



**T.C.  
MERSİN ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI**

**PUPİLLA DİLATASYONUNUN HESAPLANAN İNTRAOKÜLER  
LENS GÜCÜNE ETKİSİ**

**Dr. Gülsüm Egemen ERKAYHAN**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Ufuk ADIGÜZEL**

**Mersin-2010**



**T.C.  
MERSİN ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI**

**PUPİLLA DİLATASYONUNUN HESAPLANAN İNTRAOKÜLER  
LENS GÜCÜNE ETKİSİ**

**Dr. Gülsüm Egemen ERKAYHAN**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Ufuk ADIGÜZEL**

**Mersin–2010**

## TEŞEKKÜR

Mersin Üniversitesi Tıp Fakóltesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda sürdürdüğüm uzmanlık eğitimim süresince beni teşvik edip yönlendiren ve çalışmalarım da her zaman destek, ilgi ve anlayışını gördüğüm, yetişmemde büyük katkıları olan hocalarım Sayın Doç. Dr. Özlem YILDIRIM, Doç. Dr. Atila ARGİN, Doç. Dr. Ayça YILMAZ, Yrd. Doç. Dr. A. Ayça SARI ve Yrd. Doç. Dr. Bahri AYDIN'a sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Tezimin oluşumunda bana bilgi ve deneyimlerini aktaran ve her konuda desteğini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Ufuk ADIGÜZEL'e ve klinikte birlikte çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkür ederim.

Tüm yaşamım boyunca desteklerini gördüğüm, beni yetiştiren canım annem ve babam ile manevi destekleri ile her zaman yanımda olan abime ve ablama içtenlikle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
<b>ÖZET</b>	5
<b>İNGİLİZCE ÖZET</b>	6
<b>GİRİŞ ve AMAÇ</b>	7
<b>GENEL BİLGİLER</b>	9
Lens	9
Katarakt ve tedavisi	10
İntraoküler lens implantasyonu tarihçesi	12
Gözün kırıcı yapıları	13
Oküler biyometri ve parametreleri	14
Biyometrik ölçümlerde hata kaynakları	19
İntraoküler lens gücü ölçüm formülleri	22
Postoperatif refraktif hatanın hesaplanması	26
<b>GEREÇ ve YÖNTEM</b>	28
<b>BULGULAR</b>	30
<b>TARTIŞMA</b>	37
<b>SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	41
<b>KAYNAKLAR</b>	42
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b>	47
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	48

## ÖZET

Katarakt cerrahisinde fakoemülsifikasyon intraoküler lens (İOL) implantasyonu dünya genelinde en sık uygulanan cerrahi prosedürdür. Son yıllarda cerrahi tekniklerde ve İOL teknolojisindeki gelişmelerle birlikte hasta beklentileride artmaktadır. İstenilen refraktif sonuçlara ulaşabilmek için ameliyat öncesi göz içine yerleştirilecek lens gücünün doğru hesaplanması şarttır. Bu çalışmada hesaplanan İOL gücünü etkileyen dinamikler ve pupilla dilatasyonunun bu dinamiklere etkisi araştırıldı.

Prospektif gerçekleştirilen bu çalışma Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesinde katarakt tanısı konup fakoemülsifikasyon İOL implantasyonu cerrahisi endikasyonu alan 45 hastanın 52 gözü üzerinde gerçekleştirildi. Ameliyat öncesi kornea topografisi, otokeratometrik ölçümler ve biyometrik ölçümler her hasta için pupilla dilate değil iken ve pupilla dilate iken olmak üzere iki kez yapıldı.

Yapılan ölçümler pupilla dilate ve pupilla dilate değil iken olarak karşılaştırıldığında sadece otokeratometri ile alınan  $K_1$  değeri ve biyometrik ultrasonografi ile ölçülen ön kamara derinliğinin dilate iken yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek saptandı. Tüm gözlere pupilla dilate iken yapılan ölçüm sonucu elde edilen güçte İOL implante edildiğinde emetrop göz sayısındaki artış anlamlı saptandı. Emetrop gözlerle ametrop gözler kendi aralarında karşılaştırıldığında emetropinin sağlandığı gözlerde ön kamara derinliği istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek saptandı.

İOL gücü hesaplamalarında en önemli basamak formüllerden ziyade keratometrik ve biyometrik ölçümlerdir. Biyometrik ultrasonografi kullanarak kontak teknik uygulaması ile ölçüm yapılıyorsa korneaya bası yapmamaya özen gösterilmelidir. Ölçümleri yaparken ön kamara derinliği takibi yaparak ve elde edilen en yüksek değer alınarak hata payı en aza indirebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyometri, İOL gücü hesaplama formülleri, Pupilla dilatasyonu.

## ABSTRACT

### Effect of Pupil Dilation On the Intraocular Lens Power Calculations

Cataract surgery by phaco-emulsification and intraocular lens implantation is the most commonly performed surgical procedure worldwide. With improvements in surgical techniques and innovations in the materials and designs of IOLs, patient expectations have also steadily increased. In order to achieve intended target refraction, intraocular lens power calculations must be done correctly. In this study, effects of pupil dilation and other parameters on the intraocular lens power calculations were searched.

This prospective study was performed in Mersin University, School of Medicine among 45 patients and their 52 eyes which have cataract diagnosis and indication phaco-emulsification and intraocular lens implantation. Corneal topography, A scan ultrasonography, keratometry has been measured with pupil dilation and without pupil dilation at preoperative period.

When measurements with pupil dilation and without pupil dilation were compared with each other the  $K_1$  reading performed by keratometry and anterior chamber depth which measured with pupil dilation were found to be significantly higher than without pupil dilation. If intraocular lens power measured with pupil dilation were implanted to all of the eyes, emmetropic eyes number significantly increased. Emmetropic eyes and non emmetropic eyes were compared with each other anterior chamber depth in emmetropic eyes was found to be significantly higher than emmetropic eyes.

So, performing keratometric and biometric measurements are the most important step in accuracy of intraocular lens power calculation. It is more important than intraocular lens power calculation formulas. If, using A-scan ultrasonography with contact techniques, corneal indentation shouldn't be done. While performing biometric measurements, anterior chamber depth must be controlled and the highest value of the measurements must be taken for calculation.

**Keywords:** Biometry, intraocular lens power calculation formulas, Pupil dilation.

## GİRİŞ VE AMAÇ

Katarakt, lensin progressif olarak saydamlığını yitirmesidir. Oluşan opasitelerin bir kısmı sabit ve lokalize iken bir kısmında ilerleyici ve yaygın bir şekilde gözlenir. Katarakt tedavi edilebilir körlük nedenlerinin başında yer alır ve en yaygın oküler hastalıktır. 1998 yılında katarakt nedeniyle kör olan insan sayısının tüm dünyada 20 milyon civarında olduğu tahmin edilmiştir, bu rakamın 21'inci yüzyıl başlarına kadar iki katına çıkacağı beklenmektedir<sup>1,2</sup>.

Körlüğe sebebiyet veren bu hastalık için aktif şekilde, farmakolojik açıdan önleyici ve iyileştirici bir tedavi aranmasına rağmen, bir çözüm bulunmasının uzun seneler alacağı görülmektedir. Dolayısıyla İOL implantasyonunu içeren cerrahi tedavi tek uygun alternatiftir. Katarakt şiddetine bağlı olarak gözün görme fonksiyonunu ve yaşamsal aktiviteleri etkileyen bir durumdur. Genelde ortak görüş fonksiyonel görme azalması olduğunda cerrahi müdahalenin gerektirir. Fonksiyonel görme azalma derecesi kültürden kültüre fark eder. Gelişmiş ülkelerde yalnızca golf topunu takip edememek bile yaşam kalitesini düşürerek göze cerrahi gerektirebilir, üçüncü dünya ülkelerinde lökokori beslenme yetersizliğinin gerisinde kalarak hayatta kalma lens cerrahisinin önüne geçebilir<sup>3</sup>.

Modern cerrahi tekniklerinin keşfedilmesinden önceki yıllarda komplikasyonlardan kaçınmak ve yüksek kalitede postopretif görme rehabilitasyonu elde etmek zor olmuştur. Kristal lens önemli miktarda dioptrik güç barındırdığından, alınması gözü dioptrik güç bakımından son derece zayıf bırakır. Görüşün tekrar kazanılması için kaybedilen dioptrik gücün yerine konması gerekmektedir. Dioptrik gücün yerine konması gözlük, kontak lens, kornea üzerine doku yerleştirilmesi, İOL'ler şeklinde olabilir. Bu yöntemlerden her biri hastanın görüşünü geri kazandırmasına rağmen, bunların optik sonuçları birbirinden farklıdır. Afakinin gözlükle düzeltilmesi tüm tarih boyunca uygulanmıştır. Ancak, görsel distorsiyona sebep olduğundan gözlükler hastaların beklentilerini karşılayamamaktadırlar<sup>4</sup>.

Kristal lens gücü yenilemenin en yaygın ve en başarılı yöntemi bir İOL kullanımınıdır. Belgelendirilmiş ilk İOL implantı 1949 yılında Harold Ridley tarafından gerçekleştirilmiştir. Ridley'in orijinal İOL'i polimetilmetakrilat (PMMA) idi. Günümüzdeki yonteme benzer bir şekilde arka kamaraya yerleştirilmiştir.

Ridley'in bu ilk İOL implantasyonu İOL gücü hesaplamaları için tarihi başlangıç kabul edilebilir<sup>5</sup>.

Günümüzde en popüler katarakt cerrahisi yöntemi fakoemülsifikasyon İOL implantasyonudur. Nukleus ekstraksiyonunun 3.2 mm veya daha küçük bir insizyondan yapıldığı bir tekniktir. Katlanabilir lens implantasyonu ile birlikte en büyük avantajı küçük kesi ve çabuk rehabilitasyondur. Küçük korneal kesiden gerçekleştirilen katarakt ekstraksiyonu ve sağlam kapsüler kese içine İOL implantasyonu ile postoperatif dönemde hastalara daha kaliteli bir görme kazandırılmaktadır.

Son yıllarda cerrahi tekniklerde ve İOL tasarımlarındaki gelişmelerle birlikte hasta beklentileri artmaktadır. Hastalar katarakt tedavisinin yanı sıra postoperatif dönemde gözlüksüz mükemmel görme keskinliği beklemektedirler. İstenilen refraktif sonuçlara ulaşabilmek için ameliyat öncesi göz içine yerleştirilecek lens gücünün doğru hesaplanması şarttır.

Katarakt cerrahisinin refraktif yönünün ağır basmasıyla birlikte İOL gücü hesaplamaları son yıllarda çok önemli bir odak noktası haline gelmiştir. Sonuç olarak bizde çalışmamızda hesaplanan İOL gücünü etkileyen dinamikleri ve pupilla dilatasyonunun bu dinamiklere etkisini araştırmayı amaçladık.



## GENEL BİLGİLER

### Lens

Erişkin insan lense içerisinde kan damarları, sinir ya da bağ dokusu bulunmayan bikonveks optik bir yapıdır. 19.70 D kırma gücüyle korneadan sonra gözün en kırıcı ortamıdır. Lens pupilla ve iris ardında arka kamarada yer alır. Ön yüzeyi aköz yapı ile temas halinde olup, arka yüzey vitröz yapı ile temastadır. Ön yüzü arka yüze kıyasla daha düzdür. Ön yüzde en tepe noktaya ön kutup, arka yüzde en tepe noktaya arka kutup denir. Lensin ön ve arka yüzünün birleştiği çepeçevre birleşim yerine ekvator denir. Lens bulunduğu arka kamarada zonül fibrilleriyle asılmıştır. Silyer cisimden köken alan ekvatoryal zonül fibrilleri lensin ekvatoruna, pars planadan köken alan ön ve arka zonül fibrilleri ise lens ekvatorunun 1-2 mm ön ve arkasına lensin 2 mikron içine girerek tutunur. Ekvatoryal zonüller uyum işlevinde, ön ve arka zonüller ise destek olarak görev yapar<sup>6</sup>.

Lens 3 kısımdan meydana gelir: kapsül, lens epiteli, lens lifleri.

**Kapsül:** Lensin yapısal elemanları olan epitelyum hücreleri ve lens liflerini saran elastik, şeffaf bazal zarıdır. Bu bazal membran benzeri yapı sürekli olarak sentezlenmekte olup, vücuttaki en kalın bazal membranlardan birini oluşturur. Kapsül önde lens epitelinden, arkada ise lens lif hücreleri tarafından sentezlenir. Ön kapsül doğum anında 8 mikron iken yetişkin insanda 14 mikrona kadar kalınlaşır. Arka kapsül merkezi tüm hayat boyunca 4 mikron kalınlığındadır. Lens kapsülü bir biri üstüne sıralanmış bir dizi lamelden meydana gelir. Lamellerin içinde; major yapısal proteinler, tip 4 kollajen, laminin, heparin sülfat, proteoglikan ve fibronektin bulunur<sup>6</sup>.

**Lens epiteli:** Ön kapsül altında tek sıra dizilmiş hegzagonal hücreler tabakası şeklindedir. Epitel hücrelerinin proliferatif kapasiteleri buldukları yere göre değişkenlik gösterir. Merkezdeki hücreler sabit iken ekvatorunda bulunanlar hayat boyunca epitel hücresi üretirler. Pregerminatif bölgedeki hücreler nadiren bölünme gösterirken, germinatif bölge lensin kök hücrelerini içerir. Dolayısıyla yeni liflerin meydana getirilmesinden ve sonuç olarak yaşam boyunca lensin boyutlarındaki ve ağırlığındaki artıştan sorumludur. Germinatif bölgedeki hücreler sürekli olarak bölünme gösterdiğinden yeni oluşan hücreler elongasyona uğradıkları ve lensin lif kütlelerini oluşturmak üzere diferansiyasyona uğradıkları geçiş bölgesine giderler. Lens epitel hücresi büyük

girintili çekirdek ve organellere sahiptir. Komşu hücreler lateral membranlarda bulunan adhezyon kompleksleri ile birbirlerine bağlanır sonuçta desmazom ve okludens tarzı bağlanmalar gösterirler<sup>7</sup>.

**Lens lifleri:** Lensin ana elemanlarıdır. Son derece az ekstraselüler aralığın bulunduğu sıkışık yapıdaki liflerden meydana gelir. Ekvator çevresinde bulunan ve mitotik özelliğe sahip lens epitel hücreleridir. Bu hücreler 80 yaşına kadar 200 milyon lens fibrili üretir. Yeni lens fibril hücreleri eski hücrelerin üzerine yığılarak iç içe kabuk oluşturacak şekilde organize olur. Hücreler bölünerek uzar ve 180 derece U şeklinde dönerler<sup>7,8</sup>. Olgun lens liflerinde çekirdek ve mitokondri gibi organeller liflerin gelişimi esnasında parçalanarak kayboldukları için bulunmazlar. Bu sayede lens şeffaflığına katkıda bulunurlar.

Intrauterin hayatın ilk 3 ayında lens vezikülünden gelişen birincil lens fibrillerinin yaptığı embriyonik nukleus etrafını saran ikincil lens fibrilleri doğuma kadar fetal nukleusu oluştururlar. Fibriller birleştikleri yerde önde Y, arkada ters Y şeklinde birleşir. 4 yaşına dek süren bu kabuklaşma olayı sonucu infantil nukleus ortaya çıkar. Erişkin nukleusu ise cinsel olgunlaşma evresine kadar birikmiş tüm liflerden oluşur<sup>7</sup>. Bu kabuklanma olayında yeni ve genç olan hücreler en üstte ve kapsüle yakın paketler halindedir. Hücreler arası alan lensin %1.3'üdür. Lens fibrilleri yaklaşık 10 mm uzunluğunda, 2 mikron genişliğinde ve 10 mikron kalınlığındadır<sup>8</sup>. Fetal döneme kadar 3 dallı olan sütür yapısı orta yaşa gelindiğinde 20 dallıdır. Her dallanma yeni bir lens fibril katmanını ifade etmektedir. Lens yapısında meydana gelen bu olaylar sonucunda gençlerde hızlı büyüme olmasına karşın ilerleyen yaşla birlikte büyüme azalır. Başlangıçta 80 mm<sup>2</sup> olan lens yüzeyi 180 mm<sup>2</sup>'ye ulaşır. Epitel hücre ve fibril yapısı ilk 20 yaşta %45-50 oranında artar. Sonuçta doğumda 65 mg olan lens 1 yaşında 125 mg, 20 yaşında 152 mg ve 90 yaşında 260 mg'a ulaşır. Doğumdaki ön arka kalınlığı 3.5 mm'den erişkinde 5.5 mm'ye çapıysa 5 mm'den 20 yaşında 10 mm'ye çıkar<sup>9</sup>.

### **Katarakt ve Tedavisi**

Lensin ana görevi objelerin retina üzerine odaklanmasına yardımcı olmaktır. Ek olarak akomodasyon işlevi de vardır. Bu ancak lens saydamlığını ve refraktif indeksini korur ise mümkündür. Normal lensin saydamlığından sorumlu birçok faktör vardır. Bu faktörler mikroskopik yapı ve kimyasal bileşenleri içerir. Lens liflerinde minimal ekstraselüler alan içeren düzenli bir

dizilimin olması ve major proteinlerin ışığın saçılımını azaltacak şekilde ve sitoplasma saydamlığını koruyacak şekilde yüksek oranda konsantre ve küçük boyutlu olması lensin şeffaflığında rol oynar<sup>10,11</sup>.

Yunancada şelale anlamına gelen katarakt terimi, ilk defa MS 1018 yılında Constantinus Africanus adlı bir keşiş ve adı bilinmeyen bir okulist tarafından tanımlanmıştır<sup>12</sup>.

Lensin saydamlığını yitirmesine veya ışığın saçılmasına neden olan opasiteye katarakt denir. Elli yaşından sonra gelişen ve belirli bir sebebi olmayan her türlü katarakta senil katarakt ya da yaşa bağlı katarakt denir. Yaşa bağlı katarakt genetik, çevresel, sosyoekonomik ve biyokimyasal faktörlerin birlikte etki ettiği çok faktörlü bir hastalıktır. İsminden de anlaşılacağı üzere yaş en önemli risk faktörüdür. Diğer faktörler; güneş ışığı, beslenme, diyabet, sigara ve alkol kullanımı, cinsiyet, ilaç kullanımı, genetikdir<sup>12</sup>.

WHO (World Health Organization; Dünya Sağlık Örgütü) 1990 yılında dünyadaki 38 milyon kör insanın, %41.8'inde sebep olarak kataraktı göstermiştir. Körlük, iyi gören gözde düzeltilmiş en iyi görme keskinliğinin 10/200'den daha az olması olarak tanımlanır<sup>13</sup>.

Katarakt şiddetine bağlı olarak gözün görme fonksiyonunu ve yaşamsal aktiviteleri etkileyen bir durumdur. Genelde ortak görüş fonksiyonel görme azalması olduğunda cerrahi müdahalenin gerektiğidir. İntraoküler lens implantasyonu ile birlikte katarakt ekstraksiyonu en sık uygulanan cerrahi prosedürdür.

Katarakt ve tedavisi ile ilgili ilk bilgiler MÖ 25 ile MS 50 yılları arasında yazılmış Celsus yazıtlarında geçmektedir. O devrin hekimlerinin kataraktı cerrahi olarak tedavi ettiği bilinmektedir fakat teknikleri hakkında bilgi yoktur.

Kataraktın pupil alanından göz içine itilerek uzaklaştırılmasını sağlayan yöntem hakkındaki ilk yazılı bilgi MÖ 600 yıllarında yaşamış Sustura adında Hintli cerraha aittir. Bu teknik couching (mil çekme) olarak adlandırılmıştır. Couching tekniği antik dönemden, 1900'lerin başlarına dek kullanılmıştır<sup>14</sup>.

Modern katarakt cerrahisi Jacques Daviel ile başlar. 1753'te ilk insizyonel katarakt ekstraksiyonu cerrahi tekniğini yayımlayarak cerrahide çığır açmıştır. Samuel Sharp 1753'te intrakapsüler katarakt ekstraksiyonunu gerçekleştirmiştir. İntrakapsüler katarakt ekstraksiyonunda 1961'de krio kullanılmaya başlanmıştır. İntrakapsüler katarakt ekstraksiyonu tekniğinde

komplasyonların yüksek olması ve teknolojik gelişmelere paralel olarak göziçi lenslerinin popülarite kazanmasıyla birlikte ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonuna tekrar dönülmüştür<sup>15</sup>.

Charles Kelman ilk kez 1967'de kataraktı küçük bir kesiden, fakoemülsifikasyonla ekstrakte etme yöntemini geliştirdi ve 1980'li yıllarda cerrahi teknik hızla geliştirildi. Fakoemülsifikasyon nukleus çıkartılmasının 3.2 mm veya daha küçük kesiden yapıldığı tekniktir. Katlanabilir lens implantasyonu ile birlikte en büyük avantajı küçük kesidir. Küçük kesili katarakt cerrahisinin avantajları; cerrahiye bağlı astigmatizmanın daha az olması, kesi yeri stabilitesinin daha iyi olması, görsel rehabilitasyonun daha hızlı olmasıdır<sup>16</sup>.

Günümüzde fakoemülsifikasyon ve katlanabilir İOL implantasyonu en sık uygulanan cerrahidir. Geniş kesi ekstrakapsüler cerrahi ve intrakapsüler cerrahi ise intraoperatif sorunları olan gözlerde sekonder cerrahi yöntemler olarak yapılmaktadır. Preoperatif fakoemülsifikasyon yapılmasının uygun olmadığı tespit edilen gözlerde de bu yöntemler primer cerrahi olarak kullanılmaktadır.

### **İntraoküler Lens İmplantasyonu Tarihçesi**

Katarakt ekstraksiyonu bilinen en eski ameliyatlardan biridir. MÖ 3000-4000 yıllarında yapıldığını gösteren eserler vardır. Modern katarakt cerrahisi J. Daviel'in 1752'de lensi göz dışına çıkartmasıyla başlamıştır. Bu tarihe kadar lens vitreus içine itilerek katarakt tedavi ediliyordu. Göziçi lensleriyle ilgili ilk çalışmaların 18'inci yüzyılda Tadini adlı bir oftalmolog tarafından yapıldığı sanılmaktadır. Ardından 1795'te Dresden'li bir doktor olan Casamata'nın göz içine camdan bir lens koyma teşebbüsünün başarısızlıkla sonuçlandığı bilinmektedir<sup>17</sup>.

Modern göziçi lens implantasyonu ilk kez 1949'da Londra St. Thomas hastanesinde Harold Ridley tarafından gerçekleştirilmiştir. Ridley, savaş yıllarında birçok hava subayının göz perforasyonlarının tamirinde göz içinde kalan akril cam parçalarının reaksiyon yapmadığını izlemiş ve materyal olarak akril camı seçmiştir. 1949'da ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu sonrasında ilk göziçi lensini kapsül içine implante eder fakat materyalin kırma indeksinin çok yüksek olması hastanın yüksek derecede miyop kalmasına yol açar. İlk implant cerrahisinde karşılaşılan başarısızlık nedeniyle, Ridley 1964'te bu

tekniki bırakır. Başarısızlık sebepleri olarak lens dislokasyonları, glokom gösterilmiştir<sup>18</sup>.

Bunu izleyen yıllarda birçok oftalmolog tarafından çeşitli ön kamara lensleri tasarlanmıştır. Ön kamara lenslerinde büllöz keratopatinin önemli bir komplikasyon olarak ortaya çıkması araştırmacıları yeni lens tasarımlarına yönlendirmiştir. Epstein, Binkhorst ve Worst çalışmalarını iris destekli lensler üzerine yoğunlaştırmışlardır. İris destekli lenslerin ilk yıllarında dislokasyon, pupilla deformatesi ve erezyonu, transilluminasyon ile birlikte iris atrofi, pigment dispersiyonu, üveit ve hemoraji ile birlikte birçok klinik problem ortaya çıkmıştır. Bu sorunların çoğunun nedeni irise İOL lupları ya da haptiklerinin kronik olarak sürtünmesidir<sup>18</sup>.

1976'da John Pearce yeniden arka kamara lenslerine yönelmiştir. Shearing 1977'de arka kamara lensi ile devrim yaratan önemli bir lens tasarımı geliştirmiştir. Tasarım iki adet esnek J-şekilli lupa sahip bir optikten oluşmaktaydı. Perritt, Simcoe, Sinskey, Kratz gibi araştırmacılar bu merceğin pek çok modifikasyonlarını denemişlerdi<sup>19</sup>.

1980'lerin sonlarında katarakt cerrahisi teknikleri, İOL tasarımı ve üretiminde önemli gelişmeler olmuştur. Charles Kelman öncülüğündeki modern fakoemülsifikasyon, ekstrakapsüler katarakt cerrahisinin erken dönemlerindeki 11-12 mm'lik kesilerin yerine günümüzde küçük kesilerle lensin ekstrakte edilmesine ve İOL'lerin 3.3 mm'ye kadar olan kesilerle implantasyonuna imkan vermiştir. Kapsül içi implantasyonun yapılabilmesine olanak veren cerrahi tekniklerin gelişmesiyle birlikte rijit PMMA tasarımları ve katlanabilir İOL'ler geliştirilmiştir. Küçük kesili cerrahi tekniklerdeki gelişmelere ve İOL teknolojisine paralel olarak katlanabilir lenslere ilgi artmıştır. Katlanabilir lens silikon, hidrojel ya da akrilik materyelden üretilmektedir. Günümüzde İOL implantasyonu sadece katarakt alınmasından sonraki görsel rehabilitasyonu sağlayan bir yöntem olmayıp aynı zamanda bir refraktif prosedürdür, bu sebeple İOL'lerin katarakt cerrahisinde çok önemli bir yeri vardır<sup>20</sup>.

### **Gözün Kırıcı Yapıları**

Geometrik optikte, görüntülerin boyut ve yerleşimlerinin hesaplanabilmesi için, anatomik olarak gerçek göz yerine, hesaplamalarda kullanılmak üzere kırıcı yapıların yeri ve kırılma indileri teorik olarak belirlenmiş göz çizimleri kullanılmaktadır. Kurgulanmış bu göze şematik göz denmektedir.

İnsan gözünün optik özelliklerini değerlendirmede oldukça kullanışlı bir yöntemdir. Gullstrand tarafından tanımlanan şematik göz en sık kullanılan modeldir. Işınlara gözde nasıl yayıldıklarını belirlemede kullanılan temel parametreler kornea ve lense ait yüzeylerin eğrilikleri, yerleşimleri ve optik ortamların kırılma indisidir<sup>21</sup>. Kornea ön yüzünün eğrilik yarıçapı 7.70 mm, arka yüzünün eğrilik yarıçapı 6.70 mm'dir. Korneanın kırılma indisi 1.376'dır. Korneanın ön yüzünün konverjan, arka yüzünün diverjan etkisi ile toplam 42.95 dioptrilik kırılma gücü meydana gelir. Humor aközün ve vitreusun kırılma indisi 1.336'dır<sup>22</sup>. Akomodasyon yapmayan istirahat halindeki bir gözde lens korteksinin ön yüzünün eğrilik yarıçapı 10.00 mm, arka yüzünün eğrilik yarıçapı -6.00 mm'dir. İnsan lensinin yapısı soğan tabakalarına benzetilir. Tabakalı yapı, derin katlara ilerledikçe daha sıkı bir yapıya dönüşür. Kırılma indisinde, derin katlara inildikçe yükselir. Fakat ışınların kırılma indilerinin sürekli değiştiği tabakalar arasında ilerlediği yolu hesaplamak oldukça zordur. Bu nedenle, Gullstrand, lensin çekirdek kısmı için 1.406, korteks kısmı için 1.386 olmak üzere iki ayrı kırılma indisi hesaplamıştır. Lens çekirdeğinin (nukleus) ön yüz yarı çapı 7.91 mm, arka yüz yarıçapı -5.76 mm'dir. Lens akomodasyon yapmadığı konumda 19.11 dioptri kırıcılığa sahiptir<sup>23</sup>.

Lens 19.11 dioptrilik kırma gücü ile lens gözün önemli kırıcı ortamlarından biridir. Katarakt ekstraksiyonu ile lensin alınması gözü dioptrik güç bakımından son derece zayıf bırakır, ortalama 23.70 dioptrilik bir kayıp söz konusudur. Dioptrik gücün yerine konması gözlük, kontak lens, kornea üzerine doku yerleştirilmesi, İOL'ler şeklinde olabilir. Kristal lens gücü yenilemenin en yaygın ve en başarılı yöntemi bir İOL kullanımınıdır<sup>24</sup>.

### **Oküler Biyometri ve Parametreleri**

Ultrasonografi, ses dalgalarının vücut dokuları ile fizik kurallarına göre etkileşimine dayanan, tanı ve tedavide kullanılan bir yöntemdir<sup>25</sup>. Ultrasonografinin oftalmolojide kullanılmasına Mundth ve Hughes tarafından 1956 yılında başlanmıştır<sup>26</sup>. Değişik oküler dokularda ses hızının farklı olduğu Oksala tarafından tanımlanmıştır<sup>27</sup>. Ossoinig A-mod ultrasonografinin dokulardaki standardizasyonu üzerinde çalışmalar yapmıştır<sup>28</sup>. Baum ve Greenwood 1958 yılında oftalmolojide B-mod ultrasonografiyi tanımlamışlardır. Baum ve Greenwood immersiyon tekniğini kullanmışlardır<sup>29</sup>. Bronsen ve Turner 1972'de ilk kontak B-mod ultrasonografiyi raporlamışlardır<sup>30</sup>. Biyometrik ölçüm

amaçlı ultrasonografinin ilk kullanımı ise 1963 yılında Ossoinig ve Gernet tarafından gerçekleştirilmiştir<sup>31</sup>.

Ultrasonik biyometri gözü oluşturan dinamik ve statik yapıların sayısal olarak ultrason yardımıyla ölçülmesi işlemidir. A-mod ultrasonografi ile ilgili dokuya ultrason enerjisi gönderilir ve yüzeyden yansıyan ekolar ekranda izlenir. Ölçüm sırasında yeterli eşik düzeyi geçen sinyaller ekrana yansımaktadır. Ultrasonik ses hızı gönderildiği dokuya göre değişmektedir. Aksiyel uzunluğun ölçümünde yeterli ses hızının kullanılması ölçümün değerliliği açısından önemlidir. Ölçüm yapılan aletlerde fakik hastalarda aksiyel uzunluk ölçümü için ses hızı ortalama 1550 m/sn, psödo fak ve afak hastalarda ise 1532 m/sn olarak kullanılmaktadır<sup>32</sup>.

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

<b>ORTAM</b>	<b>HIZ (m/sn)</b>
Fakik Glob	1552
Afakik Glob	1532
Aköz- vitreus	1532
Kornea	1640
Lens	1641
Lens (katarakt)	1629
PMMA lens	2780
Akrilik lens	2180
Silikon yağı	980

Biyometri en sık aksiyel uzunluk ölçümünde kullanılmaktadır. Ayrıca lens, vitreus, ön kamara derinliğinin ölçümünde kullanılır. Kullanılan ultrason aletlerinde aksiyel uzunluk otomatik ya da manuel olarak ölçülebilmektedir. Manuel ölçüm sırasında ölçümü yapan kişi ekrana yansıyan ekoları izlemek durumunda kalmaktadır. Otomatik ölçümde ise alet eşik değeri geçen ve sensitivitesi uygun olan ölçümü ekranda kendisi dondurmaktadır. Bu durum kullanıcının ölçüm tekniğine konsantre olmasına olanak vermekte ve hata riskini azaltmaktadır<sup>32</sup>.

A-scan ultrasonografi ölçümü kontakt veya immersiyon metodlarıyla yapılabilir. Her iki yöntemde de gönderilen ses dalgalarının optik akstan

geçmesi şarttır. Lens ön arka yüz refleksi ile retina refleksi yeterli ve eşit yükseklikte olmalıdır<sup>33</sup>.

**İmmersiyon tekniği:** Su banyosu tekniği de denilen bu yöntem hasta sırt üstü yatar pozisyonda yapılır. Göz kapakları arasına yerleştirilen skleral kap %1'lik metilsellüloz ile doldurulur. Sert uçlu ultrasonik prob bu kap içine daldırılarak korneadan 5-10 mm uzaklıkta tutulur. Proben korneaya temas etmemesi gerekmektedir. Bu sayede kontak metotta izlenmeyen kornea ekosu oluşmaktadır. Ölçümde kornea lens, lens ön-arka yüzü ve retinaya ait refle elde edilir. Ekoların iyi lokalize olması için prob optik aksa dik olmalıdır. Proben daldırıldığı kabın içinde hava kabarcığı bulunmasının hatalı ölçümlere sebep olacağı bilinmelidir<sup>34</sup>. Nonkontakt metoda göre avantajı korneal basının olmamasıdır. Bu durum 22 mm'den kısa gözlerde önem teşkil etmektedir, çünkü bu gözlerde ihmal edilebilir diye düşünülen hatalar dahi postoperatif dönemde anlamlı refraksiyon hatalarına neden olmaktadır. Ayrıca immersiyon tekniğinde sıvı menisküs problemide ortadan kalkmaktadır<sup>34</sup>. Yapılan bir çalışmada kontak tekniğinde immersiyon yöntemine göre aksiyel uzunluğun 0.24 mm daha kısa ölçüldüğü kanıtlanmıştır. Bu refraksiyona 0.6 D olarak yansır<sup>35</sup>.

**Kontakt Teknik:** Hasta yatar durumda ya da oturur durumda iken ölçüm yapılabilir. Topikal olarak kornea anestezi sağlandıktan sonra hasta düz bakarken yarı yumuşak veya yumuşak uçlu prob ile korneaya temas ettirilerek ölçüm yapılır. Prob görme eksenine ile aynı hizaya getirilerek korneaya hafifçe temas ettirilir. Ölçüm sırasında retina ekosunun hemen arkasında skleraya ait eko izlenmektedir. Doğru ölçüm yapılabilmesi için ses dalgasının lens ve retinaya dik olarak ulaşması gerekir<sup>34</sup>. En sık yapılan hata ölçüm sırasında korneaya bası yapılmasından kaynaklanır. Basıyı engellemek için kornea yan taraftan izlenmelidir ya da ön kamara derinliği takibi yapılmalıdır. Ön kamara derinliğinin azalması korneal basıyı düşündürmelidir ve hatalı kısa ölçümlerle sonuçlanacağı bilinmelidir. Ayrıca kornea ile prob arasında sıvı menisküs olması, ses hızının yanlış ayarlanması, ölçümün optik akstan yapılmaması diğer hata kaynaklarıdır. Kornea ile prob arasında sıvı menisküsünün olması hatalı uzun aksiyel ölçümlere sebep olur. Ölçüm sırasında probun kuru olduğu, gözde aşırı gözyaşı ya da jel olup olmadığına dikkat edilmelidir<sup>34,36</sup>.



Hem immersiyon hem de kontak teknikte en az üç adet, aralarında 0.3 mm'den fazla fark olmayan ölçümün alınması önerilmektedir<sup>36</sup>. 0.3 mm'lik değişikliğin kullanıcıya ait ölçüm hatası olduğu kabul edilmektedir. Üretici firmalar otomatik modda yapılan ölçümde alete ait 0.1 mm'lik hata payı bildirmektedir<sup>37</sup>. Ayrıca her hafta alet kalibrasyonu yapılması aletten kaynaklanabilecek hataları azaltacaktır.

### **Aksiyel Uzunluk Ölçümü**

Aksiyel uzunluk ölçümü İOL gücü hesaplamalarında kullanılan en önemli parametrelerden biridir ve doğru olarak ölçülmesi çok önemlidir. Korneanın, lensin ön ve arka yüzeyi ile retinanın maksimum ekojenite verdiği nokta ölçülür. Korneanın tepesi ile vitreoretinal ara yüzey arasındaki mesafe aksiyel uzunluk olarak ölçülür<sup>24,32</sup>.

Aksiyel uzunluk ölçümü ultrasonografi ya da parsiyal koherens interferometri ile yapılabilir. Gözün aksiyel uzunluğunun saptanmasında en sık kullanılan yöntem ultrasonografi metodudur. Aksiyel uzunluk ölçümleri ölçüm yapılan cihazdan cihaza göre farklılık gösterir. Bu nedenle cihaz kalibrasyonu doğru aksiyel uzunluk ölçümünde önemli bir etkidir. Aksiyel uzunluk ölçümlerini kullanılan ultrasonografi tekniği de etkileyebilir. Kontak metodu korneayı çökteceğinden yanlış kısa ölçüm alınmasına neden olabilir. Bu durum postoperatif miyopik refraksiyona neden olur<sup>38</sup>. Aksiyel uzunluk ölçümünde 1 mm'lik hata postoperatif refraksiyona 2.7 D olarak yansır<sup>39</sup>.

### **Kornea Kırma Gücü Ölçümü**

Kornea gözün toplam kırma gücünün üçte ikisini temsil eder ve oküler refraktif sistemin en önemli komponentini oluşturur. Korneanın kırma gücü ölçümü İOL gücü hesaplamalarında kullanılan bir diğer önemli parametredir. Korneanın kurvatürü ilk olarak 1845 yılında Helmholtz tarafından keratometre kullanılarak ölçülmüştür. Bu cihaz 3 mm'lik bir halkadan yansıtılan birbirine dik iki nokta çiftinin arasındaki mesafeyi ölçer. Keratometri ölçümleri normal korneanın parasantral bölgesi gibi regüler sferosilindirik yüzeyler için doğru sonuç verir<sup>40</sup>.

İOL teknolojisinin gelişmesinden beri keratometre korneal gücü ölçmek için kullanılmaktadır. Keratometre ve Placido disk topografi cihazları sadece ön korneal yüzeyi değerlendirebilir fakat korneal güç hem ön hem de arka yüzeylere bağlıdır. Keratometre arka korneal yüzey hakkında varsayımlarda

bulunarak çalışır. Arka yüzey eksi güce sahip olduğundan keratometre cihazları formülünde daha düşük refraktif indeks kullanarak bunu kompanse eder. Aşağıdaki formül kullanılarak milimetre olarak okunan değer dioptriye çevrilir<sup>41</sup>.

$$K = 1.3375 / r$$

**K:** Korneal kırma gücü

**r:** ön yüzey yarıçapı

Bu formül, Gullstrand'ın 1.3376 değeri yerine korneanın refraktif indeksini 1.3375 olarak kabul eder.

Kornea kırıcılığının ölçülmesinde yapılan en önemli yanlışlık kaynağı ölçüm hatalarıdır. Ölçüm hataları genelde kalibrasyondan kaynaklanır. Kornea kırıcılığının ölçülmesinde yapılan 1.00 D'lik hata postoperatif refraksiyonu 1.00 D etkiler<sup>42,43</sup>.

### **Tahmini Ön Kamara Derinliği Ölçümü**

Ön kamara derinliği kabaca korneal vertex ile lens ön yüzeyi arasındaki mesafe olarak ifade edilir. Ön kamara derinliği biyometrik cihazlarla kolaylıkla ölçülebilir. Operasyon öncesi yapılan bu ölçüm postoperatuvar ön kamara derinliğinin doğru hesaplanmasını sağlamaz. Postoperatif ön kamara derinliği kornea arka yüzeyinden İOL'in ön yüzeyine kadar ölçülen mesafedir<sup>34</sup>. Operasyon sonrası ön kamara derinliği ölçülemediğinden ancak bazı parametrelerden yola çıkılarak tahmin edilebilir. Tahmini ön kamara derinliği hesaplamada kullanılan bu teknik Holladay ve arkadaşlarının formülünden elde edilmiştir. Formülden de anlaşılacağı gibi anatomik ön kamara derinliği cupola'nın (sferik segment) yüksekliğine eşittir<sup>44</sup>.

$$h = r - \sqrt{r^2 - d^2/4}$$

**r :** kornea kurvatürünün ortalama eğrilik yarıçapı

**d :** ön kamara çapı

**h:** cupolanın milimetre cinsinden yüksekliğidir ve korneanın arka yüzeyi ile iris ön yüzeyi arasındaki mesafedir.

Psodofakik ön kamara derinliği ise anatomik ön kamara derinliği ile SF (cerrah faktörü) sabitinin toplamına eşittir. Aşağıdaki formülle ifade edilir;

$$h = r - \sqrt{r^2 - d^2/4} + SF$$

**SF** : Cerrah faktörü, afakik iris ön yüzeyi ile İOL'in ön yüzey tepe noktası arasındaki mesafedir.

Yapılan çalışmalarda operasyon öncesi ve sonrası yapılan ön kamara derinliği ölçümlerinde bir korelasyon olmadığı gösterilmiştir. Fakat operasyon sonrası ön kamara derinliği ile aksiyel uzunluk arasında sıkı bir ilişki vardır. Postoperatuvar refraksiyonu etkileyen operasyon öncesi ölçülen ön kamara derinliği değil postoperatuvar ön kamara derinliği diğer adıyla efektif lens pozisyonudur (ELP). İOL gücü hesaplamasında ELP'nin önceden tahmininin kornea gücünü ve aksiyel uzunluğu hesaplamak kadar önemli olduğu bilinmektedir<sup>38</sup>.

Teorik formüllerde hesaplama için operasyon sonrası ön kamara derinliğinin tahminine ihtiyaç duyulurken regresyon formüllerinde buna ihtiyaç yoktur. Lens tipi ve lensin yerleştirildiği pozisyon tahmini ön kamara derinliğini etkileyen diğer faktörlerdir. Arka kamara İOL'de tahmini ön kamara derinliği 4.0-5.3 mm arasında değişmektedir. Tahmini ön kamara derinliği ön kamara lenslerinde 2.8-3.3 mm, iris fixasyonlu lenslerde 3.3-3.5 mm'dir<sup>32</sup>.

İOL'in öne doğru yerleştirilmesi operasyon sonrası refraksiyona miyopik yönde, arkaya doğru yerleştirilmesi ise hipermetropik yönde katkıda bulunacaktır. Tahmini ön kamara derinliğinde 1 mm'lik hata miyopik gözde 1.00 D, emetropik gözde 1.5 D, hipermetropik gözde 2.5 D refraksiyon hatasına yol açabilmektedir<sup>45</sup>. Hata doğrudan implante edilen lensin gücü ile orantılıdır. 0.5 mm yanlış yerleştirilen 20 D gücünde bir lens postoperatif refraksiyonda 1.00 D hataya yol açarken, aynı mesafede hata ile yerleştirilen 30 D gücündeki lens 1.5 D hataya yol açmaktadır<sup>46</sup>.

### **Biyometrik Ölçümlerde Hata Kaynakları**

İOL gücü hesaplamalarında ameliyat sonrası refraktif hataların büyük bir kısmı ameliyat öncesi yapılan ölçüm hatalarından kaynaklanmaktadır. İOL gücü hesaplamalarında ortaya çıkan hata kaynakları aksiyel uzunluk ölçüm hataları, keratometrik ölçüm hataları, postoperatif ön kamara derinliğinin yanlış tahmin edilmesi, lens üretici firma hataları, kullanılan formül hataları olarak sıralanabilir<sup>47</sup>.

### **Aksiyel Uzunluk Ölçüm Hataları**

Aksiyel uzunluk ölçümü İntraoküler lens gücü hesaplamalarında en önemli basamaklardan birisidir. Ortalama aksiyel uzunluk 23.5 mm'dir. Ölçüm

ne kadar tekrarlanırsa ve dikkatli yapılırsa hata o kadar azalacaktır. Postoperatif refraktif hataların %54-68'nin hatalı aksiyel uzunluk ölçümünden kaynaklandığı bilinmektedir<sup>47</sup>. Aksiyel uzunluk ölçümünde 1 mm'lik hata postoperatif refraksiyona 2.7 D olarak yansır<sup>39</sup>.

Kontak yöntemle pratikte en sık karşılaşılan hata, korneaya bası yapılmasıdır. Nonkontakt ölçüm tekniğine göre kontak teknikte aksiyel uzunluk 0.24 mm kısa çıkmaktadır. Bunun sonucunda 0.6 D'lik refraksiyon hatası ortaya çıkarmaktadır<sup>35</sup>. Ölçüm hatalarının bir diğer nedeni ise aletten kaynaklanan kalibrasyon hatalarıdır. Aletin düzenli kalibrasyonunun yapılması bu hataları azaltacaktır<sup>48</sup>.

Aksiyel uzunluk ölçümü yapılırken ultrasonik hız kornea, aköz, lens ve vitreusta aynı değildir. Farklı gözlerdeki farklı hız nedeniyle hata oluşması kaçınılmazdır. En kesin aksiyel uzunluk ölçümü; ideal A-mod ultrason görüntüsü alındıktan sonra, her oküler komponent için ayrı ayrı ultrason hızı kullanarak yapılan ölçümdür. Fakat bu yöntem fazla pratik olmadığından, tüm oküler dokular için 1550 m/sn standart hız kullanılır. Standart hız kullanımına ve katarakt yoğunluğuna göre hız ayarlanamamasına bağlı hatalar görülebilir. Lens kesafetinin derecesine göre ultrason hızının ayarlanması hatayı bir miktar azaltabilir<sup>32</sup>.

Posterior stafilom, intraoküler kitleler, retina dekolmanı, vitreus membran oluşumu hatalı ölçümlere neden olabilir. Bu olgularda hastalar probun ortasındaki fiksasyon ışığına baktırılarak optik aksın yakalanması veya B-probu ile arka segment izlenirken simultane aksiyel uzunluk ölçümü yapılması hata oranlarının azalmasına yardımcı olmaktadır<sup>49</sup>.

### **Kornea Kırıcılığını Hesaplama Hataları**

İntraoküler lens gücü hesaplamalarında yapılan hataların %25'nin korneal kırıcılık hesaplamalarından kaynaklandığı bilinmektedir<sup>47</sup>. Kornea kırıcılığının ölçülmesinde hataların en önemli nedeni ölçüm hatasıdır. Ölçüm hatalarının önemli bir kısmı aletin kalibrasyon hatasından kaynaklanır. Keratometri kalibrasyonundaki hatalar 0.2 mm'ye kadar büyük olabilmektedir. Bu da postoperatif refraksiyonda 1.00 D farka yol açacaktır<sup>42</sup>.

Keratometri ile sadece korneanın ön yüzeyinin eğrilik yarıçapı ölçülür. Korneanın gerçek refraktif indeksi 1.376'dır. Fakat bu değer hesaplamalarda kullanılabilmesi için korneanın ön ve arka yüzey eğrilik yarıçaplarının bilinmesi

gerekmektedir. Korneanın arka yüzey eğrilik yarıçapının ölçülememesi sebebiyle korneanın net kırıcılığı hesaplanamamaktadır<sup>41</sup>.

Postoperatif keratometrik değişiklikler bir diğer kornea kırıcılığı ile ilgili sorundur.

### **Postoperatif Ön Kamara Derinliği Tahmininde Hatalar**

Operasyon öncesi bu değeri tam olarak tahmin edebilmek mümkün değildir. Üretici firma tarafından lens tipine ve cerrahi tekniğe göre bu değerler bildirilir. Lens dizaynına, yerleşim yerine ve aksiyel uzunluğa bağlı olarak postoperatif ön kamara derinliği değişiklik gösterir. Sabit bir ön kamara derinliği kullanıldığında, uzun gözlerde ön kamara derinliği olduğundan sığ olacağından postoperatif hipermetropik hataya, kısa gözlerde ise ön kamara derinliği olduğundan derin olacağından postoperatif miyopik hataya neden olur<sup>45</sup>.

Cerrahi teknik ön kamara derinliğini etkileyen faktörler arasında sayılabilir. Ön kamara derinliği kapsüloleksis büyüklüğü ile ilişkilidir. Büyük kapsüloleksiste İOL'in öne doğru eğimi artacak ve sonucunda ön kamara derinliği azalacaktır. Lensin kapsül içi veya sulkusa yerleşimide ön kamara derinliğini etkileyecektir. İOL kalınlığı, konveksite şekli, optik haptik açısı ön kamara derinliğini etkileyen faktörlerdendir<sup>38</sup>.

Teorik formüllerde ön kamara derinliğinde yapılacak 1 mm'lik hata, miyopide 1.00 D, emetropide 1.5 D, hipermetropide 2.5 D postoperatif refraktif hataya sebep olmaktadır<sup>45</sup>.

Hataları engellemek için ölçümlerin deneyimli kişilerce yapılması buna ek olarak ölçüm yapılan aletlerin kalibrasyonunun düzenli aralıklarla yapılması gerekmektedir. Eğer aksiyel uzunluk 22 mm'den kısa, 25 mm'den uzunsa, ortalama korneal güç 40 D'den küçük, 47 D'den büyükse, her iki göz arasında korneal güç 1.00 D'den fazla ve aksiyel uzunluk 0.3 mm'den fazla, hesaplanan lens gücü standart değerden 3.00 D ve fazla farklı ise ölçümlerin tekrarlanarak kontrolünün yapılması önemlidir. Ölçüm sırasında probun optik aksla çakışması ve her bir lens tipi ve cerrah için kişiselleştirilmiş A sabiti değerinin ve tahmini ön kamara derinliğinin kullanılması gerekmektedir.

Bunlara ek olarak kişisel A sabiti kullanılmaması, ultrasonik hızın farklı ortamlarda aynı olmaması, farklı evrelerdeki kataraktlı lenslerde farklı hızın oluşması, göziçine implante edilecek lensin şekli, firma üretim hataları gibi hata

kaynakları mevcuttur. Ayrıca İOL'in gücü değişik üretici firmalarca değişik biçimde ölçülebilir. Bu da lens üreticileri arasında farklılıklara yol açabilir.

### **İntraoküler Lens Gücü Ölçüm Formülleri**

İntraoküler lens gücünün doğru tahmini, biyometrik ölçümün yanı sıra uygun formül seçimi ile de ilişkilidir. Kullanılan formüller için üç yöntem kullanılmaktadır. Bunlar klinik yöntemler, regresyon formülleri, teorik formülleridir<sup>38</sup>.

#### **Klinik Yöntemler**

1970'lerden önce lens gücünü hesaplamak için klinik anamneze dayanan bir denklem kullanılırdı.

$$P = 18 + (1.25 \times \text{ref.})$$

**P** : İOL gücü

**Ref** : hastanın katarakt oluşmadan önceki refraksiyonu

Klinik anamnez metodu ile 1.00 D'den yüksek hatalar % 50' den fazla idi. Bazı hatalar çok büyüktü ve 9.00 D'ye kadar çıkıyordu<sup>32</sup>.

Bu büyük hataların nedeni hastanın katarakt oluşmadan önceki refraksiyon kusurunu saptama zorluğu ve kristalin lens gücündeki geniş varyasyonlardır. Bu nedenle İOL gücünün hesaplanması için teorik veya regresyon esaslı çok basit veya çok komplike bir çok formül ileri sürülmüştür. Bunların tümünde kornea kırıcılığı ve aksiyel uzunluk ölçümü mutlak gerekli verilerdir<sup>38</sup>.

#### **Regresyon Formülleri**

Regresyon formülleri ameliyat sonrası refraktif sonuçtan yola çıkılarak retrospektif analizler sonucunda geliştirilmiştir. Formül ameliyat öncesi kornea kırma gücü ve aksiyel uzunluk gibi değişkenler arasında istatistiksel bağlantılar kurulması esasına dayanır. Regresyon formülleri geliştirilmesinde normal anatomik göz yapısı dikkate alınır. Teorik formüllerdeki varsayımlar regresyon formüllerinde kullanılmaz<sup>50</sup>.

Regresyon formülünün esası aşağıdaki denklemdir.

$$P = A - B \times L - C \times K$$

**P** : İOL gücü

**L** : Aksiyel uzunluk

**K** : Kornea kırıcılığı

**A, B, C** : Sabit değerler

Regresyon formüllerinin en popülerleri 1980 yılında tanımlanan SRK'dır (Sanders, Retzlaff, Kraff)<sup>51</sup>.

**SRK I formülü;**

$$P = A - 2.5 \times AL - 0.9 \times K$$

**P** : İOL gücü

**AL** : Aksiyel uzunluk

**A** : A sabiti

**K** : Kornea gücü

A - sabiti lens tipi, üretim tekniği ve göziçi implantın pozisyonuna göre değişir. SRK I formülü karışık olmaması ve her bir lens için ayrı A-sabiti kullanması nedeniyle yaygın olarak kullanılır. SRK I aksiyel uzunluğun 22-24.5 mm arasında olduğu durumlarda en doğru sonucu vermektedir<sup>52</sup>.

Diğer regresyon formülleri ise Gills, Axt, ASC ve TM'dir. Regresyon formülleri ameliyat sonrası normal sınırlarda aksiyel uzunluğa sahip gözlerde iyi sonuçlar verirken kısa gözlerde istenilenden daha düşük İOL gücü, uzun gözlerde istenilenden daha yüksek İOL gücü verirler. Sonuçta ameliyat sonrası kısa gözlerde hipermetropiye, uzun gözlerde miyopiye kayış gözlenir. Bu sorunu ortadan kaldırmak için ikinci jenerasyon formüller geliştirilmiştir<sup>51</sup>.

İkinci jenerasyon formülleri SRK II, Donzis-Kastle-Gordon, Gills, Thompsom-Maumenee ve Baker formülleridir. Bu formüllerden en sık kullanılanı SRK II' dir<sup>53</sup>. SRK II aksiyel uzunluğa göre modifiye edilmiştir. Aksiyel uzunluk 20 mm altında olduğunda hedeflenen İOL gücüne 3.00 D, aksiyel uzunluk 20-21 mm arasında ise 2.00 D, aksiyel uzunluk 21-22 mm arasında ise 1.00 D eklenir. Aksiyel uzunluk 22-24.5 mm arasında ise ekleme yapılmaz. Eğer aksiyel uzunluk 24.5 mm üzerinde ise İOL gücünden 0.5 D düşülerek lens seçimi yapılır. Bu eklenen veya çıkartılan değerler formülde C-sabiti olarak ifade edilir<sup>53</sup>.

**SRK II formülü;**

$$P = A - 2.5 \times AL - 0.9 \times K + C$$

**P** : İOL gücü

**AL** : Aksiyel uzunluk

**K** : Kornea gücü

**A** : A sabiti

**C** : C sabiti

### Teorik Formüller

Şematik bir göz ele alınarak ve bazı optik kurallara dayanarak elde edilmiş formüllerdir. Teorik formüllerde kornea kırıcılığı, kornea lens mesafesi, lens retina mesafesi, aköz refraktif indeksi, kornea refraktif indeksi, ameliyat sonrası ön kamara derinliği gibi parametreleri hesaplamalarda kullanılır. Teorik formüllerde hesaplamalar temel olarak lensin oluşturduğu verjans etkisinden korneanın oluşturduğu verjans etkisinin çıkarılması esasına dayanır<sup>24</sup>. Teorik formüller 1970'lerde Fyodorov ve Colanbrander tarafından ortaya atılmıştır. Teorik formüllerin temelini Gaus optiği oluşturmaktadır. Fyodorov ilk olarak İOL gücü hesaplamasında gözün optik sistemini tanımlayan Gauss optiğini kullanan kişidir<sup>54</sup>.

#### Fyodorov formülü;

$$P = \frac{1336 - AL \times K}{(AL - ELPo) \left(1 - \frac{ELPo \times K}{1336}\right)}$$

P : İOL gücü

AL : Aksiyel uzunluk

K : Kornea gücü

ELPo : Efektif lens pozisyonu (ameliyat sonrası tahmini ön kamara derinliği)

Teorik formüller Binkhorst, Colabrande, Hoffer , Fyodorov-Galin-Linksz, Thijsen ve Van der Haijde formüllerinden oluşur<sup>52</sup>. Bu birinci jenerasyon teorik formüllerde tahmini ön kamara derinliği İOL'in haptik optik tasarımı ne olursa olsun her hastada her lens için 4 mm'lik sabit değerler kullanılmıştır.

#### Colabrande formülü;

$$P = \frac{1336}{AL - ELPo - 0.05} - \frac{1336}{K - ELPo - 0.05}$$

P : İOL gücü

AL : Aksiyel uzunluk

K : Kornea gücü

ELPo : Efektif lens pozisyonu

#### Van der Haijde formülü;

$$P = \frac{1336}{AL - ELPo} - \frac{1}{K - \frac{ELPo}{1336}}$$



P : İOL gücü

AL : Aksiyel uzunluk

K : Kornea gücü

ELPo : Efektif lens pozisyonu

**Thijsen formülü;**

$$P = \frac{1336}{AL - C + Const1} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - ELPo + Const2}$$

**Binkhorst Formülü;**

$$P = \frac{1336 (4R - AL)}{(AL - ELPo)(4R - ELPo)}$$

P : İOL gücü

AL : Aksiyel uzunluk

K : Kornea gücü

R : Kornea radiusu (mm)

Binkhorst, Hoffer ve Shammas formülleri ikinci jenerasyon teorik formüllerdir. Birinci jenerasyon teorik formüllerde problem olan operasyon sonrası ön kamara derinliğinin hesaplanmasına çözüm aranmıştır.

**Binkhorst II ikinci jenerasyon formülü;**

$$P = \frac{1336 [4R - (L + 0.225 - 0.0517)]}{[(L + 0.25 - 0.0517) - ACD] (4R - ACD)}$$

P : İOL gücü

R: İmplantın arka eğrilik yarıçapı

L: Aksiyel uzunluk

**0.225:** Retina kalınlık faktörü

**0.0517:** Kullanılan implant için kalınlık faktörü

**ACD:** Ön kamara derinliği

1981'de Binkhorst ELP için bir ölçek faktörü olarak aksiyel uzunluğu kullanarak ELP'nin tahminini düzeltmiştir. Postoperatif tahmini ön kamara derinliği implante edilecek lensin yerine göre ayarlanır. Binkhorst tarafından tanımlanan vakalarda postoperatif ön kamara derinliği ile aksiyel uzunluk arasında pozitif korelasyon vardır. Arka kamara lensleri için aksiyel uzunluk 23.45 mm'den kısa ise her milimetre için ön kamara derinliği 0.17 mm azaltılır,

aksiyel uzunluk 23.45 mm'den uzun ise her mm için ön kamara derinliğine 0.17 mm eklenir<sup>55</sup>.

#### Hoffer formülü;

$$P = \frac{1336}{L - C - 0.05} - \frac{1.336}{K + R} \frac{C + 0.05}{1000}$$

P : İOL gücü

L: Aksiyel uzunluk

ACD: Ön kamara derinliği

R: Kornea gücünde beklenen postoperatif hata

Hoffer formülü Colenbrander formülünün modifiye edilmiş halidir. Burada kornea gücüne beklenen postoperatif hata eklenir. Ayrıca Hoffer ön kamara derinliğini aksiyel uzunluğa göre hesaplamıştır. Düzeltilmiş ön kamara derinliği aşağıdaki gibi hesaplanır<sup>55</sup> ;

$$\text{Düzeltilmiş ACD} = (0.292 \times AL - 2.93) + (ACD - 3.94)$$

#### Shammas formülü;

$$P = \frac{1336}{L - 0.1(L - 23) - ELPo - 0.05} - \frac{1}{K} \frac{ELPo + 0.05}{1336}$$

P : İOL gücü

L: Aksiyel uzunluk

ELPo : Efektif lens pozisyonu

K : Kornea gücü

Shammas formülünde aksiyel uzunluk immersiyon tekniği ile ölçülmüş kabul edilmektedir. Bunun için aksiyel uzunluk ölçümü kontak teknikle yapılmışsa ölçüme 0.24 mm eklenerek formülde yerine yazılmalıdır. Aksiyel uzunluk 23 mm iken refraksiyon değişmezken, 23 mm'den kısa gözlerde her 1 mm için aksiyel uzunluk 0.1 mm arttırılır. 23 mm'den uzun gözlerde her 1 mm için aksiyel uzunluk 0.1 mm azaltılır<sup>32</sup>.

#### Postoperatif Refraktif Hatanın Hesaplanması

Refraktif gücü bilinen İOL implantasyonundan sonra meydana gelecek postoperatif refraktif hata (E), cerrahiden önce Hoffer veya Binkhorst formülü kullanılarak tahmin edilebilir.

$$\text{Hoffer formülü E} : \frac{1.336}{\frac{1336}{L - ELPo - 0.05} - P_{IOL}} + \frac{ELPo + 0.05}{1000} - K$$

$$\text{Binkhorst formülü } E : \frac{1336 (4R-L) - PIOL (L-ELPo)(4R-ELPo)}{1336 (0.003 L R) - PIOL (L-ELPo)(0.003 ELPo R)}$$

Holladay, SRK-T ve Hoffer Q formülleri üçüncü jenerasyon teorik formüllerdir. Birinci ve ikinci jenerasyon formüllerle oluşan hataları en aza indirmek üzere planlanan ve ELP tahminini hesaba katan üçüncü jenerasyon formüller biyometrik cihazların softwarelerinde bulunmaktadır<sup>56</sup>.

Holladay I formülü 1988'de Holladay tarafından geliştirilmiştir. Aksiyel uzunluk, K ve kornea yüksekliği dikkate alınarak ELP tahmini yapılır. Holladay daha önceki formüllerde kullanılan ön karma derinliğine kornea kalınlığı ve iris düzlemi ile göziçi lensi ön yüzeyi arasındaki mesafeyi (surgen faktör) de eklemiştir. Hoffer formülünde aksiyel uzunluk ve keratometri değerlerinde bir takım modifikasyonlar yaparak Hoffer Q formülünü buldu. Hoffer Q formülünde ise ELP için aksiyel uzunluk ve K kullanılırken farklı bir yöntemle K'nın tanjantı ile ELP tayini yapılır. 3. Jenerasyon formüllere Holladay 2 formülü de dahil edilmiştir. Holladay 2 formülü 30.000 vakadan alınan değerler dikkate alınarak geliştirilmiş bir formüldür ve ELP tayininde 7 değişken kullanılır. Aksiyel uzunluk ve K değerlerine ilaveten horizontal kornea çapı, ön kamara derinliği, lens kalınlığı, refraksiyon ve hasta yaşı dikkate alınmaktadır. 3. Jenerasyon formüllerden SRK-T formülü regresyon analizi formülleri ile teorik formülleri birleştirilerek özellikle aksiyel uzunluğun kısa ya da uzun oluşuna göre tahmini ELP hesabı yapabilen formüllerdir<sup>38</sup>.

Hoffer yaptığı çalışmalarda Hoffer Q formülünün 22 mm'den kısa gözlerde daha doğru sonuç verdiğini, SRK-T formülünün ise 26 mm'den uzun gözlerde daha doğru sonuç verdiğini göstermiştir. 24.5-26 mm arasında aksiyel uzunluğa sahip gözlerde ise Holladay I formülü daha iyi sonuçlar vermektedir. 22-24.5 mm arasında aksiyel uzunluğa sahip gözlerde bu üç formülünde birbirine yakın sonuçlar verdiği belirtilmektedir<sup>57</sup>. Hoffer Q kısa ve ortalama gözlerde mükemmel sonuçlar vermektedir. Holladay formülü ortalama ve orta aksiyel uzunluğa sahip gözlerde iyi sonuç verirken, SRK-T çok uzun gözlerde iyi sonuçlar vermektedir<sup>58,59</sup>. Üçüncü jenerasyon formüllerde birer tane katsayı kullanılmaktadır. SRK-T A sabiti, Holladay I surgeon faktör, Holladay II ve Hoffer Q ise ACD katsayılarını kullanmaktadır<sup>60</sup>.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın başlangıcında Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurul Başkanlığından 17.04.2009 tarih ve 2009/58 sayılı etik kurul onayı alınmıştır.

Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalında Nisan 2009- Mayıs 2010 tarihleri arasında katarakt tanısı olup fakoemülsifikasyon ile katarakt cerrahisi ve İOL implantasyonu planlanan hastalar incelendi. Önceden geçirilmiş göz cerrahisi, geçirilmiş göz travması, kornea patolojisi, üveit, glokom, arka segment patolojisi olan hastalar çalışmaya alınmadı. Çalışma süresince komplikasyonsuz bir ameliyat ile İOL'in kapsül içine yerleştirildiği 45 hastanın 52 gözü çalışmaya dahil edilirken, diğer hastalar çalışma dışı bırakıldı. Tüm hastalara tanıları ve uygulanacak işlemler ve cerrahi hakkında bilgi verilip aydınlatılmış onam alındı.

Katarakt cerrahisi planlanan hastalara cerrahi öncesi rutin olarak ön segment biyomikroskopik muayenesi, fundus muayenesi, otokeratometrik ölçümleri, kornea topografileri ve biyometrik ölçümleri yapıldı. Kornea topografisi, otokeratometrik ölçümler ve biyometrik ölçümler her hasta için pupilla dilate değil iken ve pupilla dilate iken olmak üzere iki kez yapıldı. Pupilla dilatasyonu siklopentolat damla ile sağlandı.

Hastaların operasyon öncesi otokeratorefraktometre (KR 8800, Topcon, Japonya) ve korneal topografi (TMS-4, Tommy, Japonya) ile elde edilen kornea kırıcılık değerleri kaydedildi. Ölçümler sırasında korneal topografi değerleri dikkate alındı.

Biyometrik ultrasonografi (Echograph class I Type B ve B scan V plus biovision, Quantel medical, Fr) 10 mHz prob ile yapıldı. Biyometrik ölçümler tek bir doktor tarafından hasta rahat oturur pozisyonda iken topikal korneal anesteziyi takiben yapıldı. Biyometrik değerler kontak teknikle prob kornea santraline yerleştirilerek ve hastanın fiksasyonu için probun ortasındaki kırmızı ışık referans olarak kullanılarak hesaplandı. Ölçümler sırasında korneaya bası yapılmamasına özen gösterildi.

Biyometrik ultrasonografi ile ön kamara derinliği (ACD), kristalin lens kalınlığı (LT), vitreus uzunluğu (VL), gözün aksiyel uzunluğu (AL) değerleri ölçülerek kaydedildi. Ultrasonografi cihazında A-sabiti 118.5 olan önceden belirlenmiş 6'ncı referans ölçümünü kullanarak SRK-T formülünde emetropiye karşılık gelen İOL gücü değerleri kaydedildi. Ultrasonografi cihazında Acd 5.26

olarak önceden belirlenmiş 6'ncı referans ölçümünü kullanarak Binkhorst II formülünde emetropiye karşılık gelen İOL gücü değerleri belirlendi. İmplantede edilecek İOL SRK-T formülüne göre belirlendi.

Hastalara lokal anestezi veya genel anestezi altında fakoemülsifikasyon ile katarakt cerrahisi ve İOL implantasyonu 2 cerrah tarafından gerçekleştirildi. Cerrahi sırasında 6.0 mm optik çaplı, A-sabiti 118.4 olan hidrofobik akrilik (Acrysof, Alcon, USA) ve 6.0 mm optik çaplı, A-sabiti 118.0 olan asferik hidrofilik (Softec HD, Lenstech, USA) lensler rastgele implante edildi.

Tüm hastalara operasyondan sonra birinci gün, birinci hafta ve altıncı haftada kontrol muayeneleri yapıldı. Kontrollerde snellen eşeli ile görme keskinlikleri, ön segment biyomikroskopik muayeneleri ve fundus muayeneleri yapıldı. Altıncı hafta kontrolünde hastaların refraktif düzeltme ile en iyi görme keskinlikleri saptanarak refraktif hataları kaydedildi ve emetropiden sapmaları hesaplandı.

Dilatasyonlu ve dilatasyonsuz İOL gücü hesabı aynı olan hastalar dışında implantasyonda kullanılan İOL gücü rastgele olacak şekilde dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ölçümlere göre seçildi. Buna göre hastalar 3 gruba ayrıldı.

Grup 1: Pupilla dilate iken yapılan biyometrik ölçüme göre İOL gücü belirlenen hastalar

Grup 2: Pupilla dilate değil iken yapılan biyometrik ölçüme göre İOL gücü belirlenen hastalar

Grup 3: Pupilla dilate ve pupilla dilate değil iken yapılan biyometrik ölçümlerde aynı İOL gücü elde edilen hastalar

Ameliyat sonrası sferik eşdeğer sferik değere silindirik değer yarısı eklenerek hesaplandı. Sferik eşdeğer -0.50 ile +0.50 arasında olan hastalar emetrop kabul edildi.

İstatistiksel değerlendirme SPSS programı kullanılarak verilerin parametrik ve non parametrik olmalarına göre bağımlı ve bağımsız gruplar t testi ve ki-kare analizi ile yapılmıştır. Sonuçlar ortalama  $\pm$  SD ve yüzde analizi olarak verilmiştir. P değeri 0.05'ten küçük olan analiz sonuçları anlamlı kabul edilmiştir.

## BULGULAR

Çalışmaya 45 hastanın 52 gözü dahil edildi. Gözlerin 26'sı (%50) sağ, 26'sı sol (%50) idi. Hastaların 22'si (%48.8) erkek, 23'ü (%51.1) kadın hasta idi. Hastaların yaş ortalamaları  $59.21 \pm 14$  (21 ile 85 arasında). Grup 1'de pupilla dilate iken yapılan biyometrik ölçüme göre İOL gücü belirlenen 14 göz, grup 2'de pupilla dilate değil iken yapılan biyometrik ölçüme göre İOL gücü belirlenen 17 göz, grup 3'te pupilla dilate ve pupilla dilate değil iken yapılan biyometrik ölçümlerde aynı İOL gücü hesaplanan 21 göz mevcuttu. Hastaların ameliyat öncesi düzeltilmiş en iyi görme keskinlikleri  $0.15 \pm 0.17$ , ameliyat sonrası düzeltilmiş en iyi görme keskinlikleri  $0.9 \pm 0.19$  olarak hesaplandı. Ortalama sferik eşdeğer olarak ameliyat sonrası refraksiyon tüm hastalarda  $-0.28 \pm 0.71$  D olarak hesaplandı ( $-1.75$  ile  $+1.75$  dioptri arasında). Ameliyat sonrası sferik eşdeğer grup 1'de  $-0.24 \pm 0.82$  D, grup 2'de  $-0.37 \pm 0.72$  D, grup 3'de  $-0.24 \pm 0.66$  D olarak hesaplandı (Tablo 2).

**Tablo 2:** Grup göz sayıları ve ortalama sferik eşdeğerleri.

	Göz sayıları (N)	Sferik eşdeğer (D)
Grup 1	14 (%26.9)	$-0.24 \pm 0.82$
Grup 2	17 (%32.6)	$-0.37 \pm 0.72$
Grup 3	21 (%40.3)	$-0.24 \pm 0.66$

Ameliyat öncesi pupilla dilate iken bütün hastalara yapılan ölçümlerde ortalamalar ; otokeratometri ile alınan  $K_1$   $44.02 \pm 1.65$ ,  $K_2$   $44.00 \pm 1.68$ , AveK  $43.98 \pm 1.61$  ve topografi ile alınan  $K_s$   $44.43 \pm 1.54$ , Kf  $43.28 \pm 2.09$ , AveK  $43.92 \pm 1.57$  idi. Ultrasonografi ile elde edilen ön kamara derinliği Acd  $3.21 \pm 0.40$  mm, lens kalınlığı LT  $3.90 \pm 0.46$  mm, vitreus uzunluğu VL  $16.10 \pm 1.09$  mm, aksiyel uzunluk TL  $23.21 \pm 1.03$  mm olarak saptandı.

Ameliyat öncesi pupilla dilate değil iken bütün hastalara yapılan ölçümlerde ortalamalar; otokeratometri ile alınan  $K_1$   $43.85 \pm 1.69$ ,  $K_2$   $43.98 \pm 1.67$ , AveK  $43.90 \pm 1.61$ , topografi ile alınan  $K_s$   $43.30 \pm 1.62$  Kf  $43.32 \pm 1.78$ , AveK  $43.63 \pm 2.15$  olarak bulundu. Ön kamara derinliği Acd  $3.09 \pm 0.45$  mm, lens kalınlığı LT  $3.95 \pm 0.54$  mm, vitreus uzunluğu VL  $16.14 \pm 1.09$  mm, aksiyel uzunluk TL  $23.19 \pm 1.16$  mm olarak saptandı.

Yapılan tüm bu ölçümler pupilla dilate ve pupilla dilate değil iken olarak karşılaştırıldığında sadece otokeratometri ile alınan  $K_1$  değeri ve biyometrik ultrasonografi ile ölçülen ön kamara derinliğinin dilate iken yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek çıktığını tespit edildi (sırasıyla  $p=0.044$ ,  $p=0.002$ ) (Tablo 3).

**Tablo 3:** Dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ölçümlerin karşılaştırılması.

		DİLATASYON (+)	DİLATASYON (-)	p DEĞERİ
OTOKERATOMETRİ	$K_1$	44.02±1.65	43.85±1.69	0.044
	$K_2$	44.00±1.68	43.98±1.67	0.891
	AveK	43.98±1.61	43.90±1.61	0.081
TOPOGRAFI	$K_s$	44.43±1.54	44.30±1.62	0.206
	$K_f$	43.28±2.09	43.32±1.78	0.834
	AveK	43.92±1.57	43.63±2.15	0.150
ULTRASONOGRAFİ	ACD	3.21±0.40	3.09±0.45	0.002
	LT	3.90±0.46	3.95±0.54	0.485
	VL	16.10±1.09	16.14±1.09	0.680
	TL	23.21±1.03	23.19±1.16	0.609

Ameliyat sonrasında ortalama sferik eşdeğeri -0.50 ile +0.50 dioptri arasında olan hastalar emetrop olarak kabul edildi. Gözlerin 27'sinin ameliyat sonrasında emetrop olduğunu saptandı. Diğer 25 göz ise ametrop olarak değerlendirildi. Ametrop gözlerin 16'sında -1.00 ile +1.00 dioptri arasında kırma kusuru, 9'unda  $\pm 1.00$  dioptrinin üzerinde kırma kusuru olduğunu tespit edildi.

Gözleri emetrop ve ametrop olarak gruplayarak ölçümlerin ortalaması incelendiğinde emetrop grupta dilatasyonlu ölçümlerin ortalaması otokeratometri ile alınan  $K_1$  43.67±1.36,  $K_2$  43.60±1.32, AveK 43.64±1.28 ve topografi ile alınan  $K_s$  44.11±1.20,  $K_f$  43.25±1.19, AveK 43.66±1.17 olarak hesaplandı. Ön kamara derinliği Acd 3.31±0.37 mm, lens kalınlığı LT 3.94±0.40 mm, vitreus uzunluğu VL 16.17±0.83 mm, aksiyel uzunluk TL 23.43±0.89 mm olarak saptandı. Emetrop grupta pupilla dilate edilmeden yapılan ölçümlere bakıldığında otokeratometri ile alınan  $K_1$  43.60±1.36,  $K_2$  43.63±1.35, AveK 43.63±1.28 ve topografi ile alınan  $K_s$  44.10±1.20,  $K_f$  43.22±1.24, AveK 43.31±2.18 idi. Ön kamara derinliği Acd 3.22±0.44 mm, lens kalınlığı LT 4.0±0.58 mm, vitreus uzunluğu VL 16.27±0.90 mm, aksiyel uzunluk TL 23.49±0.86 mm olarak hesaplandı (Tablo 4).

Emetrop gözlerde pupillanın dilate ve dilate olmadığı değerler karşılaştırıldığında pupilla dilatasyonunun parametrelerde anlamlı değişikliğe neden olmadığı saptandı ( $p > 0.05$ ).

**Tablo 4:** Emetrop gözlerde pupilla dilatasyonunun biyometrik parametrelere etkisi.

	Dilatasyonlu	Dilatasyonsuz	p Değeri
$K_1$	43.67±1.36	43.60±1.36	0.147
$K_2$	43.60±1.32	43.63±1.35	0.503
AveK	43.64±1.28	43.63±1.28	0.713
$K_s$	44.11±1.20	44.10±1.20	0.920
$K_f$	43.25±1.19	43.22±1.24	0.778
AveK	43.66±1.17	43.31±2.18	0.308
ACD	3.31±0.37	3.22±0.44	0.107
LT	3.94±0.40	4.0±0.58	0.575
VL	16.17±0.83	16.27±0.90	0.460
TL	23.43±0.89	23.49±0.86	0.062

Ametrop gözlerde pupilla dilate iken yapılan ölçümlerin ortalaması otokeratometri ile alınan  $K_1$  44.41±1.88,  $K_2$  44.42±1.94, AveK 44.35±1.88 ve topografi ile alınan  $K_s$  44.78±1.81,  $K_f$  43.31±2.79, AveK 44.20±1.91 olarak hesaplandı. Ön kamara derinliği Acd 3.08±0.40 mm, lens kalınlığı LT 3.85±0.53 mm, vitreus uzunluğu VL 16.02±1.33 mm, aksiyel uzunluk TL 22.97±0.14 mm olarak saptandı. Ametrop grupta pupilla dilate edilmeden yapılan ölçümlere bakıldığında otokeratometri ile alınan  $K_1$  44.13±1.98,  $K_2$  44.36±1.92, AveK 44.20±1.90 ve topografi ile alınan  $K_s$  44.51±1.99,  $K_f$  43.42±2.25, AveK 43.97±2.10 bulundu. Ön kamara derinliği Acd 2.94±0.43 mm, lens kalınlığı LT 3.90±0.49 mm, vitreus uzunluğu VL 16.00±1.27 mm, aksiyel uzunluk TL 22.85±1.36 mm olarak hesaplandı (Tablo 5).

Ametrop gözlerde pupilla dilatasyonunun ön kamara derinliğinde yaptığı artış istatistiksel olarak anlamlı saptandı ( $p=0.003$ ). Diğer parametrelerdeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ( $p>0.05$ ).



**Tablo 5:** Ametrop gözlerde pupilla dilatasyonunun biyometrik parametrelere etkisi.

	DİLATASYON (+)	DİLATASYON (-)	p DEĞERİ
K <sub>1</sub>	44.41±1.88	44.13±1.98	0.103
K <sub>2</sub>	44.42±1.94	44.36±1.92	0.719
AveK	44.35±1.88	44.20±1.90	0.087
K <sub>s</sub>	44.78±1.81	44.51±1.99	0.197
K <sub>f</sub>	43.31±2.79	43.42±2.25	0.799
AveK	44.20±1.91	43.97±2.10	0.296
ACD	3.08±0.40	2.94±0.43	0.003
LT	3.85±0.53	3.90±0.49	0.676
VL	16.02±1.33	16.00±1.27	0.888
TL	22.97±0.14	22.85±1.36	0.274

Emetrop ve ametrop gözler karşılaştırıldığında emetropinin sağlandığı gözlerde dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ön kamara derinliği değerleri istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek saptandı (p=0.040, p=0.031) (Tablo 6).

**Tablo 6:** Emetropiyi etkileyen parametreler.

		Emetrop Göz	Ametrop Göz	p Değeri
<b>Dilatasyon (+)</b>	K <sub>1</sub>	43.67±1.36	44.41±1.88	0.112
	K <sub>2</sub>	43.60±1.33	44.42±1.93	0.81
	AveK	43.64±1.28	44.35±1.88	0.119
	K <sub>s</sub>	44.11±1.20	4.78±1.81	0.127
	K <sub>f</sub>	43.25±1.19	43.31±2.79	0.917
	AveK	43.66±1.17	44.20±1.90	0.227
	ACD	3.31±0.37	3.08±0.40	0.040
	LT	3.94±0.40	3.85±0.53	0.514
	VL	16.17±0.83	16.02±1.33	0.616
	TL	23.43±0.89	22.97±1.13	0.106
<b>Dilatasyon (-)</b>	K <sub>1</sub>	43.60±1.36	44.13±1.97	0.272
	K <sub>2</sub>	43.63±1.35	44.36±1.93	0.123
	AveK	43.63±1.27	44.20±1.90	0.215
	K <sub>s</sub>	44.10±1.20	44.51±1.99	0.381
	K <sub>f</sub>	43.22±1.24	43.42±2.25	0.698
	AveK	43.31±2.18	43.96±2.10	0.280
	ACD	3.22±0.44	2.94±0.43	0.031
	LT	3.99±0.58	3.90±0.49	0.540
	VL	16.27±0.90	16.00±1.27	0.367

Çalışmaya dahil edilen tüm gözlere (52) pupilla dilate iken ölçülen güçte İOL implantasyonu yapılsaydı, ortalama sferik eşdeğer olarak ameliyat sonrası refraktif hatanın  $-0.29 \pm 0.81$  olacağı hesaplandı. Pupilla dilate değil iken yaptığımız ölçümler sonucu elde ettiğimiz güçte İOL implantasyonu yapılsaydı bu değer  $-0.29 \pm 0.83$  olacağı hesaplandı. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı hesaplanmadı ( $p=1.0$ ).

Tüm gözlere pupilla dilate iken yaptığımız ölçümler sonucu SRK-T ile elde ettiğimiz güçte İOL implantasyonu yapıldığında, ameliyat sonrasında ortalama sferik eşdeğerin 30 (%57.6) gözde  $-0.50$  ile  $+0.50$  D arasında, 12 (%23.07) gözde  $-1.00$  ile  $+1.00$  D arasında, 10 (%19.2) gözde  $\pm 1.00$  D üzerinde olacağı hesaplandı. Tüm gözlerde pupilla dilatasyonu yapmadan elde ettiğimiz güçte İOL implantasyonu yapıldığında ise, ameliyat sonrasında ortalama sferik eşdeğerin 24 (%46.15) gözde  $-0.50$  ile  $+0.50$  D arasında, 18 (%34.6) gözde  $-1.00$  ile  $+1.00$  D arasında, 10 (%19.2) gözde  $\pm 1.00$  D üzerinde olacağı tespit edildi (Tablo 7).

Pupilla dilate ve dilate değil iken yapılan ölçümler sonucu SRK-T ile elde edilen güçte İOL implantasyonu yapıldığında ameliyat sonrası emetropi durumuna göre pupilla dilatasyonu açısından karşılaştırıldığında, pupilla dilate iken yapılan ölçümlerde ameliyat sonrası emetropik göz sayısı istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek hesaplandı ( $p=0.000$ ).

**Tablo 7:** Tüm gözler dilate ya da dilate değil iken emetropi durumu.

Dilatasyon (-) SRK-T	Dilatasyon (+) SRK-T	
	Emetrop Göz	Ametrop Göz
Emetrop Göz	21 (%40.3)	3 (%5.7)
Ametrop Göz	9 (%17.3)	19 (%36.5)

Tüm gözlere pupilla dilate iken yaptığımız ölçümler sonucu SRK-T ile elde ettiğimiz güçte İOL implantasyonu yapıldığında ameliyat sonrasında ortalama sferik eşdeğeri  $-0.50$  ile  $+0.50$  D arasında emetropizasyon sağlanan gözlerde ön kamara derinliği  $3.31 \pm 0.37$  mm iken,  $\pm 0.50$  D üzerinde emetropizasyon sağlanamayan gözlerde ön kamara derinliği  $3.07 \pm 0.41$  mm olarak hesaplandı. Emetropinin sağlandığı gözlerde ön kamara derinliği

emetropinin sağlanamadığı ametrop gözlerden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek saptandı ( $p=0.037$ ).

Tüm gözlere pupilla dilate değil iken yaptığımız ölçümler sonucu SRK-T ile elde ettiğimiz güçte İOL implantasyonu yapıldığında ameliyat sonrasında emetropizasyon sağlanan gözlerde ön kamara derinliği  $3.17\pm 0.46$  mm iken, emetropizasyon sağlanamayan ametrop gözlerde ön kamara derinliği  $3.02\pm 0.46$  mm olarak hesaplandı. İki değer birbiri ile karşılaştırıldığında aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ( $p=0.246$ ) (Tablo 8).

**Tablo 8:** Dilatasyon durumuna göre emetropi ve ön kamara derinliği.

	Emetrop Göz	Ametrop Göz	p Değeri
Dilatasyon (+) ÖKD (mm)	$3.31\pm 0.37$	$3.07\pm 0.41$	0.037
Dilatasyon (-) ÖKD (mm)	$3.17\pm 0.46$	$3.02\pm 0.46$	0.246

52 gözün pupilla dilate iken yapılan ölçümlerinde ÖKD'nin 3 mm ve üzerinde olduğu 37 göz mevcuttu ve bu gözlerin 26'sında (%70.24) emetropizasyon sağlandığı hesaplandı. ÖKD'nin 3 mm altında ölçüldüğü 15 göz mevcuttu ve bu gözlerin 4'ünde (%26.67) emetropi elde edildi. Bu iki grup karşılaştırıldığında ÖKD'nin 3 mm ve üzerinde olduğu grupta emetropizasyonun yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.005$ ) (Tablo 9).

**Tablo 9:** ÖKD'nin 3 mm ve üzeri ya da 3 mm altında olmasına göre emetropizasyon.

ÖKD (mm)	Dilate SRK-T		
	Emetrop Göz	Ametrop Göz	Toplam
$\geq 3$	26 (%70.24)	11 (%29.6)	37 (%100)
$< 3$	4 (%26.67)	11 (%73.3)	15 (%100)

Pupilla dilate iken yapılan ölçümler sonucu Binkhorst II formülü ile elde edilen İOL gücü ortalaması  $21.24\pm 2.81$  D, SRK-T formülü ile elde edilen İOL gücü ortalaması  $21.01\pm 2.50$  D olarak hesaplandı. Binkhorst II ve SRK-T formülleri refraktif hatadan bağımsız olarak birbirleriyle karşılaştırıldığında

Binkhorst II ile İOL gücünün daha yüksek çıkması istatistiksel olarak anlamlı değerlendirildi ( $p=0.005$ ). Pupilla dilate değil iken yapılan ölçümlerde Binkhorst II için İOL gücü ortalaması  $21.25\pm 2.82$  D, SRK-T için ortalama  $21.01\pm 2.54$  D olarak hesaplandı. Aynı şekilde karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak fark saptandı ( $p=0.005$ ) (Tablo 10).

**Tablo 10:** Binkhorst II ve SRK-T formüllerinin İOL gücü bakımından karşılaştırılması.

	Binkhorst II (D)	SRK-T (D)	p Değeri
Dilatasyon (+)	$21.24\pm 2.81$	$21.01\pm 2.50$	0.005
Dilatasyon (-)	$21.25\pm 2.82$	$21.01\pm 2.54$	0.005

## TARTIŞMA

Günümüzde katarakt cerrahisi uygulaması sadece kesifleşen kristalin lensin alınmasını değil, aynı zamanda cerrahi tekniklerde ve İOL teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak ameliyat sonrası tashihsiz en iyi görme keskinliğine ulaşmayı hedeflemektedir. Son yıllarda katarakt hastalarının tedavileri kadar, ameliyat sonrası dönemde gözlük ihtiyacını azaltmaya yönelik talepleri de artmaktadır. Katarakt cerrahisi bir anlamda refraktif cerrahi olarak görülmeye başlanmıştır. Hastaların görme kalitelerinin yanı sıra yaşam kaliteleri de ön plana çıkartılmıştır.

Ameliyat sonrası refraksiyon değeri her hastanın ihtiyacına, yaşam biçimine göre ayarlanmalıdır. Diğer gözün durumu da ameliyat sonrası anizometri ve anizometri açısından dikkate alınmalıdır.

Göziçi lenslerinin icadından önce, katarakt cerrahisi sonrası refraktif düzeltme amacıyla kullanılan gözlük camları ve kontak lenslerin bir çok dezavantajları mevcuttur. Gözlük camı ve kontak lens ile yapılan refraktif düzeltmenin avantajı ise hastaların muayenelerinin cerrahiden sonra yapılabilmesi ve gerekirse bu muayenelerin tekrarlanarak gözlük camlarının ve kontak lenslerin modifikasyonlarının yapılabilmesidir. Buna karşılık göziçi lens gücü hesaplamaları katarakt cerrahisi öncesinde yapılmaktadır. Göziçi lens gücü hesaplamasında hata yapılması durumunda ikinci bir cerrahi işlem söz konusu olmaktadır. Göziçi lens gücünün doğru hesaplanması bu nedenle çok önemlidir.

Katarakt ameliyatları sonrasında cerrahi teknik ve teknolojik gelişmelere rağmen halen refraktif süprizlerle karşılaşabilmekteyiz. Bu refraktif sapmaların nedenleri; biyometri hataları, komplikasyonlu cerrahiler, lens lokalizasyonundaki değişiklikler, lenslerin ters yerleştirilmesi, yanlış lens ve üretici firma hataları olarak sıralanabilir.

Bansal ve ark. pupilla dilatasyonunun İOL gücü hesaplamasına etkisini araştırdıkları çalışmalarında pupilla dilatasyonunun aksiyel uzunluk ve ameliyat sonrası refraksiyona etkisini gösterememişler<sup>61</sup>. Heatley ve ark. İOLMaster ve SRK-T formülünü kullanarak yaptıkları çalışmalarında dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ölçümler arasında yalnızca  $K_2$  ve ortalama  $K$  değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Pupilla dilatasyonunun aksiyel uzunluk üzerine etkisi gösterilememiştir<sup>62</sup>.

Bizim çalışmamızda da Heatley ve ark. çalışmasına benzer bir şekilde pupilla dilate iken ve pupilla dilate değil iken yapılan ölçümlerde aksiyel uzunluk, lens kalınlığı, topografi ile alınan K değerleri ve vitreus uzunluğu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Fakat otokeratometri ile alınan  $K_1$  değeri ve ön kamara derinliğinin dilate iken yapılan ölçümlerde anlamlı olarak yüksek çıktığı saptanmıştır. Keratometrik ve topografik ölçümlerden önce hastaların korneasına herhangi bir temas söz konusu değildir. Dolayısıyla kornea kırıcılığını etkileyecek dış etkenler elemine edilmeye çalışılmıştır. Fakat yalnızca keratometri ile alınan tek eksenin etkilenmesi ve topografiyle alınan K değerlerinin etkilenmemesi bize keratometri ölçüm hatası olduğunu düşündürmüştür. Çalışmamız topografiyle yapılan kornea kırıcılığı ölçümlerinin daha güvenilir olduğunu desteklemektedir.

Çalışmamızda gözleri emetrop ve ametrop olarak gruplayarak pupilla dilatasyonunun etkisini araştırdığımızda; emetropinin sağlandığı gözlerde dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ön kamara derinliği değeri istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek saptanmıştır. Ametrop gözlerde pupilla dilatasyonu yapılmayanlarda ön kamara derinliği daha düşük izlenmiştir. Bu bulgular ışığında ön kamara derinliğinin düşük ölçülmesinin emetropizasyonu engellediği görülmektedir. Ön kamara derinliğinin düşük ölçülmesi korneaya bası yapılmış olduğunu düşündürmektedir. Biyometrik ölçümler sırasında kontak tekniği uygularken korneaya bası yapılması aksiyel uzunluğun olduğundan daha düşük ölçülmesi dolayısıyla İOL gücünün yanlış hesaplanması anlamındadır.

Bu bulgulardan yola çıkarak tez çalışmamızda tüm gözlere pupilla dilate ve dilate değil iken yapılan ölçümler sonucu SRK-T ile elde edilen güçte İOL implantasyonu yapıldığında ameliyat sonrası emetropi durumuna göre pupilla dilatasyonu açısından karşılaştırıldığında, pupilla dilate iken yapılan ölçümlerde ameliyat sonrası emetropik göz sayısı istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek hesaplanmıştır. Bu da bize pupilla dilate iken yapılan İOL gücü ölçümlerinin emetropizasyonu arttırdığını göstermektedir. Bunun sebebi olarak ise ön kamara derinliğini arttırması gösterilebilir. Bu durumda pupilla dilatasyonu sonrası ön kamara derinliğindeki artışı İOL gücü ölçümlerinde bir avantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

Tüm gözlere pupilla dilate iken yapılan ölçümler sonucu SRK-T ile elde edilen güçte İOL implantasyonu yapıldığında ameliyat sonrasında emetropizasyon sağlanan gözlerde ön kamara derinliği emetropizasyon sağlanamayan gözlerdeki ön kamara derinliğinden yüksek olarak hesaplanmıştır. Pupilla dilate iken yapılan ölçümlerde elde edilen ön kamara derinliği 3 mm ve üzerinde olduğunda emetrop göz sayısındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sonuç olarak ön kamara derinliği değerinin İOL gücü hesaplanmasında önemli bir yeri olduğu düşünülmüştür. Ön kamara derinliğinin 3 mm ve üzerinde olduğu en yüksek değerler biyometrik hesaplamalarda kullanıldığında İOL gücü hesaplamalarının güvenilirliği artacaktır.

Göziçi lens gücünün doğru tahmini, doğru biyometrik ölçümün yanı sıra uygun formül seçimi ile de yakından ilişkilidir. Doğru formül seçimi ameliyat sonrası refraktif hataların ve buna bağlı olarak memnuniyetsiz hasta sayısının azalmasına anlamına gelmektedir<sup>63</sup>. Ameliyat sonrası ortaya çıkabilecek refraksiyon hatalarını en aza indirmek amacıyla İOL gücünü hesaplamaya yarayan birçok formül bulunmaktadır. Göziçi lens gücünü belirlemede teorik ve ampirik formüllerin birbirine olan üstünlükleri halen tartışmalıdır. Ortalama aksiyel uzunluğa (22-24 mm arası) sahip gözlerde ikinci kuşak teorik ve ampirik formüller arasında ameliyat sonrası refraktif başarı yönünden anlamlı bir fark görülmediği bildirilmiştir<sup>43,64</sup>.

Donoso ve ark. yaptıkları çalışmada SRK II, Binkhorst II, Hoffer Q, SRK-T ve Holladay formüllerini aksiyel uzunluklara göre karşılaştırmışlar. Aksiyel uzunluğun 22-28 mm arasında olduğu olgularda formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptamadıklarını bildirmişler. Binkhorst II, Hoffer Q formüllerinin 22 mm'den kısa aksiyel uzunluğa sahip gözlerde, SRK-T formülünün ise 28 mm'den uzun aksiyel uzunluğa sahip gözlerde en iyi sonucu verdiğini vurgulamışlar<sup>65</sup>.

Retzlaff ve ark. 1677 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada SRK-T, Holladay, SRK II, Hoffer ve Binkhorst II formüllerini karşılaştırmışlar. 0.5 D'den küçük hatalar için sırasıyla %50, %50, %48, %42 ve %47 oranlarını bulmuşlar ve Hoffer formülünü anlamlı olarak kötü, diğer formüllerin istatistiksel olarak benzer olduğu sonucuna varmışlar. 1.00 D'den küçük hatalar için oranlar %80, %80, %77, %78 ve %78 olarak belirlenmiş ve SRK II anlamlı olarak SRK-T ve

Holladay formülünden kötü bulunmuş fakat diğer formüller arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır<sup>66</sup>.

Formüller arasında İOL gücünü tahmin etme ve ameliyat sonrası refraktif sonuçlar bakımından çok büyük farklar yoktur. Buna rağmen ameliyat sonrası sürpriz refraktif sonuçların olması, refraktif hataların nedeninin formüllerden çok biyometrik ölçüm hatasından kaynaklandığını göstermektedir. Holladay ve arkadaşları teorik ve ampirik formüller ile İOL gücü hesaplamasında 1.00 D ve üzerinde fark olan olguların %92 oranında ameliyat öncesi ölçüm hatalarından kaynaklandığını bildirmişlerdir<sup>47</sup>. Ameliyat öncesi doğru biyometri ölçümü uygulaması sayesinde ameliyat sonrası tahmin edilemeyen yüksek ametropi engellenmektedir.

Bizim çalışmamızda SRK-T formülü kullanılarak elde edilen ameliyat sonrası refraktif hataların  $\pm 0.5$  D'den küçük olduğu gözler %51.9,  $\pm 1.00$  D'den küçük olanlar %82.6,  $\pm 1.00$  D'den büyük gözler %17.3'tür. Sonuçlarımız Retzlaff ve ark. çalışmalarına benzerdir.

Binkhorst II ve SRK-T formülleri refraktif hatadan bağımsız olarak birbirleriyle karşılaştırıldığında Binkhorst II ile İOL gücünün daha yüksek çıkması istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir. Binkhorst II formülü kullanıldığında ameliyat sonrası refraksiyonda miyopiye kayma olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



## SONUÇ VE ÖNERİLER

Son yıllarda katarakt hastalarının tedavileri kadar, ameliyat sonrası dönemde gözlük ihtiyacını azaltmaya yönelik taleplerinin artmasıyla birlikte katarakt cerrahisi bir anlamda refraktif cerrahi olarak görülmeye başlanmıştır ve İOL gücü hesaplamaları daha da önem kazanmıştır.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre İOL gücü hesaplamalarında en önemli basamak formüllerden ziyade keratometrik ve biyometrik ölçümlerdir. Keratometrik ölçümlerin topografi ile yapılması daha güvenilir bir yöntemdir. Biyometrik ultrasonografi kullanarak kontak teknik uygulaması ile ölçüm yapılıyorsa korneaya bası yapmamaya özen gösterilmelidir. Biyometrik ölçümlerin pupilla dilatasyonu sonrasında yapılması emetropiyi arttıracaktır. Ayrıca ölçümleri yaparken ön kamara derinliği takibi yapılması ve ön kamara derinliği 3 mm altında ise biyometrik ölçümlerin tekrarlanması önerilir. Ön kamara derinliğinin 3 mm ve üzerinde olduğu en yüksek değerleri biyometrik İOL gücü hesaplamalarında kullanmak hata payını en aza indirecektir. Tekrarlanan ölçümlere rağmen ön kamara derinliği 3 mm altında elde edildiğinde, ön segment muayenesi yapılarak ön kamara sıçlığı değerlendirilebilir. İOL gücü hesaplama formülü olarak Binkhorst II yerine SRK-T kullanmak ameliyat sonrası emetropiyi arttıracaktır.

## KAYNAKLAR

1. Apple DJ, Ram J, Wang XH, Brown S. Cataract surgery in the developing world. *Saudi J Ophthalmol* 1995;9:2-15.
2. Isaacs R, Ram J, Apple DJ. Cataract blindness in the developing world: is there a solution? *J Agromed* 1996;3:7-21.
3. Grabow H. Indications for lens surgery and different techniques. In: Yanoff M, Duker JS (eds). *Ophthalmology*. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc, 2004:315-25.
4. Holladay JT. Optics of aphakia and pseudophakia. In: Yanoff M, Duker JS (eds). *Ophthalmology*. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc, 2004:283-86.
5. Ridley H. Intraocular acrylic lenses: A recent development in the surgery of cataract. *Br J Ophthalmol* 1952;36:113-22.
6. Özçetin H. Lens ve hastalıkları. In: Özçetin H (ed). *Klinik Göz Hastalıkları*. 1. baskı. Bursa: Nobel Tıp Kitabevleri, 2003:103-136.
7. Kuszak JR, Brown HG. Embryology and anatomy of the lens . In: Albert DM, Jakobiec FA (eds). *Principles and Practice of Ophthalmology*. Basic sciences. Philadelphia: WB Saunders , 1994:82-96.
8. Kuszak JR. The ultrasucture of the epithelial and fiber cells in the crystalline lens. *Int Rev Cytol* 1995;163:305-350.
9. Saude T. *Ocular anatomy and physiology*. Oxford: Blackwell Scientific, 1993:36-52.
10. Bendek GB. Theory of transparency of the eye. *Appl Opt* 1971;10:459-73.
11. Delaye M, Tardieu A. Short range order of crystallin proteins accounts for eye lens transparency. *Nature* 1983;302:415-17.
12. Özçetin H. Kataraktlar. In: Özçetin H (ed). *Katarakt ve tedavisi*. 1. baskı. İstanbul: Scala, 2005:85-92.
13. Thylefors B, Negred AD, Pararajasegaram R, et al. Global data on blindness. *Bull world Health Organ* 1995;73:115-21.
14. Özçetin H, Başar D. Katarak cerrahisinin tarihçesi. In: Özçetin H (ed). *Katarakt ve tedavisi*. 1. baskı. İstanbul: Scala, 2005:96-136.

15. Floyd RP. History of cataract surgery. In: Albert DM, Jacobiec FA (eds). Principles and Practise of Ophthalmology. Philadelphia: WB Saunders, 1994: 606-613.
16. Assia EI, Castaneda VE, Legler UFC, et al. Studies on cataract surgery and intraocular lenses at the center for intraocular lens research. Ophthalmol Clin North Am 1991;4:251-66.
17. Özçetin H. Göziçi lensi. In: Özçetin H (ed). Katarakt ve tedavisi. 1.baskı. İstanbul: Scala, 2005:139-167.
18. Çubuk H. Göziçi lens uygulaması. In: Tamçelik N, Özçetin H (eds). Fakoemülsifikasyon. 1. baskı. İstanbul: Fikret Özsan Matbaası, 2004:121-134.
19. Schearing SP. Evolution of the posterior chamber intraocular lenses. J Am Intraocul Implant Soc 1984;10:343-6.
20. Werner L, Izak A, Isaacs R, et al. Evaluation of intraocular lens implantation. In: Yanoff M, Duker JS (eds). Ophthalmology. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc, 2004:293-307.
21. Feynman RP. Visible light. In: Podos SM, Yanoff M (eds). Optics and Refraction. 2st ed. Hong Kong: Gower Medical Publishing, 1991:1-11.
22. Katz M. The human eye as an optical system. In: Duane TD, Jaeger EA (eds). Clinical Ophthalmology. 3th ed. Philadelphia: Harper and Row Publishers, 1987:28.
23. Eğrilmez S. Geometrik optik, gözün kırıcı yapıları, alan derinliği, gözün yüksek aberasyonları. XXX. Ulusal Oftalmoloji Kursu, 2-4 Nisan 2010, Ankara. Kurs Kitabı, 23-38.
24. Schechter RJ. Optics of intraocular lenses. In: Duane TD, Jaeger EA (eds). Clinical ophthalmology. Philadelphia: Harper and Row Publishers, 1987;52-54.
25. Bardak YK, Zilelioğlu G. Ultrasonografik biyometri ile göziçi lens gücünün hesaplanması. MN Oftalmoloji 1997;4:70-4.
26. Mundt GH, Hughes WE. Ultrasonics in ocular diagnosis. Am J Ophthalmol 1956;41:488-98.
27. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostic value of ultrasonics in ophthalmology. Ophthalmologica 1957;134:387-95.

28. Ossoinig KC. Quantitative echography-the basis of tissue differentiation. J Clin Ultrasound 1974;2:33-46.
29. Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology, part I: reflective properties. Am J Ophthalmol 1958;46:319-29.
30. Bronsen NR, Turner FT. A simple B- scan ultrasonoscope. Arch Ophthalmol 1973;90:237-8
31. Byrne SF, Green RL. Ultrasound of the eye and orbit. 2th ed. St Louis: Mosby Company, 2002:1.
32. Shamma HJ. Axial length measurements. In: Klein EA (ed). Atlas of ultrasonography and biometry. St Louis: Mosby Company, 1984;273-301.
33. Koplın RS, Gernsten M, Hodes B. Real time ultrasonography and biometry. Thorofare: Slack incorporated, 1985;170-89.
34. Koçak N, Öner H, Yaman A, ve ark. Biyometri teknikleri ve özellikli olgularda biyometrik değerlendirme. T Klin Oftalmoloji 2002;11:108-16.
35. Eddin AS, Abdel H, Ahmad K. Intraocular lens power calculation in triple procedure. Br J Ophthalmol 1989;73:703-13.
36. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1992;18:125-9.
37. Holaday JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1997;23:1356-70.
38. Özdemir N. Oküler biyometri ve göziçi lens gücü hesaplaması. In: Özçetin H (ed). Katarakt ve tedavisi. 1.baskı. İstanbul: Scala, 2005:169-75.
39. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. Acta ophthalmol Scandinavica 2007;85:472-85.
40. Corbett MC, Rosen ES. Corneal topography in cataract surgery. In: Yanoff M, Duker JS (eds). Ophthalmology. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc, 2004:309-14.
41. Miller D, Thall HE, Atebara HN. Ophthalmic Instrumentation. In: Yanoff M, Duker JS (eds). Ophthalmology. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc, 2004:88-107.
42. İnan Y, Kural G. Biyometrik ölçümlerle göz içi lens gücünün hesaplanmasının postoperatif refraksiyona etkisi. T Oft Gaz 1992;22:249-252.

43. Preero L, Modorati G, Bruncato R. Clinical variability in keratometry, ultrasound biometry measurements and emmetropic lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1991;17:91-94.
44. Foyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975;14:625.
45. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995;21:313-19.
46. Olsen T, Olsen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:587-590.
47. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al. A three party system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:17-24.
48. Bafra S, Koch DD. Axial instantaneous and refractive formulas computerized video-keratography of normal corneas. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1184-90.
49. Jensen PK, Rask R, Olsen T. Video controlled M-mode biometry. *Acta Ophthalmol Scand* 1995;73:61-65.
50. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *Am Intra-ocular Implant Soc J* 1980;6:35-9.
51. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. *Am Intraocular Implant Soc J* 1980;6:27-31.
52. Sanders DR. Intraocular lens power calculations techniques and results. In: Stark WJ, Terry AC, Maumenee AE (eds). *Anterior segment surgery*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1987;37-47.
53. Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC, Gimbell HV, Raanan MG. Comparison of the SRK-T formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:341-6.
54. Fyodorov SN, Kolinko AI, et al. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestn Ophthalmol* 1967;80:27-31.
55. Shamma HJ. *Intraocular Lens Power calculations*. 2nd ed. Thorofare: Slack Incorporated, 2004:189-99.
56. Brandser R, Haaskjold E, Drolsum L. Accuracy of IOL calculation in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 1997;75:162-59.

57. Hoffer KJ. The Hoffer Q Formula : A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:700-12.
58. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power Formula. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1233-7.
59. Hoffman PC, Hutz WW, Eckhardt HB. Significance of optic formula selection for postoperative refraction after cataract operation. *Klin Monatsbl Augenheild* 1997;211:168-77.
60. Kijima T, Kozawa T, Kora Y, et al. Accuracy of intraocular power calculation formulas. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 1999;103:470-6.
61. Bansal S, Quah SA, Turpin T, et al. Biometric calculation of intraocular lens power for cataract surgery following pupil dilatation. *Clin and Exp Ophthalmology* 2008;36:156-58.
62. Heatley CJ, Whitefield LA, Hugkulstone CE. Effect of pupil dilation on the accuracy of the IOLMaster. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1993-96.
63. Hoffman PC, Hutz WW, Eckhardt HB, et al. Intraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures. *Klin Monatsbl Augenheild* 1998;213:161-5.
64. Olsen T, Andersen CU, Plesner HJ. Computerised intraocular lens calculation; Clinical results and predictability. *Br J Ophthalmology* 1989;73:220-4.
65. Donos R, Mura JJ, Lopez M, et al. Emmetropization at cataract surgery. Looking for the best IOL power calculation formula according to the eye length. *Arc Sos Esp Ophthalmol* 2003;78:477-80.
66. Elder MJ. Predicting the refractive outcome after cataract surgery: the comparison of different IOLs and SRK-II and SRK-T. *Br J Ophthalmol* 2002;86:620-22.

## **SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

<b>ELP</b>	: Efektif Lens Pozisyonu
<b>IOL</b>	: İntraoküler Lens
<b>MÖ</b>	: Milattan Önce
<b>MS</b>	: Milattan Sonra
<b>PMMA</b>	: Polimetilmetakrilat
<b>WHO</b>	: World Health Organisation (Dünya Sağlık Örgütü)

## TABLULAR DİZİNİ

Tablolar	Sayfa No
<b>Tablo 1</b> (Çeşitli ortamlarda ultrasonik hızlar)	15
<b>Tablo 2</b> (Grup göz sayıları ve ortalama sferik eşdeğerleri)	30
<b>Tablo 3</b> (Dilatasyonlu ve dilatasyonsuz ölçümlerin karşılaştırılması)	31
<b>Tablo 4</b> (Emetrop gözlerde pupilla dilatasyonunun biyometrik parametrelere etkisi)	32
<b>Tablo 5</b> (Ametrop gözlerde pupilla dilatasyonunun biyometrik parametrelere etkisi)	33
<b>Tablo 6</b> (Emetropiyi etkileyen parametreler)	33
<b>Tablo 7</b> (Tüm gözler dilate ya da dilate değil iken emetropi durumu)	34
<b>Tablo 8</b> (Dilatasyon durumuna göre emetropi ve ön kamara derinliği )	35
<b>Tablo 9</b> (ÖKD'nin 3 mm ve üzeri ya da 3 mm altında olmasına göre emetropizasyon)	35
<b>Tablo 10</b> (Binkhorst II ve SRK-T formüllerinin İOL gücü bakımından karşılaştırılması)	36