrıca hastaların cerrahi öncesi biometrik ve refraktif verileri kullanılarak; Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, Hoffer Q,

T2 ve Hill-RBF formülleri ile göz i   lens gücü hesaplanmış ve formüllerin cerrahi sonrası refraktif sonuçlara göre doğrulukları karşılaştırılmıştır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. LENS

#### 2.1.1. Lensin Anatomisi ve Embriyolojisi

Lens, iris ve pupillanın arkasında, vitreusun önünde yer alan, zonüllerle korpus siliareye asılı halde bulunan damarsız, saydam ve bikonveks refraktif bir yapı olup, anatomik olarak kapsül, epitel ve lens lifleri olmak üzere üç ana kısımdan oluşur.<sup>6</sup>

Vitreus ön yüzünde hyaloid membran üzerindeki patellar fossaya yerleşerek pupil alanının tamamını kapatır. Bu alandaki stabilitesini bikonveks yapının ekvatorundan çepeçevre radial olarak uzanan zonüler liflerle siliyer cisme tutunarak sağlar. Lensin ekvatoryal çapı doğumda 6-6.5 mm iken erişkinde 9 mm olur. Kalınlığı doğumda 3-3.5 mm iken erişkinde 4- 4.5 mm'ye ulaşır. Yaşlanma süreciyle birlikte kortikal materyal miktarındaki artış nedeniyle kalınlık artarken çap azalır.<sup>7</sup>

Gelişimsel olarak lens yüzey ektodermi kökenlidir. 7. haftada primer lens lifleri, 8. haftada sekonder lens lifleri oluşur. Liflerin uzama paternleri sonucu önde Y, arkada ters Y şeklinde birleşme hatlarına karşılık gelen sütürler belirir. Lensi çevreleyen vasküler ağın hyaloid arter olarak devamı, posteriorda optik çukurluk etrafındaki annüler damarlarla bağlantılıdır. Lensi besleyen bu vasküler yapı fetal 5. aydan itibaren atrofiye uğrar. Lens ekvatorundan prosesus siliarise uzanan zonula lifleri 4. ayın başında siliyer cismin pigmente olmayan epitelinden gelişir. Erişkin lensi kesitsel olarak kapsül, subkapsüler alan, korteks, nükleus olarak ayırdedilebilir. Kapsül embriyonik hayatın epitel hücrelerinin bazal membranı olarak meydana gelir. Tip IV kollajen ve glikoproteinden oluşur. Kalınlığı değişkendir. Kapsülün hemen altında epitel hücreleri yer alır. Epitel hücreleri tek sıra küboidal formdadır. Ekvatordaki epitel hücreleri öne ve arkaya yönelerek diğer lens lifleriyle sütürleri oluşturacak şekilde birleşirler. Bu hücreler olgunlaştığında hücre çekirdeği ve diğer organellerini kaybeder.<sup>7-8</sup>

### 2.1.2. Lensin Fizyolojisi ve Metabolizması

Lens yüksek protein içeriği ve homojen yapısı sayesinde hem şeffaf hem de kırıcı bir ortam oluşturabilmektedir. Total lens ağırlığının %66'sı su, %33'ü protein ve %1'i diğer yapısal komponentlerden oluşur. Refraktif indeksi santralde 1.4, periferde 1.36'dır. Kırıcılığa katkısı yaklaşık +20 Dioptri (D)'dir. Siliyer cisim, zonula lifleri ve lensi birlikte düşünürsek +16 D akomodasyon yeteneği vardır. Şeffaflığın korunması makromoleküllerin düzenli dizilmesi, komşu dokuların kırıcılık indekslerinin birbirine yakın olmasına bağlıdır. Hücre membran yapısı nedeniyle tamamen geçirgen değil %5 yansıtıcı bir yüzey oluşur. Konfigürasyondaki veya metabolizmadaki değişiklikler saçılmalara veya ışık geçirgenliğinde azalmaya yol açar. Sıvı ve elektrolit dengesinin idamesinde epitel hücrelerinin fonksiyonları hayatidir. Lens enerjisini glukozdan sağlar. Dokuya glukoz girişi basit veya kolaylaştırılmış difüzyon ile olur. Glukoz aközden temin edilir. Lens dokusundaki glukoz miktarı aközdekinin %10'u kadardır. Lens içeriğinin yaklaşık %33'ünü proteinler oluşturmaktadır. Bu oran lensi insan vücudunda proteinlerin en yüksek konsantrasyonda olduğu doku yapar. Eriyebilen kristalin ve eriyemeyen albuminoid tipte protein içerir. Lipidler lens hücre membranında kolesterol, fosfolipid ve glikosfingolipid şeklindedir. Membran stabilitesi için kolesterol ve sfingomyelin varlığı hayati önem taşır.<sup>7</sup>

### 2.2. KATARAKT

Kristalin lensin şeffaflığını yitirmesine katarakt denir. Lens yaşlandıkça, ağırlık ve kalınlığı artar, uyum gücü ise azalır. Konsantrik olarak yeni kortikal lif katmanları oluştuğundan, lens çekirdeği kompresyon ve sertleşmeye (nükleer skleroz) maruz kalır. Kristalinlerin (lens proteinleri) kimyasal modifikasyonu ve proteolitik bölünmesi, yüksek moleküler ağırlıklı protein agregatlarının oluşumuyla sonuçlanır. Bu agregatlar, lensin lokal kırılma endeksinde ani dalgalanmalara neden olacak kadar büyük hale gelebilir, böylece ışığı saçar ve saydamlığı azaltır. Lens nükleer proteinlerinin kimyasal modifikasyonu, lensin ilerleyen yaşla birlikte giderek daha fazla sarı veya kahverengimsi bir renk alması için pigmentasyonu artırır.<sup>9</sup>

Yaşlı yetişkinlerde görme bozukluğunun çok yaygın bir nedeni, patogenezi multifaktöryel olan ve tam olarak anlaşılamayan yaşa bağlı katarakttır. Yaşa bağlı 3 ana tip katarakt vardır: nükleer, kortikal ve posterior subkapsüler. Birçok hastada, birden fazla tipte bileşenler bulunur.<sup>9</sup>

Katarakt sınıflandırması kesafetin lokalizasyonuna, etyopatogeneze ve yaşa göre yapılabilir. Aşağıdaki sınıflandırma bunların en kapsayıcı olanıdır:<sup>7</sup>

- Konjenital Katarakt
- Jüvenil Katarakt
- Travmatik Katarakt
- Patolojik Katarakt
- Komplike Katarakt
- Sekonder Katarakt
- Senil Katarakt

Katarakt gelişiminin önlenmesinde henüz başarılı olunamamış olup, günümüzde cerrahi tek tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır.<sup>10</sup>

### **2.2.1. Katarakt Cerrahisinin Tarihçesi**

Katarakt cerrahisinin yazılı tarihi yaklaşık 2000 yıl öncesine dayanır. M.Ö. 25 ile M.S. 50 yılları arası yazılmış Celsus yazıtlarında M.Ö. 300 yıllarında Mısır'da hekimlerin kataraktı tedavi ettikleri belirtilmiş ancak teknikleri hakkında bilgi verilmemiştir. Kataraktın pupil alanından göz içine düşürülerek uzaklaştırılmasını sağlayan yöntem hakkındaki ilk yazılı bilgi M.Ö. 600 yıllarında yaşamış Susruta adındaki Hint cerraha aittir. Bu yöntem yaklaşık 20 asır kullanılmıştır. 1753 yılında ilk kez Fransız cerrah Jacques Daviel modern katarakt cerrahisinin başlangıcı olan insizyonel katarakt cerrahisini uygulamaya başlamıştır.<sup>11</sup>

### **2.2.2. İntrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu (İKKE)**

Bu yöntemde lens, kapsül bütünlüğü bozulmadan bütünüyle dışarı alınır. Hipermetr, lukse ve sublukse kataraktlar için uygun bir tekniktir. Lens yeterli zonül desteğine sahip değilse tercih edilir.<sup>12</sup>

### **2.2.3. Ekstrakapsüler Katarakt Ekstraksiyonu (EKKE)**

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.<sup>12</sup>

### **2.2.4. Fakoemülsifikasyon Cerrahisi**

1967'de katarakt cerrahisinde öncü bir göz doktoru olan Charles D. Kelman (1930-2004) diş hekiminin ultrasonik probundan esinlenerek fakoemülsifikasyonu tanımlamıştır. Bu teknikte kataraktı geniş bir insizyon yaparak çıkarmak yerine, kristalin lensin çekirdeğini emülsifiye etmek için ultrasonik dalgalar kullanır. Bu yeni cerrahi yöntem, hastanede daha uzun süre kalma gereksinimini azaltmıştır ve cerrahiye daha az ağırlı hale getirmiştir.<sup>13</sup>

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.<sup>14</sup>

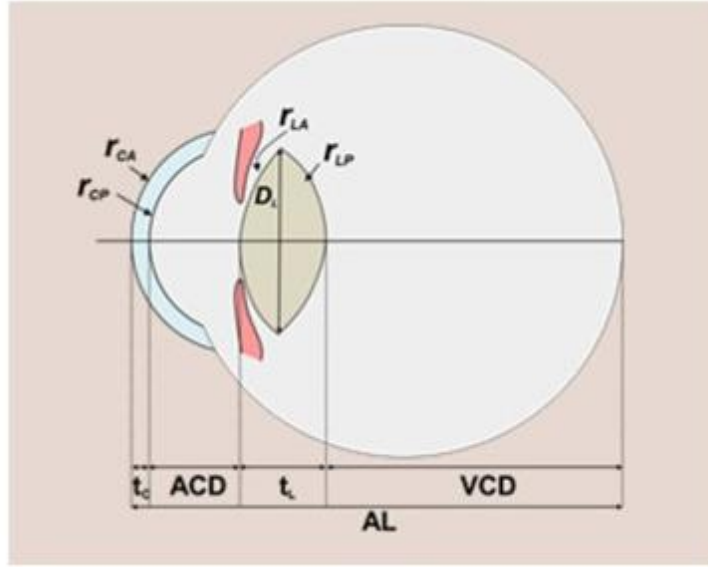
Bu yöntemde valv şeklinde basamaklı skleral, limbal veya korneal kesiler yapılarak ön kamaraya girilir. Ön kamaraya viskoelastik verildikten sonra kapsüloreksis yapılır. Sonrasında korteksle kapsül arası bağlantıları gevşetmek amacıyla hidrodiseksiyon yapılır. Hidrodiseksiyon için ön kapsül hafifçe yukarı 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

dengelemiş tuz solüsyonları kullanılır. Çeşitli fakoemülsifikasyon teknikleri ile 11 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.<sup>15</sup>

### 2.3. REFRAKSİYON

Göz merceğinin optik özellikleri, genel görüş kalitesi için önemlidir. Şeffaf bir biyolojik doku olarak lens, gözün genel ve dinamik odaklanma gücüne katkıda bulunur ve korneanın neden olduğu optik hataları düzeltir. Lensin optik özellikleri yaşam boyunca değişmektedir. Lensin kırılma özelliklerindeki ve şeffaflığındaki değişiklikler sırasıyla presbiyopi ve katarakt ile sonuçlanır.<sup>16</sup>

Görme duyumuz kritik olarak, retinaya odaklanan optik aksı oluşturan dokuların (kornea ve mercek) ve oküler ortamın (aköz humör ve vitreus sıvısı) şeffaflık ve kırılma özelliklerine bağlıdır (Herranz ve Herran, 2012). Göz genellikle optik olarak iki kırma elemanından, korneadan ve mercekten oluşan basit bir sistem olarak modellenir (Şekil 1). Üstündeki gözyaşı filmi ile kornea, gözün toplam optik gücünün üçte ikisine katkıda bulunur, kalan odaklanma gücü mercek tarafından sağlanır (Atchison ve Smith, 2000, Lovicu ve diğerleri, 2011). Optik güce en fazla katkıda bulunan olmamasına rağmen, lensin şeklini dinamik olarak değiştirme yeteneği, gözün odak noktasını değiştirmesini veya uyum yapmasını sağlar (Glasser ve Kaufman, 1999).<sup>16</sup>



**Şekil 1:** Tipik bir genç erişkin insan gözünün ana geometrik mesafeler ve ana optik elemanların, kornea ve lensin eğrilik yarıçaplarıyla şematik gösterimi.<sup>16</sup>

20 yaşındaki bir insan gözü için bu değerler tipik olarak şunlardır: kornea ön yarıçapı ( $r_{CA}$ ) = 7,7 mm; kornea arka yarıçapı ( $r_{CP}$ ) = 6.8 mm; kornea kalınlığı ( $t_c$ ) = 0,5 mm; ön kamara derinliği (ACD) = 3,0 mm; lens kalınlığı ( $t_L$ ) = 4,5 mm; lens ekvator çapı (DL) = 9 mm; lens ön yarıçapı ( $r_{LA}$ ) = 10 mm; lens arka yarıçapı ( $r_{LP}$ ) = -5,5 mm; vitröz hazne derinliği (VCD) = 16,5 mm; eksen uzunluğu (AL) = 24 mm. Gözün toplam kırma gücü +60 D'dir, kornea ve lens sırasıyla yaklaşık +40 D ve +20 D'ye katkıda bulunur.<sup>16</sup>

## 2.4. BIOMETRİ

### 2.4.1. Biometrinin Tarihçesi

Biometri matematiği biyolojiye uygulama yöntemidir. Bu terim başlangıçta 1800'lerde yaşam beklentisini hesaplamak için Whewell tarafından kullanıldı. Gözün kırılma gücü temel olarak korneaya, lens, oküler ortam ve gözün eksen uzunluğuna bağlıdır. Katarakt ameliyatı planlanırken, istenen ameliyat sonrası kırılmayı elde etmek için, korneal kırılma gücü, ortam tipi ve eksen uzunluğu bilinirse, GİL implantı için gerekli güç hesaplanabilir.<sup>17</sup>

1949'da Harold Ridley ilk GİL'i implante etti ancak hastası yaklaşık 20 diyoptride kırılma sürprizi ile karşılaştı. Fyodorov ve arkadaşları ilk önce 1967'de

verjans formüllerini kullanarak bir GİL'in optik gücünü belirlediler. 1970'lerde, doğru "A" taramalarının kullanılabilirliğinden sonra, çeşitli teorik verjans formüllerini oluşturmak ve yayınlamak için çeşitli çalışmalar yapıldı. 1980'lerin başında, ön ve son kırılmanın benzer olduğu bazı IDEM (ideal emetropya) lensleri de denendi. Gernet ve Zorkendorfer'in doğal lensin ortalama kırılma gücünün +23.70D olduğunu göstermesinden sonra, 1982'de standart lenslerde benzer lensler test edildi. Yaklaşık aynı zamanda türetilen teorik formüller, doğruluğu artırmak için o zamandan beri değişkenlerde küçük ve büyük değişikliklere tabi tutulmuştur.<sup>18</sup>

## **2.4.2. Biometri Çeşitleri**

### **2.4.2.1. Ultrasonografik Biometri**

Ultrasonografinin oftalmolojide ilk kullanımı 1956'da Mundt ve Hughs tarafından gerçekleştirilmiştir. Ossoining ve Gernet ise, 1963'de ultrasonik biyometriyi geliştirmişlerdir.<sup>19</sup>

Ultrasonografi, ses dalgalarının vücut dokuları ile fizik kurallarına göre etkileşmesine dayanan bir yöntemdir. Ultrasonik biometri ise, gözü oluşturan dinamik ve statik yapıların rakamsal olarak ultrason yardımı ile ölçülmesidir.<sup>20</sup>

A-mod ultrasonografi ile ilgili dokuya düz bir hat halinde ultrason enerjisi gönderilir ve yüzeyden yansıyan ekolar izlenir. Yansıyan ekonun büyüklüğü yansıyan enerji miktarına, geliş açısına, gönderilen ve geri alınan sinyal miktarına bağlı değişmektedir. Ölçüm sırasında yeterli eşik düzeyi geçen sinyaller ekrana yansımaktadır. Aksiyel uzunluğun (AU) ölçümünde yeterli ses hızının kullanılması ölçümün güvenilirliği açısından önem taşımaktadır. AU, kornea tepesinden makülaya kadar olan uzaklık olup ultrasonografik olarak ölçülebilir. Burada 10MHz'lik bir ultrason probu kullanılır. Bu ölçüm A-tarama veya B-tarama sistemle yapılabilir. Uygulama kontakt (temas) veya immersiyon (daldırma) yöntemi şeklinde olabilir. A-tarama kontakt yöntemi pratik kullanımı nedeniyle genel olarak tercih edilir.<sup>21</sup>

Ultrasonik dalgalar, piezoelektrik kristalden üretilir. Ses hızı dokunun yoğunluğu ile belirlenir. Ses, sıvı içerisinde solidlerden daha hızlı yol alır. Gözün sıvı ve solid yapılardan oluşması, biometride önemlidir. Ses solid kornea, sıvı aköz, solid lens, sıvı vitreus, solid retina, koroid, sklera ve orbital dokulardan geçer ve dokuların her birinde yoğunluklarına bağlı olarak belli hız (velosite) gösterir. Bugün kullanılan

aletlerde fakik hastalarda AU ölçümü için ses hızı ortalama 1550 m/sn, psödo-fak ve afak hastalarda ise 1532 m/sn olarak kullanılmaktadır (Tablo 1).<sup>22-23</sup>

**Tablo 1:** Çeşitli ortamlarda ortalama ultrasonik hızlar

| Doku            | Ortalama Velosite (m/sn) |
|-----------------|--------------------------|
| Kornea          | 1640                     |
| Aköz ve vitreus | 1532                     |
| Kristalin lens  | 1640                     |
| Kataraktöz lens | 1629                     |
| PMMZ lens       | 2780                     |
| Silikon lens    | 1486                     |
| Akrilik lens    | 2180                     |
| Silikon yağı    | 980                      |
| Afaki           | 1532                     |

#### 2.4.2.1.1. Kontakt Tekniği

Primer bakış pozisyonunda ultrason probu korneaya temas ettirilerek ölçüm yapılır. Gözün fiksasyonunu sağlamak için genellikle probun merkezindeki ışık kullanılır. Yoğun kataraktı olan gözlerde fiksasyon diğer göz ile sağlanmaktadır. Doğru ölçüm için ses dalgasının lens ve retinaya dik ulaşması gerekir.<sup>21</sup>

En sık karşılaşılan hata kaynağı, ölçüm sırasında korneaya yapılan basıdır. Ayrıca kornea ile prob arasında sıvı menisküsünün olması, ses hızının yanlış ayarlanması, ölçümün optik akstan yapılmaması, kornea üzerinde pomad veya jel olması ölçümün hatalı olmasına yol açmaktadır. Basıyı engelleyebilmek için ölçüm sırasında yandan kornea izlenmelidir.<sup>21</sup>

#### 2.4.2.1.2. İmmersiyon Tekniği

AU ölçümleri için ilk uygulanan yöntem immersiyon tekniği, yani su banyosu tekniğidir. Hasta supin pozisyonunda yatar ve göz kapakları arasına ölçüm için özel olarak yapılmış bir kap konulur. Probun korneaya değmemesine özen gösterilmelidir. Bu durum kornea ekosunun oluşmasına yol açacaktır. Ölçümde kornea, lens ön-arka yüzü ve retinaya ait 4 refle elde edilir.<sup>21</sup>

Başlangıçta yüksek sensitivite ile başlanır, sonrasında net ekolar elde edilene kadar sensitivite azaltılır. Ekoların iyi lokalize olması için probun optik aksa dik olması gerekir. Ölçüm sırasında dikkat edilecek nokta, sıvı içerisinde hava kabarcığının bulunmamasına özen göstermektir.<sup>24</sup>

Her iki teknikte de en az 3 defa, aralarında 0,3 mm'den fazla fark olmayan ölçümün alınması önerilmektedir. 0,3 mm'lik değişikliğin uygulayıcıya ait ölçüm hatası olduğu kabul edilmektedir.<sup>25</sup>

#### **2.4.2.2 Optik Koherens Biometri**

İlk olarak 1999 yılında IOL Master (Carl Zeiss AG, Almanya), 2009 yılında da Lenstar LS 900'ün (Haag Streit AG, İsviçre) uygulama alanına girmesi ve bu uygulamaların 3. ve 4. kuşak GİL hesaplama formülleri ile birlikte kullanılması, fizyolojik kornealarda GİL hesaplamalarında mükemmele yakın ölçümlerin alınmasına olanak sağlamıştır.<sup>26</sup> Bu nedenle optik biometri, 1999 yılından beri GİL gücü hesaplamalarında standart teknik haline gelmiştir.<sup>27</sup>

IOL Master, AU ölçümü için parsiyel koherens interferometriyi (PKİ) kullanan ilk cihazdır (780 µm diod laser infrared ışık). Bu non-kontakt teknikte AU'ya ek olarak korneal kurvatur, white-to-white genişlik ve ön kamara derinliği (ÖKD=kornea epitelinden lens ön yüzüne olan mesafe) de ölçülebilen parametreler arasındadır. Keratometrik değerler, yaklaşık 2.3 mm'lik optik zondan hegzogonal pattern içinde 6 referans nokta eşliğinde ölçülür.<sup>21</sup>

2009 yılında FDA tarafından onaylanan Lenstar LS 900 (Haag-Sterit USA) optik biometri yöntemi ise, optik düşük koherens reflektometri (ODKR) kullanır (820 µm süperluminesan diod). Cihaz, AU ölçümü yanında tek ölçümde 9 farklı parametrenin ölçümüne olanak vermektedir. İçteki 1.65 mm, dıştaki 2.3 mm optik zonda, 2 konsantrik halka içerisinde 32 referans noktası ile daha kesin keratometrik ölçümlere olanak sağlamaktadır. Ölçülen parametreler içerisinde; kornea kalınlığı, ön kamara derinliği, lens kalınlığı, aksiyel uzunluk, keratometrik değerler, white-to-white uzaklık, pupillometri, görme ekseninin eksantrisitesi ve retina kalınlığı mevcuttur (Tablo 2).<sup>21</sup>

**Tablo 2:** IOL Master ve Lenstar LS 900 teknik özellikleri

|                        | IOL Master<br>(Carl Zeiss AG, Germany) | Ortalama Velosite (m/sn)<br>(Haag Streit AG, Switzerland) |
|------------------------|----------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Kornea kalınlığı       | -                                      | +                                                         |
| Ön kamara derinliği    | +                                      | +                                                         |
| Lens kalınlığı         | -                                      | +                                                         |
| Ansiyel uzunluk        | +                                      | +                                                         |
| Keratometrik değerler  | +                                      | +                                                         |
| White-to-white uzaklık | +                                      | +                                                         |
| Retina kalınlığı       | -                                      | +                                                         |
| Pupillometri           | -                                      | +                                                         |

AL ölçümü için optik yöntemler, ultrasonografik biometriye kıyasla daha fazla ayrıntıya ihtiyaç duyar.

Optik yöntemlerin avantajları: <sup>27</sup>

- Kontakt olmaması, dolayısıyla herhangi bir bulaş riskinin olmaması
- Kullanım kolaylığı ve hızlı yapılabilmesi
- Silikonlu gözlerde ve posterior stafilomlu gözlerde daha kesin sonuç verebilmesi

Optik yöntemlerin dezavantajları: <sup>27</sup>

- Korneada aksial opasite varlığında ve dense katarakt mevcudiyetinde hatalı sonuç verebilmesi
- Hastanın fiksasyonu için en az 20/200 vizyon gerekliliği
- Nistagmusu olan, tremoru olan veya kapak anomalileri olan hastalar iyi fiksasyon yapamadıkları için ölçümün hatalı alınabilmesi

Bunlardan dolayı gözlerin yaklaşık % 8-17'si optik yöntemler kullanılarak ölçülemez, bu nedenle ultrasonografik biometri metodunun ölçümlerde rolü hala devam etmektedir. <sup>28</sup>

## 2.5. GİL GÜCÜ HESAPLANMASI

GİL gücünün hesaplanması için formüller ilk geliştirildikleri zamandan bu yana gelişmektedirler. Bunlar türetilmelerine (teorik, regresyon analizi veya kombinasyon) göre veya kuşaklara göre sınıflandırılabilir. Türetme ile teorik formül, çeşitli sabitleri kullanarak şematik ve indirgenmiş gözlere geometrik optik uygulamasıyla belirlenir. Daha sonra kornea gücü ve aksiyel uzunluk değişkenlerinin bir fonksiyonu olarak implant gücünün, gerçek ameliyat sonrası sonuçlarını kullanan regresyon analizi elde edilmiştir.<sup>29</sup>

### 2.5.1. Teorik Formüller

Gauss, 19. Yüzyıl ortalarında gözün optik sistemini Gauss optiği olarak tanımlamış ve bu formül günümüze kadar değişmemiştir. Gauss optiğini 1967’de GİL’lere ilk uygulayan Fyodorov olmuştur.<sup>30</sup>

Fyodorov formülünde 6 değişken vardır:

$$GILe = \frac{1336}{ALo - ELPo} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{DpostRx} - V} + Ko} - ELPo$$

Ko: optik net kornea gücü,

ALo: optik aksiyel uzunluk,

GILe: GİL efektif pozisyonu,

ELPo: efektif thin-lens pozisyonu,

DpostRx: tasarlanmış refraksiyon,

V: Tasarlanmış refraksiyon için verteks uzaklığı.

Teorik formüller temel olarak gözün optik modelini kullanırlar. Uzaktan gelen ışınların retina üzerinde odaklanması esasına dayanırlar. Düzeltme faktörleri dışında teorik formüller aynıdır ve matematiksel olarak şu şekildedir;

$$P = \frac{n}{L - \text{ÖKD}} - n \cdot \frac{k}{n - k \cdot \text{ÖKD}}$$

- P: emetropi için lens gücü,
- N: aköz ve vitreus refraktif indeksi,
- L: Aksiyel uzunluk,
- K: kornea kırıcılığı,
- ÖKD: ameliyat sonrası tahmini ön kamara derinliği.

### 2.5.2. Regresyon Formülleri

Komplikasyonsuz GİL implantasyonu yapılmış gözlerin, ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası verilerinin retrospektif analizlerinden çıkarılmışlardır. Ameliyat sonrası sonuçların AU, kornea kırıcılığı (K) ve emetrop GİL gücü ile karşılaştırılmasıyla en uygun denklem bulunmaya çalışılmıştır. Emetropi için formül şu eşitliğe dayanır: <sup>21</sup>

$$P = A - B.L - C.K$$

P: Emetropi için güç

L: Aksiyel uzunluk

K: Kornea kırıcılığı

A, B, C: Sabit

Bunlardan en popülerleri Retzlaff, Sanders ve Kraff tarafından 1980’de tanımlanan SRK formülüdür. <sup>21</sup>

### 2.5.3. Efektif Lens Pozisyonu (ELP)

ELP, lensin göz içerisindeki pozisyonunu belirtmek için kullanılan terimdir, özellikle GİL’in ana düzleminin korneanın arkasına oturacağı mesafeyi tanımlar. <sup>31</sup>

## 2.6. FORMÜLLER

Kuşaklara göre formüller şu şekilde bölünebilir: <sup>32</sup>

**1. Kuşak Formüller:** 1980'lerden önce bulunmuştur, ELP her hasta ve her lens için sabit 4 mm olarak kabul edilmiştir. Şematik bir gözün matematik ölçümleriyle ilgilidir (teorik).

**2. Kuşak Formüller:** 1980'lerde bulunmuştur, ameliyat sonrası ölçümlerden geriye gidilir (regresyon); tek değişken olarak ve ELP için bir ölçme faktörü olarak AU hesaba katılmıştır.

Örnek; SRK II

**3. Kuşak Formüller:** Teorik ve regresyonun birleşimidir. 1988'de bulunmuştur, K ve AU değerleri olarak 2 değişken kullanılmıştır ve bu durum ELP'nin daha doğru ölçülmesini sağlamıştır.

Örnek; SRK/T, Holladay I, Hoffer Q

**4. Kuşak Formüller:** 1995'te geliştirildiler. Olsen ve arkadaşları, ELP'yi ölçmek için 2 değişken daha eklediler; preoperatif ön kamara derinliği (ÖKD) ve lens kalınlığı

Örnek; Holladay II, Olsen formülü, Barrett Universal II

### 2.6.1. SRK/T

Sanders, Retzlaff ve Kraff, yaygın olarak kullanılan SRK formülünü geliştirmiştir. Şimdi yeni nesil formülle değiştirilmiş olmasına rağmen, değişkenlerin ve A-sabiti ile GİL Gücü (P) arasındaki ilişkinin anlaşılmasında fayda bulunmaktadır.<sup>30</sup>

$$P = A - B.L - C.K$$

$$P = \text{GİL gücü}$$

$$A, B, C = \text{sabit değerler}$$

$$A = \text{bu değer GİL tasarımına ve üreticisine göre değişir}$$

$$B = 2,5$$

$$C = 0,9$$

$$K = \text{ortalama keratometri değeri}$$

L = mm cinsinden aksiyel uzunluk

Bu bilgilerle formül şu şekilde yazılabilir:

$$P = A - 2.5L - 0.9K. ^{30}$$

Günümüzde AU ve kornea eğriliğine dayalı ön kamara derinliğini (ÖKD) hesaplamak için daha da özelleştirilmiş formüller gerekmektedir. SRK/T (teorik olarak T), teorik bir göz modeliyle doğrusal regresyon yönteminin bir kombinasyonunu temsil eden böyle bir formüldür. Teorik formüllerin doğrusal olmayan terimlerine dayanarak, SRK/T ayrıca optimizasyon için ampirik regresyon metodolojisini de içerir ve bu da daha fazla hassasiyet sağlar.<sup>33</sup>

Orijinal SRK formülüyle veya ÖKD tahminleriyle kullanılan aynı A sabitleri kullanılarak hesaplanabilir. Bununla birlikte, bu hesaplama etkili lens pozisyonunu hesaba katmaz.<sup>33</sup>

### 2.6.2. T2 Formülü

SRK/T formülünün bireysel aşamaları, Sheard ve arkadaşları tarafından 11.189 gözde biyometri ve kırılma sonuçları veritabanına referansla değerlendirilmiştir. Düzeltilmiş aksiyel uzunluk ve kornea yüksekliği hesaplanırken fizyolojik olmayan bir davranış gözlemlenmiştir. Gelişim alt kümesinden elde edilen kornea yüksekliği için bir regresyon formülü kullanarak T2 formülünü geliştirmişler ve SRK/T formülünü kullanan herhangi bir cerrahın T2 formülünü kullanmaya geçebileceği ve refraktif sonuçların doğruluğunu %10 artırabileceği sonucuna varmışlardır.<sup>34</sup>

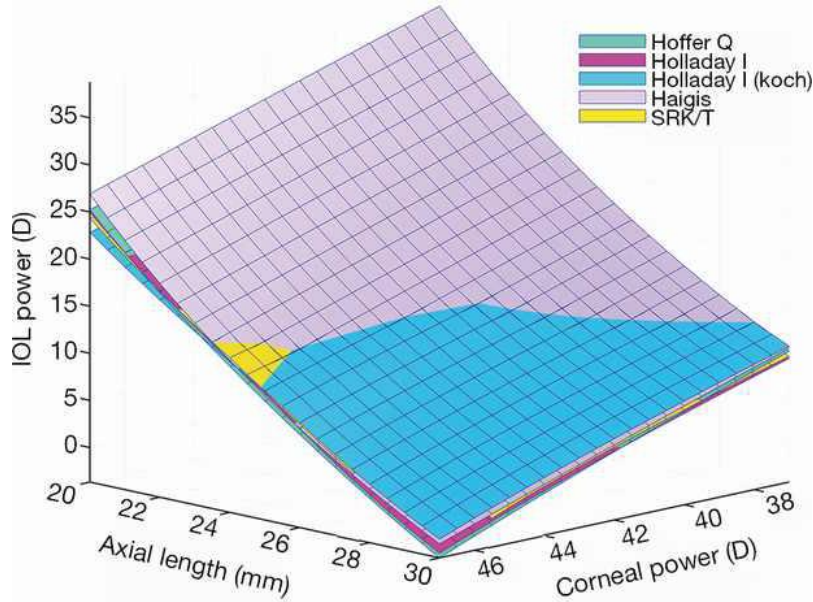
### 2.6.3. Ladas Süper Formülü

Son zamanlarda Barrett, Olsen, Holladay 2 ve Hill-RBF formülleri tanıtılmıştır. Bu karmaşık formüller önceki nesillerin regresyon formüllerinden çok daha iyi olsalar da, her formülün belirli koşullar altında kendine özgü avantajları ve sınırlamaları vardır. Her tür göze uygulanabilecek kadar uyarlanabilir tek bir formül yoktur.<sup>35</sup>

2015 yılında Ladas ve arkadaşları bir GİL 'süper formülü' kavramını sunarak bu ihtiyacı gidermek için bir çözüm geliştirmiştir. Önceki nesil GİL formülleri iki boyutlu cebirsel denklemler olarak düşünülse de, Ladas ve arkadaşları bu formülleri

üç boyutlu olarak göstermenin yeni bir metodolojisini bulmuştur (Şekil 2). Bunu yapmak, bu formülleri üç boyutlu olarak analiz etmek ve benzer veya farklı oldukları nüans alanlarını gözlemlemek için bir çerçeve sağlamıştır. Buna ve hakemli literatüre dayanarak, modern GİL formüllerinin her birinin en iyi kısımları seçilmiş ve bu formüllerin bir amalgamına dayanarak bir GİL 'süper yüzeyi' geliştirilmiştir. Bu süper yüzeyden 'süper formül' türetilmiştir.<sup>36</sup>

Süper Formül negatif çalışan GİL'ler için, Haigis formülünü kullanır. Ayrıca, 21.50 mm'den kısa AU'lu gözler için Hoffer Q'yu, 25,00 mm'den uzun AU'lu gözler için Wang-Koch ayarlı Holladay 1 formülünü ve diğer tüm gözler için Holladay 1'i kullanır.<sup>37</sup>



Şekil 2: Üç boyutlu çoklu göz içi lens formülleri<sup>36</sup>

#### 2.6.4. Hoffer Q

1993 ve 2000'lerde Hoffer, özellikle uzun ve kısa gözlerde, immersiyon ultrasonu ile alınan AU ölçümleri kullanılarak bu formüllerden hangisinin en doğru olduğunu analiz etmeye çalışmıştır. Çalışmaları, Hoffer Q formülünün kısa gözlerde (AU < 22.0 mm) en güvenilir sonuçları verdiğini göstermiştir.<sup>38</sup>

Hoffer Q formülü, teorik GİL güç formülleri için psödo-fakik ön kamara derinliğini (ÖKD) tahmin etmek üzere yeni bir formül olarak geliştirilmiştir.

Kişiselleştirilmiş ÖKD, aksiyel uzunluk ve kornea eğriliğine dayanır. Hoffer Q formülü, 22.0 mm'den kısa gözlerde Holladay ve SRK/T formüllerine göre klinik olarak daha doğru sonuçlar vermiştir.<sup>18</sup>

#### **2.6.5. Barrett Universal II**

Her ne kadar ampirik olarak türetilmiş formüller ve teorik formüller, ortalama aksiyel uzunluktaki gözler için yeterli performans gösterse de, her ikisinin de alışılmadık derecede kısa ve uzun aksiyel uzunluklara sahip gözler için yetersiz olduğu gösterilmiştir. Ön kamara derinliğinin, aksiyel uzunluk ve keratometri ile ilişkili olduğu teorik model bir göze dayalı olarak Barrett formülü geliştirilmiştir. Bu formülde A-sabiti ile bir “lens faktörü” arasındaki ilişki de ön kamara derinliğini belirlemek için kullanılır. Göz içi merceğin kırılma prensibi, düzlemlerinin konumu, formülde ilgili bir değişken olarak korunur ve kullanıcının merceğin malzemesini, yapısını ve sabitini bilmesine gerek yoktur.<sup>39</sup>

Barrett Universal II ELP'nin hesaplanmasında, negatif güçlü GİL'deki negatif verjansı tanır ve düşük pozitif menisküs bir GİL'den negatif bir GİL'e geçerken ana düzlemlerdeki değişikliği dikkate alır.<sup>40</sup>

#### **2.6.6. Hill-RBF**

Hill-RBF formülü, üçüncü nesil ve daha ileri formüllerden farklı yeni bir formüldür. Bu formülde hesap makinesi ne geleneksel verjans formüllerine dayanmakta, ne de efektif lens pozisyonunu tahmin etmektedir. Daha çok, bir tür veri enterpolasyonu kullanan bir örüntü tanıma algoritmasıdır. Bir sınır modeliyle birleştirildiğinde sonuç, yalnızca yüksek bir tahmin doğruluğu mevcutsa sağlanır.<sup>41</sup>

Hill-RBF hesap makinesi, monofokal Alcon SN60WF GİL kullanılarak, bir optik biyometreden (Lenstar LS 900, Haag-Streit AG) biyometri ölçümleri kullanılarak geliştirilmiştir. Üretici, hesap makinesinin hiçbir AU değeri için hesaplama yanlılığı olmadığını belirtmektedir. Hesap makinesinin diğer biyometreler ve GİL modelleri ile kullanılabileceği iddia edilse de, kullanıcılar “modelin türetildiği orijinal modellerden başka veri kaynakları veya GİL modelleri kullanmanın hesap makinesinin genel performansını düşürebileceği” konusunda uyarılır.<sup>41</sup>

Son zamanlarda, Hill-RBF formülü oftalmologlar tarafından kullanılabilir hale getirilmiştir. Formül GİL gücünü elde etmek için örüntü tanıma ve veri enterpolasyonu kullanmaktadır. Formülün teorik faydası, biyometriden elde edilen standart hesaplama hatalarından ve sabitleri kişiselleştirme ihtiyacının ortadan kaldırılmasından potansiyel bağımsızlık sağlamasıdır.<sup>42</sup>

## 2.7. GÖZ İÇİ LENSLEER

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.<sup>12</sup>

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.<sup>43</sup>

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. Biyoyumluluğu belirleyen en önemli faktör implante edilen GİL olsa da hastaya ve cerrahi tekniğe ait özellikler de biyoyumluluk üzerinde etki gösteren faktörlerdir. Ancak asıl olan GİL materyal özelliği, optik kenar tasarımı, yüzey özellikleri ve haptik-optik birleşimidir.<sup>44</sup>

Günümüzde göz içi lensler optik özelliklerine göre; monofokal, multifokal (refraktif ve difraktif), akomodatif ve torik olmak üzere dört ana gruba ayrılır. Yapı özelliklerine göre göz içi lensler (kimyasal ve fiziksel), kromoforlu lensler ve sferik/asferik lensler olarak sınıflandırılır. Üretildiği materyale göre ise rijid (sert) veya katlanabilir (yumuşak) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Sert GİL'lerin

optiği polimetilmetakrilat (PMMA) ve haptiği ya PMMA ya da polipropilenden (prolen) yapılır. Bazı GİL'ler de tamamen PMMA'dan yapılır.<sup>45</sup> Katlanabilir GİL'ler ise ya silikon ya da polyhidroksietilmetakrilat (PHEMA)'tan yapılırlar. Optik materyali olarak cam, haptik materyali olarak da naylon (polyamide) ve metaller de kullanılmıştır.<sup>46-47</sup>

### **2.7.1. PMMA GİL'ler**

PMMA; metil metakrilat monomerinin polimeridir. Akrilik asitten derive edilen, metakrilik asit metil esterinin ek polimerizasyonu ile üretilir. PMMA ilk yapay GİL maddesidir. Ayrıca PMMA en uzun süre test edilmiş maddedir, birçok avantajı vardır. İklim ve yaşlanma ile ilgili değişimlere dirençlidir. Kırma indeksi 1.49'dur. YAG laser atışlarıyla oluşan lekelerden sonra PMMA lenslerde kamaşma son derece azdır. Özetle PMMA hafif, berrak, stabil bir maddedir.<sup>11-48</sup>

### **2.7.2. Silikon GİL'ler**

Katlanabilir GİL'ler içinde ilk kullanılanıdır. İlk üretilenler sulkus dizaynı olduklarından özellikle eksen uzunluklarının fazla olmasından dolayı geriye doğru eğimi artmaktadır. Eksen uzunluğu kısa olanlarda ise desantralizasyon ve rotasyon problemi olmaktadır. Daha sonraki modeller kapsül içi için dizayn edilmişlerdir.<sup>49</sup>

Silikon GİL'lerinde kırıcılık indeksi 1.43'dür. Görsel kamaşma ve renk algılama yakınmaları azdır. Hidrolize ve okside olmazlar. Akrilikten sonra en çok kullanılan maddedir. Silikon, hidrofobik akrilikten daha fazla hidrofobiktir. Avantajları; optik performansı iyidir, elastik yapısı ile gerilme ve minimal kesi boyutuna izin verir. Hidrofobik yapısından dolayı üveal ve kapsüler biyoyumu iyi, arka kapsül kesafeti (AKK) oranı düşüktür. Silikon GİL'lerin PMMA GİL'lere göre bir dezavantajı, Nd-YAG lasere daha az dayanıklı olmalarıdır. Ayrıca bu tip lensler üzerinde fazla miktarda hücre birikimi olmaktadır.<sup>50-51</sup>

### **2.7.3. Akrilik GİL'ler**

Katlanabilir GİL'lerin yeni grubu esnek akrilik lenslerdir. Metilmetakrilat ve akrilat esterlerin çapraz bağlı kopolimerleri özellikle GİL için geliştirilmiştir. Ultraviyole (UV) filtrelidirler. Nd-YAG kullanımı bu lenslerin kullanıma girmesiyle azalmıştır. Kırıcılık indeksleri 1.47-1.55 arasında olup, 1.49 kırıcılık indeksli PMMA

da dahil olmak üzere tüm katlanabilen GİL'ler içinde mevcut en ince lenstir. Biyo uyumu yüksek, kapsül fibrozu az ve iyi merkezlenme gibi avantajları vardır. <sup>52</sup>

Çoğu fakoemülsifikasyon cerrahının ilk tercihi akrilik GİL olmaktadır. Fizyolojik ve görsel performansı PMMA ile karşılaştırılabilecek düzeyde iken ondan daha az reaktiftir ve inflamasyon daha iyi tolere edilir. Bu GİL'in kendine özgü 3 boyutlu sonsuz ağ yapısı nedeni ile mükemmel bir hafızası vardır. Yumuşadığında viskozitesi ve elastisitesi artmaktadır. Bu nedenle çok güzel katlanıp, nispeten yavaş ve kontrollü açılır. <sup>53</sup>

Son dönemlerde %0.04 sarı kromofor maddeyi lens içine ilave ederek, UV ötesi ışınların tutulumunu sağlayarak ileride gelişecek retinal dejenerasyonu önleyecek GİL'ler üretilmiştir. Hidrofobik ve hidrofilik olarak iki tipi vardır:

#### **2.7.3.1. Hidrofobik akrilik lensler**

Yüksek refraktif indekse sahiptirler. Bu da ince optik sağlar ve implantasyon daha küçük kesiden gerçekleştirilebilir. Nispeten rijid olduğu için katlanmaya direnç gösterirler. İlk nesillerde implantasyon öncesi ısıtılmaları gerekmektedir. Bugün için oda sıcaklığında katlanma problemsiz gerçekleştirilir. Açılmalarının yavaş olması daha da kontrollü implantasyon sağlar. Yüzeyin mikrotravmalara karşı hassas olması çizilmelere yol açmaktadır ve bazı lenslerde enjektör kullanılması daha faydalı görülmektedir. Arka kapsül adezyonu iyi olduğundan bu lenslerde AKK oranı da düşüktür. <sup>54</sup>

#### **2.7.3.2. Hidrofilik akrilik lensler**

Dokuya uyumlu olmaları nedeniyle endotel temasında hasara yol açmaz, su içeriği nedeniyle kolay katlanırlar ve çabuk açılırlar. Üretim maliyetlerini düşük olması piyasada kullanım alanlarını çok genişletmiştir. Katlama ve insersiyon sırasında mikro travmalardan lens yüzeyi etkilenmez, çizikler oluşmaz. <sup>54</sup> Hidrofilik yüzey lens epitel hücresi çoğalmasına ve hücre göçüne uygun zemin oluşturduğundan, arka kapsül opasifikasyon oranı yüksektir. <sup>55</sup>

### 3. AMAÇ

Bu çalışmada son yıllarda geliştirilmiş farklı biometri formüllerinin, normal uzunluktaki gözlerde hedef refraktif değere ulaşabilme başarısının karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Hastalardan elde edilen preoperatif ölçümler ile yapılacak GİL gücü hesaplamalarında, hangi formülü kullanmamızın uygun olacağı konusunda bu çalışma bizim için yol gösterici olabilir.

Literatürde normal uzunluktaki gözlerde SRK/T, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, Hoffer Q, T2 ve Hill-RBF formüllerinin hedeflenen refraktif değere ne kadar yaklaştığını bir arada karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Yaptığımız çalışma ile literatüre bu konuda katkıda bulunmayı amaçlamaktayız.

#### 4. GEREÇ VE YÖNTEM

Ocak 2016 – Temmuz 2019 yılları arasında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları kliniğinde katarakt tanısı konup fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanan 118 hastanın 196 gözünün verileri retrospektif olarak incelendi. Daha önce herhangi bir göz cerrahisi (keratoplasti, refraktif cerrahi, vitrektomi vb.) geçirmiş hastalar, ambliyopik gözler, optik aksta, maküla veya optik diskte refraksiyonu etkileyecek herhangi bir patoloji olan, cerrahi sırasında insizyon yerine sütür konulan, cerrahiye bağlı astigmatizması (CBA) 0,5 D üzerinde olan, postoperatif GİL’de tilt ve desantralizasyon gelişen gözler çalışma dışına alındı. Çalışmaya alınan gözlerin tümü normal aksiyel uzunlukta idi (Normal aksiyel uzunluk 22-25 mm arası olarak kabul edildi). Cerrahi sonrası en az 3 ay düzenli takiplere gelmeyen hastalar çalışmadan çıkarıldı. AcrySof SN60WF ve AcrySof SA60AT GİL haricinde GİL konulan hastalar çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya alınan hastaların tümünde SRK/T formülü kullanılarak cerrahi planlandı. Böylece 43 hastanın 65 gözü çalışmaya alındı. Çalışma için İstanbul Tıp Fakültesi Etik Kurulu’ndan onay alındı.

Cerrahi uygulanan hastaların cinsiyeti, cerrahi anındaki yaşı, cerrahi uygulanan göz tarafı, cerrahi öncesi düzeltilmemiş görme keskinlikleri (DGK) ve en iyi düzeltilmiş görme keskinlikleri (EİDGK), biomikroskopik muayene ile lens opasitesi sınıflandırma sistemi III’e (Lens Opacity Classification System III - LOCS III)<sup>56</sup> göre mevcut kataraktın derecesi kaydedildi. Hastaların cerrahi sonrası en erken 3. aydaki DGK ve EİDGK seviyeleri logMAR eşeline göre kaydedildi. IOL Master 500 (Carl Zeiss AG, Almanya) cihazı kullanılarak yapılan ölçümler aracılığıyla elde edilen biometri sonuçlarına göre hedeflenen refraktif değerler kaydedildi. Biometrik formülle GİL gücü hesaplaması 31 gözde AcrySof SN60WF için, 34 gözde ise AcrySof SA60AT GİL için yapıldı.

Tüm gözlerde preoperatif SRK/T formülü yardımıyla implante edilecek GİL gücü hesaplandı. Biometrik ölçümlerde yer alan aksiyel uzunluk (AU), ön kamara derinliği (ÖKD), K1 (santral 3mm’lik korneadaki düz keratometri değeri), K2 (santral 3mm’lik korneadaki dik keratometri değeri), korneal astigmatizma, white-to-

white (WTW- limbustan limbusta horizontal kornea çapı) kaydedildi. Hastaların cerrahi sonrası yapılan muayenelerinde; Topcon TRK-1P otorefraktometre cihazı ile alınan yeni K1, K2 ve korneal astigmatizma değerleri kaydedildi. DGK, EİDGK ve subjektif refraksiyonlarının sferik ekivalanları alındı. Hedeflediğimiz refraksiyonun sferik ekivalanı (HRSE) ile postoperatif refraksiyonun sferik ekivalanı (PRSE) arasındaki fark ve bu farkın mutlak değeri (FMD) kaydedildi. Cerrahiye bağlı gelişen astigmatizma büyüklüğü ve aksı hesaplandı. Cerrahi sırasında implante edilen GİL'in gücüne göre Hoffer Q, T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II ve Hill-RBF formülleriyle teker teker HRSE; postoperatif refraksiyonun sferik ekivalanı ile HRSE arasındaki fark ve FMD kaydedildi. İmplant edilen GİL'lerin A konstant ve pACD konstant değerlerini elde etmek için the User Group for Laser Interference Biometry (ULIB)'nin internet sitesinden yararlanıldı.<sup>57</sup>

Hoffer Q formülü ile HRSE'ı elde edebilmek için IOL Master 500 (Carl Zeiss AG, Almanya) cihazı kullanıldı. Çalışmaya alınan gözlerin daha önce hesaplanmış olan AU, K1, K2, korneal astigmatizma değerleri ve ÖKD ölçümleri IOL Master cihazına girildi ve kullanılacak formül olarak Hoffer Q seçildi. İmplant edilen GİL'lerin gücüne göre HRSE'ları kaydedildi.

T2 formülü ile hedef HRSE'ını elde edebilmek için, Richard Sheard'ın T2 formül hesaplayıcısını bir excel dosyası halinde kullanıma sunduğu internet adresinden yararlanıldı.<sup>58</sup> Hastaların AU, K1, K2 verileri ve implante edilen GİL'lerin A konstant değerleri formül hesaplayıcının bulunduğu excel sayfasına girildi. Bu veriler girildikten sonra, implante edilen GİL'lerin gücüne karşılık gelen HRSE değerleri kaydedildi.

Ladas Süper Formülü ile yapılacak hesaplama için hesaplayıcının bulunduğu çevrimiçi platformu kullanıldı.<sup>59</sup> Hastaların AU, K1, K2, ÖKD değerleri ve implante edilen GİL'lerin A konstant değerleri girilerek, bu GİL'lerin gücüne karşılık gelen HRSE'ları elde edildi.

Barrett Universal II formülü için Asia-Pacific Association Of Cataract & Refractive Surgeons (APACRS)'un kullanıma sunduğu hesaplayıcı kullanıldı.<sup>60</sup> Hastalara implante edilen GİL'lerin marka ve modeli, gözlerin AU, K1, K2, ÖKD ve WTW değerleri hesaplayıcı sisteme girildi. Barrett formül hesaplayıcıda lens

kalınlığı ve WTW değerleri isteğe bağlı girilmektedir. IOL Master 500 (Carl Zeiss AG, Almanya) cihazı ile lens kalınlığı hesaplanamadığı için hastaların lens kalınlığı değerleri çalışmamızda kullanılmadı. Girilen verilere bağlı olarak, implante edilen GİL'lerin gücüne karşılık gelen HRSE değerleri kaydedildi.

Hill-RBF formülü ile hesaplama yapılırken Hill-RBF Hesaplayıcı Sürüm 3.0 kullanıldı.<sup>61</sup> Hesaplayıcı sisteme AU, ÖKD, K1, K2, WTW değerleri girildikten sonra implante edilen GİL'in gücüne karşılık gelen HRSE tahmini yapılır. Bu şekilde elde ettiğimiz HRSE değerleri kaydedildi.

Ameliyatlar, 30° Kelman 0.9 mm TurboSonics Mini-Flared ABS fako elciği ucu ve Alcon MicroSmooth Ultra Infusion Sleeve kullanılarak, Infiniti Vision system (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX, USA) ile temporal kadrındaki 2.4 mm'lik saydam korneal kesiden yapıldı. GİL implantasyonu için Alcon Monarch III enjektörü ve D kartuşu kullanıldı.

Postoperatif dönemde hastalar, bir hafta boyunca günde 4 defa topikal moksifloksasin ve bir ay boyunca günde 4-6 defa olarak başlanıp haftada 1 doz azaltılmak üzere topikal prednizolon sodyum fosfat damlası kullandı.

Cerrahi sonrası tüm kontrollerde biomikroskop altında ön segment muayenesi, 1. ve 3. ay kontrollerinde dilate fundus muayeneleri yapıldı, görmeyi etkileyecek ek patolojilerin var olup olmadığı kontrol edildi, optik aksta patoloji gelişmiş gözler çalışma dışına alındı. Hastaların postoperatif 3. aydaki muayenelerinde PRSE'ı hesaplandı.

Cerrahiye bağlı astigmatizma (CBA) hesaplanırken, Dokuz Eylül Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Öğretim Görevlisi Gökhan Dalkılıç ve Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Öğretim Üyesi Prof. Dr. Sait Eğrilmez'in geliştirdikleri vektöryel analiz programı kullanıldı.<sup>62</sup>

Verilerin istatistiksel analizinde IBM® SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 23.0 versiyonu kullanıldı. Nominal veriler karşılaştırılırken Pearson ki-kare testi, verilerin normal dağılımının olup olmadığını saptamak için Shapiro –Wilk testi, normal dağılımlı sürekli değişkenler karşılaştırılırken ANOVA testi, normal dağılımın görülmediği durumlarda Mann-Whitney U testi, korelasyon analizi için ise Spearman testi kullanıldı. Normal dağılım gösteren sürekli değişken veriler ortalama

$\pm$  standart sapma, normal dağılım göstermeyenler ise ortanca, mod veya aralık olarak ifade edildi. Kategorik ölçümlerde ise sayı ve yüzde değerleri verildi. İstatistiksel anlamlılık  $p < 0,05$  olarak kabul edildi.



## 5. BULGULAR

43 hastanın 65 gözü çalışmaya alındı. Çalışmaya alınan hastaların yaş ortalaması  $64,6 \pm 8,3$  yıl olarak saptandı. Bu hastaların 24'ü (%55,8) erkek, 19'u (%44,2) kadındı. Cerrahi uygulanan 65 gözün 29'u (%44,6) sağ, 36'sı (%55,4) sol gözdü.

Hastaların cerrahi öncesi dönemde ve cerrahi sonrası 3. ay kontrol muayenelerinde elde edilen refraksiyon verileri (Tablo 3) ve biometrik verileri (Tablo 4) kaydedildi. Alınan verilerin ortalama değerleri hesaplandı.

Hastaların %47,7'sine AcrySof SN60WF GİL, %52,3'üne ise AcrySof SA60AT GİL implantasyonu yapıldı.

Hedef refraksiyon ile sonuç refraksiyonun karşılaştırılabilmesi için, hastaların son muayenelerinde elde edilen sonuç refraksiyonun sferik ekivalan değerleri kullanıldı. Sonuç refraksiyonun ortalama sferik ekivalan değeri  $-0,04 \pm 0,44$  D olarak hesaplandı.

**Tablo 3:** Hastaların fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesinde ve sonrasında ortalama refraksiyon verileri

| Ort. Değerler          | DGK (logMAR)    | Sferik Değer (D) | Astigmat Değeri (D) | Astigmat Aksı (derece) | EİDGK (logMAR)  | LOCS-NO         |
|------------------------|-----------------|------------------|---------------------|------------------------|-----------------|-----------------|
| <b>Cerrahi Öncesi</b>  | $0,9 \pm 0,45$  | $-1,17 \pm 2,6$  | $-0,9 \pm 0,6$      | $87,9 \pm 40,43$       | $0,44 \pm 0,4$  | $3,97 \pm 0,97$ |
| <b>Cerrahi Sonrası</b> | $0,05 \pm 0,14$ | $0,27 \pm 0,4$   | $-0,62 \pm 0,4$     | $73,45 \pm 29,9$       | $0,08 \pm 0,04$ | -               |
| <b>P değeri</b>        | $P < 0,001$     | $P < 0,001$      | $P = 0,098$         |                        | $P < 0,001$     | -               |

Ort. Değerler: Ortalama Değerler

DGK: Düzeltilmemiş görme keskinliği.

EİDGK: En iyi düzeltilmiş görme keskinliği

LOCS-NO: Lens Opacities Classification System III - Nükleer opasifikasyon derecesi

Hastaların cerrahi sonrası DGK değerlerinde anlamlı bir artış varken ( $p<0,001$ ), sferik değerlerinde de anlamlı bir azalma olduğu saptandı ( $p<0,001$ ). Cerrahi sonrasında cerrahi öncesine göre astigmatizma değerlerinde meydana gelen değişiklik anlamlı bulunmadı ( $p=0,098$ ). EİDGK'leri ise cerrahi sonrasında anlamlı olarak daha yüksekti ( $p<0,001$ ). (Tablo 3)

**Tablo 4:** Fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesinde ve sonrasında hastaların ortalama biyometrik verileri

| Ortalama Değerler      | Cerrahi Öncesi | Cerrahi Sonrası |
|------------------------|----------------|-----------------|
| AU (mm)                | 23,44±0,64     | -               |
| SNR                    | 21,71±57,48    | -               |
| K1 (D)                 | 43,18±1,42     | 43,44±1,56      |
| K1 aks (derece)        | 90,83±57,26    | 127,02±64,06    |
| K2 (D)                 | 43,91±1,51     | 43,62±1,55      |
| K2 aks (derece)        | 90,83±50,78    | 82,02±20,44     |
| Astigmat (D)           | -0,74±0,37     | -0,58±0,37      |
| Astigmat aksı (derece) | 90,83±57,26    | 97,98±62,64     |
| WTW (mm)               | 11,93±0,29     | -               |
| ÖKD (mm)               | 3,19±0,4       | -               |

AU: Aksiyel Uzunluk SNR: Signal to Noise Ratio WTW: White-to-white ÖKD: Ön Kamara Derinliği

CBA ortalama değeri  $0,43 \pm 0,35$  D, CBA'ya bağlı astigmatın ortalama aksı ise  $84,5 \pm 45,17$  derece olarak saptandı.

Ortalama refraktif sapma Hoffer Q formülünde  $0,3 \text{ D} \pm 0,24$ , T2 formülünde  $0,27 \text{ D} \pm 0,26$ , Ladas Süper Formülü'nde  $0,3 \text{ D} \pm 0,26$ , Barret Universal II'de  $0,32 \text{ D} \pm 0,27$ , Hill-RBF'de  $0,27 \text{ D} \pm 0,28$ , SRK/T formülünde ise  $0,29 \text{ D} \pm 0,28$  olarak hesaplandı. Formüller arasında ortalama refraktif sapma değerleri açısından anlamlı bir istatistiksel farklılık bulunmadı. ( $p > 0,05$ ) (Tablo 5)

En düşük refraktif sapma  $1,36 \text{ D}$  ile Ladas Süper Formülü'nde elde edildi. Bunu sırasıyla  $1,38 \text{ D}$  ile Hill-RBF,  $1,43 \text{ D}$  ile Hoffer Q,  $1,47 \text{ D}$  ile Barrett Universal II,  $1,52 \text{ D}$  ile T2 ve SRK/T formülü takip etti. (Tablo 5)

Formüllerin refraktif sapma derecelerinin  $-0,50 \text{ D}$  ile  $+0,50 \text{ D}$  aralığında olduğu vakaların yüzdesinin büyükten küçüğe doğru sırasıyla şu şekilde olduğu gözlemlendi: %87,7 ile T2 formülü, %86,2 ile Hill-RBF, %84,6 ile Hoffer Q ve SRK/T formülleri, %83,1 ile Barrett Universal II, %81,5 ile Ladas Süper Formülü. (Tablo 6)

$-1.00 \text{ D}$  ile  $+1.00 \text{ D}$  aralığında çıkan refraktif sapma yüzdeleri veren formüllerin büyükten küçüğe doğru sıralaması ise şu şekilde saptandı: %98,5 ile Hoffer Q ve Hill-RBF, %96,9 ile T2 formülü, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II ve SRK/T formülü. (Tablo 6)

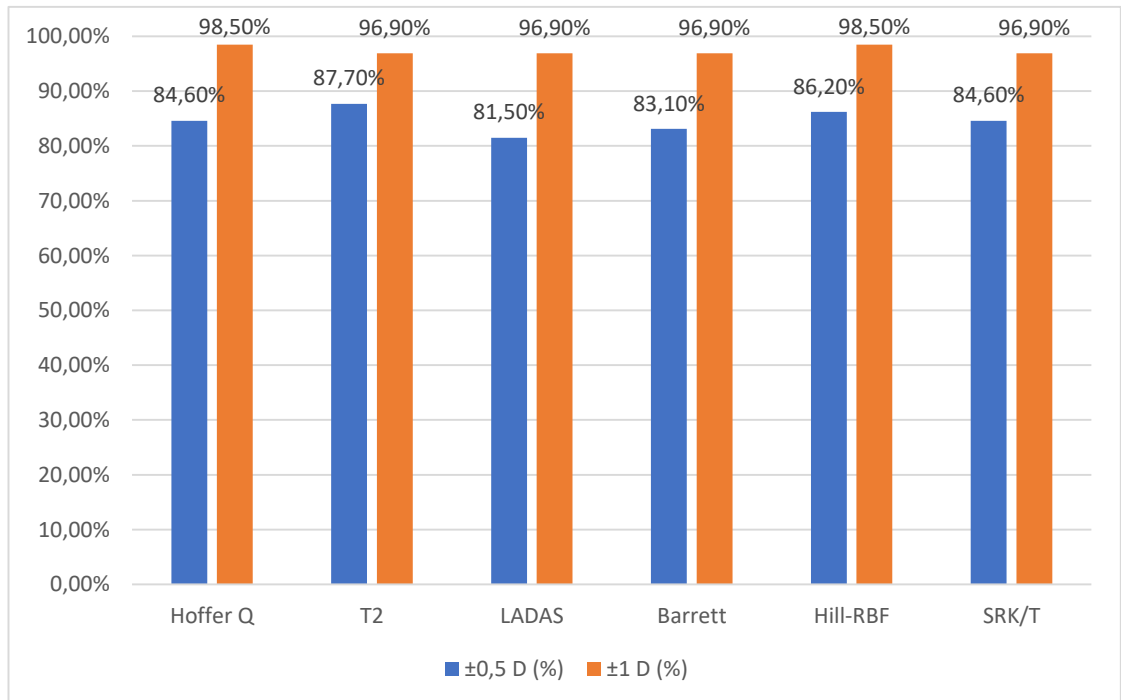
**Tablo 5:** IOL Master cihazı ile ölçülen hedef ve sonuç refraktif ölçümler

| FORMÜL   | Ortalama Hedef Refraktif Değer | Ortalama Refraktif Sapma | Standart Sapma (SD) | Maksimum Refraktif Sapma |
|----------|--------------------------------|--------------------------|---------------------|--------------------------|
| Hoffer Q | -0.07 D                        | 0.302 D                  | 0.237               | 1.43 D                   |
| T2       | -0.10 D                        | 0.269 D                  | 0.259               | 1.52 D                   |
| LADAS    | -0.04 D                        | 0.296 D                  | 0.255               | 1.36 D                   |
| Barrett  | -0.14 D                        | 0.316 D                  | 0.267               | 1.47 D                   |
| Hill-RBF | -0.06 D                        | 0.271 D                  | 0.278               | 1.38 D                   |
| SRK/T    | -0.13 D                        | 0.286 D                  | 0.283               | 1.52 D                   |

D: Dioptri

\*Ortalama refraktif sapma değerleri açısından formüller arasında anlamlı bir istatistiksel farklılık bulunmadı ( $p>0.05$ ).

**Tablo 6:** Formüllerin  $\pm 0,50$  D ve  $\pm 1$  D aralığında çıkan sonuç refraktif değerlerinin yüzdeleri



\*Formüllerin  $\pm 0,50$  D aralığındaki sonuçları karşılaştırıldığında ;

T2 ile Hill-RBF formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p= 0,875$ ).

T2 ile Hoffer Q formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p= 0,649$ ).

T2 ile SRK/T formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p= 0,649$ ).

T2 ile Barrett Universal II formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p= 0,284$ ).

T2 ile Ladas Süper Formülü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p= 0,059$ ).

Hill-RBF ile Hoffer Q formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,719$ ).

Hill-RBF ile SRK/T formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,719$ ).

Hill-RBF ile Barrett Universal II formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,627$ ).

Hill-RBF ile Ladas Süper Formülü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,198$ ).

Hoffer Q ile Barrett Universal II formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,819$ ).

SRK/T ile Barrett Universal II formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,819$ ).

Hoffer Q ile Ladas Süper Formülü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,204$ ).

SRK/T ile Ladas Süper Formülü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,204$ ).

Barrett Universal II ile Ladas Süper Formülü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p=0,586$ ).

\*Formüllerin  $\pm 1$  D aralığındaki sonuçları karşılaştırıldığında;

Hoffer Q ile Hill-RBF formülleri %98,5 oranı ile bu aralıkta en yüksek sonucu verdi.

T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, SRK/T formüllerinin bu aralıkta sonuç verme oranı ise %96,9 olarak tespit edildi.

Hoffer Q ve Hill-RBF ile T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, SRK/T formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ( $p=0,708$ ).

## 6. TARTIŞMA

Günümüzde katarakt cerrahisinde amaç sadece kesif olan kataraktlı lensin alınıp yerine optik olarak saydam bir GİL'in yerleştirilmesi değildir. Hastalara uygulanan katarakt cerrahisi sonrasında istenilen refraksiyona ve tashihsiz en yüksek görme keskinliğine kavuşmak, kesif lensin alınması kadar önem taşımaktadır. Biometri cihazlarındaki teknolojik ilerlemeler ve GİL kalitesinin artmasıyla refraktif cerrahi olarak değerlendirilebilecek düzeye gelen katarakt cerrahisinde başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri ameliyat öncesi GİL gücünün hatasız hesaplanmasıdır.<sup>63</sup>

Olsen, GİL gücünün hesaplanmasındaki hata kaynaklarının %54'ünün aksiyel uzunluktan, %38'inin ön kamara derinliğinden ve %8'inin kornea eğriliği değerlerinden kaynaklandığını bildirmiştir. Bu nedenle ameliyat öncesi dönemde alınan biyometrik ölçümlerin doğru ve tekrarlanabilir olması önemlidir.<sup>25</sup>

Son yıllarda optik biometrideki gelişmeler ve GİL gücü hesabını sağlayan yeni jenerasyon formüllerin geliştirilmesi refraktif sonuçları önemli ölçüde iyileştirmiştir. Ancak psö dofakik efektif lens pozisyonunu (ELP) doğru bir şekilde tahmin edememe, GİL gücü hesaplanmasında hala önemli bir hata kaynağıdır.<sup>64</sup>

Engren ve ark. yaptıkları çalışma sonucuna göre, ameliyat sonrası kesin GİL pozisyonunu tahmin etmek zor olsa da, bunun cerrahi sonrası refraksiyon üzerindeki etkisinin, minör kornea eğriliği veya AU ölçüm hatalarının etkisine kıyasla nispeten küçük olduğu tespitinde bulunmuşlardır.<sup>65</sup>

Biz bu çalışmada normal aksiyel uzunluktaki gözlerde yeni kuşak formüllerin başarısını karşılaştırdık. Çalışmamızın sonucuna göre IOL Master 500 cihazı ile ortalama refraktif sapması en düşük olan formül T2 formülü olup bunu sırasıyla; Hill-RBF, SRK/T, Ladas Süper Formülü, Hoffer Q ve Barrett Universal II takip etmektedir. Ancak bu formüllerin ortalama refraktif sapma değerleri karşılaştırıldığında anlamlı bir istatistiksel fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ).

Cooke ve ark. çalışmasında optik düşük koherens reflektometri (ODKR) ve parsiyel koherens interferometri (PKI) yöntemleri kullanılarak Olsen, Haigis,

Holladay 1, Hoffer Q, SRK/T ve SRK II formüllerinin refraktif sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışmada ODKR yönteminin Olsen formülünü kullanarak PKI yönteminden daha iyi performans gösterdiği saptanmıştır. Olsen formülü ile ayrıca kısa ve uzun gözler için de diğer formüllere nazaran daha doğru sonuçlar elde edilmiştir. Diğer formüller yaklaşık olarak iki yöntem ile de benzer performans göstermiştir. SRK II formülünün her iki yöntemde de refraktif sapma yüzdesi diğer formüllere göre daha yüksek bulunmuştur.<sup>66</sup> Literatürde de, SRK/T ile SRK II formülü refraktif sapma değerleri açısından karşılaştırıldığında, SRK II formülündeki refraktif sapma yüzdesinin istatistiksel olarak anlamlı yükseklik gösterdiği çalışmalar mevcuttur.<sup>67</sup>

Yine Cooke ve ark. yaptığı başka bir çalışmada ODKR ve PKI yöntemleri kullanılarak Olsen, Holladay 2, Barrett Universal II, Haigis, Ladas Süper Formülü, Holladay 1, Hoffer Q ve SRK/T karşılaştırılmıştır. PKI ile alınan ölçümlerle, tüm aksiyel uzunluktaki gözler dahil edilerek bakıldığında Barrett Universal II formülünün  $\pm 1$  D aralığındaki refraktif sapma yüzdesi %99,3 bulunmuştur. Bunu sırasıyla %98,7 ile Haigis ve T2, %98,4 ile Holladay 1, %98,3 ile Ladas Süper Formülü, %98,1 ile Holladay 2 ve SRK/T, %97,4 ile Hoffer Q izlemiştir. Yalnızca uzun aksiyel uzunluktaki gözlere bakıldığında formüllerin  $\pm 1$  D aralığındaki standart sapmaları: Olsen, Haigis, T2, Barrett, Holladay 2 ve SRK/T için %98,1; Ladas ve Hoffer Q için %96,3; Holladay 1 için ise %92,6 olarak bulunmuştur. Yalnızca kısa aksiyel uzunluktaki gözlere bakıldığında formüllerin  $\pm 1$  D aralığındaki standart sapmaları: T2, Haigis, SRK/T ve Olsen için %95,1; Barrett, Holladay 1, Ladas ve Holladay 2 için %92,7; Hoffer Q için ise %87,8 olarak bulunmuştur. Olsen formülü ODKR ile en doğru sonuçları vermiş olup sonuçların, PKI ile en iyi olan formülden önemli ölçüde daha iyi olduğu görülmüştür. PKI yöntemi ile de Barrett Universal II'nin en iyi sonuçları verdiği saptanmıştır.<sup>37</sup>

Bizim çalışmamızda Cooke ve ark. yaptıkları çalışmadan farklı olarak sadece normal aksiyel uzunluktaki gözler çalışmaya dahil edilmiştir ve yalnızca PKI yöntemi kullanılmıştır. Çalışmamızda karşılaştırılan formüller; Hoffer Q, T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, Hill-RBF ve SRK/T olup, bu formüllerin  $\pm 1$  D aralığında çıkan refraktif değerlerinin yüzdeleri: Hoffer Q ve Hill-RBF için %98,5, T2, Ladas, Barrett ve SRK/T için ise %96,9 olarak bulunmuştur.

Kane ve ark. yaptıkları çalışmada, PKI yöntemi kullanılarak alınan ölçümler ile Barrett Universal II, Haigis, Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, SRK/T ve T2 formülleri karşılaştırılmıştır. 3241 hastanın dahil edildiği çalışmada normal, orta uzun ve uzun aksiyel uzunluktaki gözlerde Barrett Universal II'nin diğer formüllere göre daha düşük refraktif sapma ile sonuç verdiği gözlenmiştir ( $p<0,001$ ). Kısa AU gözlerde ise formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.<sup>68</sup>

Connell ve ark., Kane, Hill-RBF V.2.0. ve yeni aksiyel uzunluk ayarlı Holladay 2 (Bu formülde yeni bir AU ayarlaması yapılmış ve bu ayar daha önce kullanılan Wang-Koch ayarlarının yerini almıştır.) formüllerinin doğruluğunu Olsen, Barrett Universal II, Haigis, Holladay 1, Hoffer Q ve SRK/T ile karşılaştırmışlardır. PKI ve ODKR yöntemleri kullanılarak yapılan bu çalışmada, tüm aksiyel uzunluklardaki gözler birlikte değerlendirildiğinde Kane formülünün en düşük ortalama mutlak tahmin hatasına sahip olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ). Kane formülü orta aksiyel uzunluk aralığında en düşük mutlak hatayı göstermiştir ( $p<0,001$ ). Kısa ve uzun aksiyel uzunluk gruplarında, hiçbir formül önemli ölçüde daha düşük bir mutlak ortalama tahmin hatası göstermemiştir.<sup>69</sup>

Carmona-Gonzalez ve ark. yaptıkları çalışma ile 11 GİL gücü hesaplama formülünün (SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, Haigis, Holladay 2, Olsen, Barrett Universal II, Hill-RBF, Ladas Süper Formülü, EVO ve Kane) doğruluğunu karşılaştırmışlardır. 481 hastanın 481 gözünden elde edilen verilerin alınması için swept source optik koherens tomografi (SS-OCT) yöntemi kullanılmıştır. Çalışma sonucuna göre, tüm aksiyel uzunluktaki gözler birlikte değerlendirildiğinde Barrett Universal II ve Haigis formüllerinin ortalama mutlak tahmin hataları daha düşük bulunmuştur ( $p<0,01$ , EVO hariç). Normal aksiyel uzunluktaki gözlerde Barrett Universal II'nin ortalama mutlak tahmin hatası en düşüktür. Uzun aksiyel uzunluktaki gözlerde Barrett Universal II tüm formüllerden anlamlı olarak daha iyi sonuçlar vermiştir ( $p<0,01$ ). Kısa gözlerde ise en düşük ortalama mutlak tahmin hataları Haigis ve EVO tarafından sağlanmıştır.<sup>70</sup>

Nemeth G. ve ark. yaptıkları çalışmada optik düşük koherens interferometri (ODKİ) yöntemi ile elde ettikleri biometrik verilerle, Hill-RBF, Barrett Universal II ve SRK/T formüllerinin katarakt cerrahisi sonrası refraktif sonuçlarını

karşılaştırmışlardır. Çalışmaya aksiyel uzunlukları 20,72-28,78 mm aralığında olan 186 göz dahil edilmiştir. Bu aksiyel uzunluklardaki gözlerin tümü değerlendirildiğinde,  $\pm 0,5$  D'lik bir tahmin hatası içerisindeki gözlerin yüzdesi; Hill-RBF yöntemi kullanılarak %83,62, Barrett Universal II formülü ile %79,66 ve SRK/T formülü ile %74,01 olarak saptanmıştır. Ortalama ve medyan mutlak kırılma hatalarının istatistiksel olarak farklı olmadığı görülmüştür.<sup>71</sup>

Bizim çalışmamızda  $\pm 0,5$  D'lik tahmin hatası içerisindeki gözlerin yüzdesi ise; Hill-RBF yöntemi kullanılarak %86,2, SRK/T formülü ile %84,6 ve Barrett Universal II formülü ile %83,1 olarak saptanmıştır (Tablo 8).

Aristodemou ve ark. PKI yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada, Hoffer Q formülü ile SRK/T formülünün normal uzunluktaki gözlerde refraktif sonuçlarını karşılaştırmışlar, bizim çalışmamızda da olduğu gibi ortalama mutlak hatada istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görmemişlerdir.<sup>72</sup>

Sheard ve ark. SRK/T formülünün fizyolojik olmayan davranışlarının nedenlerini araştırmak ve buna çözümler geliştirmek amacıyla yaptıkları çalışma ile T2 formülünü geliştirmişlerdir. Yaptıkları çalışma ile T2 ve SRK/T formüllerinin performansını karşılaştırmışlar, T2 formülündeki tahmin hatasının SRK/T formülüne göre %9,7 daha az olduğunu ve  $\pm 0,50$  D aralığı içinde önemli ölçüde daha yüksek göz oranları elde edildiğini tespit etmişlerdir ( $p < 0,0001$ ). SRK/T formülünün algoritmasında yapılan bir değişiklik olan T2 formülü ile önemli ölçüde iyileştirilmiş tahmin doğruluğu elde edildiği sonucuna varmışlardır.<sup>34</sup>

Bizim de çalışmamızda T2 formülünün ortalama refraktif sapma değeri 0,269 D iken, SRK/T formülününki 0,286 D olarak saptanmıştır. Ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır ( $p > 0,05$ ).

Akman ve ark. PKI ve ODKR yöntemleri ile elde edilen ölçümleri ve bu yöntemlerin ölçümlerdeki başarısızlık oranlarını karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, SRK/T, Holiday 1, Hoffer Q ve Haigis formülleri için her iki cihazdan elde edilen GİL gücünün oldukça benzer ve yüksek oranda korelasyonlu olduğu bulunmuştur. Formüllerin her iki yöntem ile elde edilen GİL güçleri karşılaştırıldığında ortaya çıkan ortalama fark, tüm formüller için 0,10 D'den daha az ve GİL güç adımıdaki artıştan (0,50 D) daha az olarak bulunmuştur.<sup>73</sup>

Song ve ark. yaptıkları çalışma ile PKI, SS-OKT ve ODKR yöntemleri kullanarak elde edilen katarakt cerrahisi sonrası refraktif sonuçları karşılaştırmışlardır. ODKR yöntemi ile ölçülen AU, PKI ve SS-OKT ile ölçülenden daha uzun olarak bulunmuştur (sırasıyla  $p<0,001$ ,  $p=0,002$ ). Alt grup analizi, bu sonuçların sadece uzun gözlerde istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ortaya çıkarmıştır. PKI yöntemi ile ölçülen ortalama keratometri (Km), SS-OKT veya ODKR ile ölçülenden daha dik bulunmuştur (sırasıyla  $p=0,001$ ,  $p<0,001$ ). PKI yöntemi ile ölçülen ÖKD, SS-OKT veya ODKR ile ölçülenden daha sığ olarak saptanmıştır (sırasıyla  $p<0,001$ ,  $p<0,001$ ). Üç yöntem ile yapılan oküler biometri ölçümleri %95 gibi bir uyum sınırı ile yüksek uyum göstermiştir. Çalışmada her biometri cihazının yerleşik yazılımında olan farklı formüller kullanılmıştır: IOL Master 500 için Haigis formülü, IOL Master 700 için SRK/T formülü ve Lenstar LS900 için Hill-RBF formülü. Üç yöntem ile de mutlak tahmin hataları, katarakt ameliyatından sonra istatistiksel olarak önemli bir farklılık göstermemiştir.<sup>74</sup>

Çalışmamızdaki olgulara mikrokoaksiyel fakoemülsifikasyon cerrahisi uygulanmış olup, cerrahi sonrası CBA ortalama değeri  $0,43\pm0,35$  D bulunmuştur. Literatürde de mikrokoaksiyel fakoemülsifikasyon cerrahisi sonrası benzer sonuçlar elde edildiği görülmüştür.<sup>75</sup>

## 7. SONUÇ

Bu tez çalışması, normal aksiyel uzunluktaki gözlerde (22-25 mm), PKI yöntemi ile alınan ölçümlerle Hoffer Q, T2, Ladas Süper Formülü, Barrett Universal II, Hill-RBF ve SRK/T formüllerinin fakoemülsifikasyon cerrahisi öncesi cerrah tarafından güvenle tercih edilebileceğini göstermiştir. Bu formüllerin her biri kullanılarak  $\pm 1$  D içinde refraktif sapma ile hedef refraktif değere ulaşma şansı %96,9 düzeyi ve üzerindedir.  $\pm 0,50$  D aralığı içinde kalacak bir refraktif sapma oranı ise en düşük %81,5 düzeylerinde olacaktır. Bu veriler ile güvenilir ve tekrarlanabilir optik biyometrik ölçümler alındıktan sonra, cerrahın bu formüllerin her birini rahatlıkla kullanabileceği sonucuna varılmaktadır.

Literatürde normal uzunluktaki gözlerde tüm formüllerin birbirine yakın sonuçlar verdiği ve bu gözlerde formüllerin  $\pm 0.50$  D'lik hata payını %72-80 oranında yakalayabildiği yönünde yayınlar mevcuttur.<sup>76</sup> Bizim çalışmamızda da bu durumu destekleyici sonuçlar elde edilmiştir. Normal aksiyel uzunluktaki gözlerde formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasa da, kısa ve uzun gözlerde sonuçlar farklı bulunabilir. Bu gözlerin de eklenmesiyle yapılacak çalışmalar daha yol gösterici olabilir.

Çalışmamızın zayıf yanlarından biri, çalışmaya alınan olgu sayısının kısıtlı olmasıdır. Bazı hastaların her iki gözünün de çalışmaya dahil edilmiş olması çalışmamızın kısıtlayıcı yönlerinden bir diğeridir. Daha fazla olgu sayısı ile bu formüllerin karşılaştırılması şüphesiz daha tatmin edici sonuçlar verecektir.

## KAYNAKLAR

1. Androudi S, Dastiridou A. Cataract. In: *Intraocular Inflammation.* ; 2016.  
doi:10.1007/978-3-540-75387-2\_34
2. Prokofyeva E, Wegener A, Zrenner E. Cataract prevalence and prevention in Europe: A literature review. *Acta Ophthalmol.* 2013;91(5):395-405.  
doi:10.1111/j.1755-3768.2012.02444.x
3. Hanson LL, Utz VM. Cataracts. In: *Practical Management of Pediatric Ocular Disorders and Strabismus: A Case-Based Approach.* ; 2016.  
doi:10.1007/978-1-4939-2745-6\_18
4. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. *Saudi J Ophthalmol.* 2012. doi:10.1016/j.sjopt.2011.11.007
5. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ. Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology.* 2019.  
doi:10.1016/j.ophtha.2019.04.011
6. Kuszak J, Clark J, Cooper K, Al. E. Biology of the lens: lens transparency as a function of embryology, anatomy and physiology. In: Albert DM, Jacobiec FA, eds. *Principles and Practice of Ophthalmology.* 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2000:1355-1408.
7. Tök L. *Lens Hastalıkları.* Derman Medical Publishing; 2016.  
doi:10.4328/DERMAN.4571
8. Bron A, Tripathi R, Tripathi B. The posterior chamber and the ciliary body. In: Bron A, Tripathi R, Tripathi B, eds. *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit.* 8th editio. London: Chapman & Hall Medical; 1997:335-370.
9. Spector A, Bloemendal H, Zwaan J, van Heyningen R. Lens and cataract. *Exp Eye Res.* 1975;20(3):279-284. doi:10.1016/0014-4835(75)90142-6
10. Karel F. Lens ve Hastalıkları. In: Aydın O'Dwyer P, Aydın Akova Y, eds. *Temel Göz Hastalıkları.* 3rd ed. Ankara: Güneş Tıp Kitabevi; 2015:415-428.
11. Floyd R. History of Cataract Surgery. In: Albert DM, Jacobiec FA, eds. *Principles and Practice of Ophthalmology.* Vol 1 (Eds. Philadelphia, PA: WB:

Saunders Co.; 1994:606.

12. Aslan B. Katarakt ve Göz İçi Lensi Cerrahisi. In: Aydın O'Dwyer P, Aydın Akova Y, eds. *Temel Göz Hastalıkları*. 3rd ed. Ankara: Güneş Tıp Kitapevi; 2015:429-462.
13. Ascaso FJ, Huerva V. Cataract surgery in ancient cultures: "Couching" technique. *Hist Cataract Surg*. 2009;(Figure 2):75-90.
14. Tamçelik N, Özçetin H. Fakoemülsifikasyon-Temel Bilgiler. In: Tamçelik N, Özçetin H, eds. *TOD Eğitim Yayınları*. ; 2004:1-52.
15. Rumelt S, Azar D. Phacoemulsification-Theory and Practice. In: Albert D, Miller J, Azar D, Blodi B, eds. *Albert & Jakobiec's Principles and Practice of Ophthalmology*. ; 2010:1441-1463.
16. Donaldson PJ, Grey AC, Maceo Heilman B, Lim JC, Vaghefi E. The physiological optics of the lens. *Prog Retin Eye Res*. 2017;56:e1-e24. doi:10.1016/J.PRETEYERES.2016.09.002
17. Astbury N, Ramamurthy B. How to avoid mistakes in biometry. *Community eye Heal*. 2006;19(60):70-71. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17515971>. Accessed October 26, 2019.
18. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*. 1993;19(6):700-712. doi:10.1016/S0886-3350(13)80338-0
19. Aksünger A, Bilici A, Karakaş N, Kemaneci HA, Şimşek M. Oküler Travmalarda Arka Segment Patolojilerinin B-Mod Ultrasonografi İle Değerlendirilmesi. *J Retin Vitre*. 1995;3(2):182-186. <http://retinavitreus.com/abstract.php?lang=tr&id=465>.
20. Stainert R, Alber D, Jacobiec F. A-scan biometry and intraocular lens power calculation. *Princ Pract Ophthalmol*. 1994:603-605.
21. Çankaya C, Doğanay S. Göz İçi Lens Gücü Hesaplaması ve Optik Biometri. 2011:207-214. <https://docplayer.biz.tr/15406845-Goz-ici-lens-gucu-hesaplamasi-ve-optik-biometri.html>.

22. Ouda B, Tawfik B, Derbala A, Youseif AB. Error correction of intraocular lens (IOL) power calculation. *Biomed Instrum Technol*. 1999;33(5):438-445.
23. Murray DC, Potamitis T, Good P, Kirkby GR, Benson MT. Biometry of the silicone oil-filled eye. *Eye*. 1999;13(3):319-324. doi:10.1038/eye.1999.82
24. Koçak N, Öner H, Yaman A, Ark V. Biometri teknikleri ve özellikli olgularda biometrik değerlendirme. *T Klin Oftalmol*. 2002;11:108-116.
25. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 1992;18(2):125-129. doi:10.1016/s0886-3350(13)80917-0
26. Doğanay S, Borazan M. Refraktif Cerrahi Geçirmiş Olgularda Göz İçi Lens Gücü Hesaplanmasındaki Problemler ve Optik Koherens Biometri. *T Klin J Oftalmol*. 2004;13(2):94-103. <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/tr-refraktif-cerrahi-gecirmis-olgularda-goz-ici-lens-gucu-hesaplanmasindaki-problemler-ve-optik-koherens-biometri-34266.html>. Accessed March 28, 2020.
27. Haigis W. Optical biometry using partial coherence interferometry. *Thorafare, NJ, Slack*. 2004:141-157.
28. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2000;238(9):765-773. doi:10.1007/s004170000188
29. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA. Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye (Lond)*. 2002;16(5):552-556. doi:10.1038/sj.eye.6700157
30. Patel AS, O'Brien C, DelMonte DW, Shahzad HSF. Biometry for Intra-Ocular Lens (IOL) power calculation. EyeWiki. [https://eyewiki.aao.org/Biometry\\_for\\_Intra-Ocular\\_Lens\\_\(IOL\)\\_power\\_calculation#Background](https://eyewiki.aao.org/Biometry_for_Intra-Ocular_Lens_(IOL)_power_calculation#Background). Published 2017. Accessed October 25, 2019.
31. Şahinoğlu N, Balcı Ö, Gücükoğlu A. İntraoküler lens gücü hesaplamasında SRK-II formülü. *T Oft Gaz*. 2006;36:481-484.

32. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg.* 1995;21(3):313-319. doi:10.1016/S0886-3350(13)80140-X
33. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990;16(3):333-340. doi:10.1016/S0886-3350(13)80705-5
34. Sheard RM, Smith GT, Cooke DL. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: the T2 formula. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36(11):1829-1834. doi:10.1016/j.jcrs.2010.05.031
35. Wang J-K, Hu C-Y, Chang S-W. Intraocular lens power calculation using the IOLMaster and various formulas in eyes with long axial length. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(2):262-267. doi:10.1016/j.jcrs.2007.10.017
36. Ladas JG, Siddiqui AA, Devgan U, Jun AS. A 3-D “Super Surface” Combining Modern Intraocular Lens Formulas to Generate a “Super Formula” and Maximize Accuracy. *JAMA Ophthalmol.* 2015;133(12):1431-1436. doi:10.1001/jamaophthalmol.2015.3832
37. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016. doi:10.1016/j.jcrs.2016.06.029
38. 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.* 2011;37(1):63-71. doi:10.1016/j.jcrs.2010.07.032
39. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg.* 1993. doi:10.1016/S0886-3350(13)80339-2
40. Chong EW, Mehta JS. High myopia and cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2016;27(1):45-50. doi:10.1097/ICU.0000000000000217
41. Shajari M, Kolb CM, Petermann K, et al. Comparison of 9 modern intraocular lens power calculation formulas for a quadrifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2018. doi:10.1016/j.jcrs.2018.05.021

42. Roberts T V., Hodge C, Sutton G, Lawless M. Comparison of Hill-radial basis function, Barrett Universal and current third generation formulas for the calculation of intraocular lens power during cataract surgery. *Clin Exp Ophthalmol*. 2018. doi:10.1111/ceo.13034
43. Grossniklaus HE. Intraocular Lenses. Evolution, Designs, Complications, and Pathology. *Am J Ophthalmol*. 1990;109(1):112. doi:10.1016/s0002-9394(14)75606-5
44. Özyol P, Özyol E, Karel F. Biocompatibility of intraocular lenses. *Türk Oftalmoloji Derg*. 2017;47(4):221-225. doi:10.4274/tjo.10437
45. Stainert R. *Cataract Surgery: Technique, Complications & Management*. Philadelphia; 1995.
46. Buratto L. General Principles of Implantology. In: Buratto L, ed. *Extracapsular Cataract Microsurgery*. Milano: Piazza Republica; 1989:183.
47. Packard R, Garner A, Arnott E. Poly-HEMA as a material for intraocular lens implantation. *Br J Ophthalmol*. 1981;(65):585-587.
48. Alpar J, Fechner P. *Survey of Modern Lenses, in Intraocular Lenses*. New York: Thlerae In; 1986.
49. Bucci FA, Lindstrom RL. Total pupillary capture with a foldable silicone intraocular lens. *Ophthalmic Surg*. 1991;22(7):414-415.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1891190>. Accessed February 28, 2020.
50. Rosen E. Intraocular Lenses. *Curr Opin Ophthalmol*. 1994;(1):44-53.
51. Er H, Bayramlar H. Katlanabilir intraoküler lensler. *T Klin Oftalmol*. 1996;(5):151-154.
52. Brint SF, Fisher CS. Foldable lenses: update on materials and surgical techniques. *Opthalmic Pract*. 1993;(11):14-20.
53. Kevser MA. Katlanabilir Göz İçi Lensleri. In: 28. *Ulusal Türk Oft Kong Bült.* ; 1994:134-137.
54. Doan KT, Olson RJ, Mamalis N. Survey of intraocular lens material and design. *Curr Opin Ophthalmol*. 2002;13(1):24-29. doi:10.1097/00055735-

200202000-00006

55. Koch MU, Kalicharan D, van der Want JJ. Lens epithelial cell layer formation related to hydrogel foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 1999;25(12):1637-1640. doi:10.1016/s0886-3350(99)00267-9
56. Chylack LT, Wolfe JK, Singer DM, et al. The Lens Opacities Classification System III. *Arch Ophthalmol*. 1993;111(6):831-836. doi:10.1001/archopht.1993.01090060119035
57. ULIB. <http://ocusoft.de/ulib/>. Accessed April 18, 2021.
58. Richard Sheard - T2 Formülü. <http://www.richardsheard.net/T2Formula.aspx>. Accessed April 18, 2021.
59. IOLcalc - Ladas Super Formula. <https://www.iolcalc.com/home>. Accessed April 18, 2021.
60. Barrett Evrensel II Formülü V1.05. [https://calc.apacrs.org/barrett\\_universal2105/](https://calc.apacrs.org/barrett_universal2105/). Accessed April 18, 2021.
61. GİL Gücü Hesaplamaları için Hill-RBF Hesaplayıcı. <https://rbfcalculator.com/online/index.html>. Accessed April 18, 2021.
62. EĞRİLMEZ S, DALKILIÇ G, YAĞCI A. Astigmatizma analizinde vektöryel analiz programı. *Türk Oftalmol Derg*. 2003;33(3-1):404-416. <https://app.trdizin.gov.tr/makale/TWpFM05EUTA=>. Accessed November 6, 2020.
63. DOĞAN M, POLAT O, YAVAŞ GF, KÜSBECİ 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*. 2015;24(4):246-250. doi:10.5336/ophtal.2015-45727
64. Hirnschall N, Buehren T, Trost M, Findl O. Pilot evaluation of refractive prediction errors associated with a new method for ray-tracing-based intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 2019. doi:10.1016/j.jcrs.2019.01.023
65. Engren AL, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and

- refractive outcomes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(4):572-577. doi:10.1016/j.jcrs.2012.11.019
66. Cooke DL, Cooke TL. Prediction accuracy of preinstalled formulas on 2 optical biometers. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(3):358-362. doi:10.1016/j.jcrs.2015.11.040
  67. Research A/, Uğurlu A, Altinkurt E, Gözüml N, Gamze N, Taşlı M. Refractive result after phacoemulsification surgery İstanbul Tıp Fakültesi Dergisi •. *J Ist Fac Med*. 2020;83(2):113-121. doi:10.26650/IUITFD.2019.0022
  68. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. In: *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. Vol 42. Elsevier Inc.; 2016:1490-1500. doi:10.1016/j.jcrs.2016.07.021
  69. Connell BJ, Kane JX. Comparison of the Kane formula with existing formulas for intraocular lens power selection. *BMJ Open Ophthalmol*. 2019;4(1). doi:10.1136/bmjophth-2018-000251
  70. Carmona-González D, Castillo-Gómez A, Palomino-Bautista C, Romero-Domínguez M, Gutiérrez-Moreno MÁ. Comparison of the accuracy of 11 intraocular lens power calculation formulas. *Eur J Ophthalmol*. 2020. doi:10.1177/1120672120962030
  71. Nemeth G, Modis L. Accuracy of the Hill–radial basis function method and the Barrett Universal II formula. *Eur J Ophthalmol*. 2020. doi:10.1177/1120672120902952
  72. 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*. 2011;37(1):63-71. doi:10.1016/j.jcrs.2010.07.032
  73. Akman A, Asena L, Güngör SG. Evaluation and comparison of the new swept source OCT-based IOLMaster 700 with the IOLMaster 500. *Br J Ophthalmol*. 2016;100(9):1201-1205. doi:10.1136/bjophthalmol-2015-307779
  74. Jeon HS, Song JS, Yoon DY, Hyon JY. Comparison of Ocular Biometry and

Refractive Outcomes Using IOL Master 500, IOL Master 700, and Lenstar LS900. *Korean J Ophthalmol.* 2020;34(2):126-132.

75. ALTINKURT E, Gözüml N, Cebeci Z, Yıldız Taş A, Gücükoğlu A. Comparison of corneal pachymetry changes and surgically induced astigmatism of microcoaxial phacoemulsification surgery and coaxial phacoemulsification surgery. *İstanbul Tıp Fakültesi Derg.* March 2018. doi:10.18017/iuitfd.396179
76. Altinkurt E. *Current Techniques for Biometry Measurements in Cataract Surgery Kronik Ön Blefaritli Hastalarda Blefaritin Derecesiyle Demodex Spp. Varlığı Arasındaki İlişkinin Araştırılması View Project EFFECT OF AXIAL LENGTH ON ANTERIOR CHAMBER PARAMETERS AND INTRAOCULAR PRESSURE CHANGES AFTER PHACOEMULSIFICATION SURGERY View Project.* <https://www.researchgate.net/publication/336813748>. Accessed May 18, 2021.