

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ  
GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI

**KONJENİTAL KATARAKT OPERASYONU  
SONRASI REFRAKTİF HATA  
DEĞİŞİKLİKLERİNİ BİYOMETRİK  
FORMÜLLERLE SAPTAMAK**

**Uzmanlık Tezi**

**Dr. Mehmet Emin DURSUN**

**Tez Danışmanı**

**Doç. Dr. İhsan ÇAÇA**

**Diyarbakır 2010**

# ÖNSÖZ

Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Kliniği'nde almış olduğum uzmanlık eğitimim süresince emeğini bizden esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocam; Prof. Dr. M. Kaan Ünlü'ye, her zaman ilgisini ve desteğini gördüğüm hocalarım; Doç. Dr. Sevin Söker Çakmak'a, Doç. Dr. S. Uğur Keklikçi'ye, Yrd. Doç. Dr. Y. Bayezit Şakalar'a, Yrd. Doç. Dr. Alparslan Şahin'e, tezimin hazırlanmasında büyük emeği geçen tez danışmanım Doç. Dr. İhsan Çaça'ya; her zaman yanımda olup beni destekleyen sevgili eşim Dr.Birgül Dursun'a ve aileme, birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma, kliniğimiz sekreter, hemşire ve personeline içtenlikle teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

<b>1.GİRİŞ .....</b>	<b>3</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>5</b>
2.1. EMBRİYOLOJİ .....	5
2.2. ANATOMİ.....	6
2.3. HİSTOLOJİSİ .....	8
2.4. FİZYOLOJİ .....	9
2.5. KATARAKT .....	11
2.6. KONJENİTAL KATARAKT .....	12
2.7. ÇOCUKLARDA KATARAKT SEBEPLERİ.....	12
2.8. KONJENİTAL KATARAKT TİPLERİ .....	13
2.9. KONJENİTAL KATARAKTLARDA KLİNİK.....	16
2.10.KONJENİTAL KATARAKTLARDA HİKAYE VE MUAYENE.....	16
2.11. KONJENİTAL KATARAKTLARDA TEDAVİ.....	18
2.12.BİOMETRİ .....	19
2.13. ÇOCUKLARDA İNTRAOKÜLER LENS GÜCÜ HESAPLAMA .....	36
<b>3.MATERYAL VE METOD .....</b>	<b>41</b>
<b>4.BULGULAR .....</b>	<b>43</b>
<b>5.TARTIŞMA.....</b>	<b>47</b>
<b>6.SONUÇ .....</b>	<b>53</b>
<b>7.ÖZET .....</b>	<b>54</b>
<b>8.SUMMARY .....</b>	<b>55</b>
<b>9.KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>

# 1. GİRİŞ

Katarakt; biyokimyasal olarak dönüşümsüz protein koagülasyonu sonucu gelişen görmeyi engelleyen, kabaca lens opaklaşmasına verilen addır. Doğum ve sonrası ilk 3 ay içinde gelişen kesafetler konjenital katarakt olarak adlandırılır. Konjenital kataraktlar, çocukluk çağı körlük nedenleri arasında en sık görülen tedavi edilebilir hastalıktır. Erken tanı ve tedavi, prognoz yönünden çok önemlidir.

Kataraktlar çocukluk çağında yalnız görmeyi azaltmayı, normal görsel gelişime de zarar vermektedir. Retina fiksasyonu ve kortikal görsel cevaplar hayatın ilk altı ayında gelişir. Bunun anlamı bir yaşından sonra ameliyat edilen konjenital kataraktlı çocukların normal görmelerini geliştirme yüzdelerinin belirgin olarak daha az oluşudur. Yaklaşık olarak 70-80 yıl kadar yaşaması beklenen bir insanın, çocukluk çağında gelişebileceği kadar bir görmeyle yaşamını tamamlayacak olması pediatrik kataraktların ciddiyetini gözler önüne sermektedir. Bu nedenle çocuklarda kataraktlara yaklaşım erişkinlere göre daha farklı olup, kompleks prosedürler içerir.

Çocukların gözleri erişkinlere kıyasla daha hassastır. Cerrahi girişimdeki enflamatuar cevap, göz içi yapılardaki iatrojenik tahripten dolayı, çocuklarda daha fazladır. Katarakt cerrahisinde adultlardaki yüksek başarıları yakalamak için, cerrahi teknikte bazı değişiklikler ve uygulamalar gereklidir. Ayrıca postoperatif süreçte ampliyopiye yaklaşım, çocuk kataraktlarında görsel prognozun önemli bir parçasıdır. Cerrahinin düzenlenmesi, cerrahi metot, afakik düzeltmelerdeki tercih ile ampliyopiye yaklaşım tavrı, çocuklarda iyi ve uzun süreli görsel başarı için çok önemlidir. Pediatrik kataraktlar mümkün olduğunca erken opere edilerek, afakî ile mücadele için sık gözetim altında tutulmalı ve bu kombine tedavi için ehli oftalmologlar tarafından yürütülmelidir.

Çocukluk çağı kataraktlarına cerrahi yaklaşım son 20 yılda çok büyük gelişme göstermiştir. Modern cerrahi teknikler, erken safhalarda cerrahinin yapılabilmesi ve erken görsel rehabilitasyonun sağlanabilmesi geri dönüşümsüz ambliyopinin önlenmesini ve çok daha iyi görsel sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır (1).

Cerrahi olarak kataraktın tedavisi günümüze gelinceye kadar oldukça değişim göstermiştir. Katarakt ekstraksiyonu ile birlikte göz içi lens implantasyonunun gündeme gelmesi değişimin hızlanmasında en önemli etkenlerden biri olmuştur. İlk dönemlerde standart diyopride göz içi lens implantasyonları uygulanmıştır. Bu uygulama ile beklenmedik refraktif hatalar ortaya çıkmıştır. İyi refraktif sonuçlarda ana faktör göz içi

lens gücünün doğru hesaplanmasıdır ve doğru lens gücü hesaplaması için sonucu etkileyecek çeşitli değişkenler vardır. Biyometrik ölçümlerle lens gücünün daha doğru yapılması ile bu istenmedik sonuçların büyük oranda önüne geçilebilmiştir. Ancak istenilen refraktif sonuçlara ulaşılabilmesi için operasyon öncesi implante edilecek lens gücünün doğru tahmini çok önemlidir. Bunu sağlamak için birçok formül geliştirilmiştir. İmplant edilecek lens gücünün doğru tahmini bakımından geliştirilen formüllerin değeri konusunda henüz tartışmalar devam etmektedir. Retrospektif olarak tasarlanmış regresyon formüllerinin değişik gözlerde beklenmedik sonuçların önüne geçtiği bildiren çalışmalar olduğu gibi yeni jenerasyon bazı teorik formüllerin göz içi lens gücünü hesaplamada oldukça başarılı olduğu ve regresyon formüllerinden daha iyi sonuçlar verdiğini savunan çalışmalar da vardır. Zaman ilerledikçe katarakt cerrahisi alanındaki yeni gelişmelerle istenilen en iyi görsel sonuçlara ulaşabilmek hedeflenmektedir. Bu amaç ışığında implante edilecek lensin doğru olarak hesaplanması büyük önem kazanmaktadır.

Biz bu çalışmada, konjenital katarakt cerrahisi sonrası İOL (İntraoküler lens) implantasyonu uyguladığımız hastalardaki refraktif sonuçlarımızı incelemeyi ve kullandığımız İOL gücü hesaplama formüllerinin doğruluğunu karşılaştırmayı amaçladık.

## 2. GENEL BİLGİLER

Lens, göze gelen ışığın kornea ile birlikte retinanın duyuşsal elemanlarına odaklanmasını sağlayan, histolojik olarak basit, ancak moleküler ve fonksiyonel düzeyde oldukça kompleks bir yapıdır. Saydam, avasküler ve innervasyonu olmayan optik bir organdır.

### 2.1. EMBRİYOLOJİ

Lens yüzey ektoderminden oluşur. Gestasyonun 4. haftası başlarında tek katlı yüzey ektoderminden, önceleri kalınlaşma şeklinde lens plağı belirir. Optik vezikül, optik çukuru yapmak üzere invajine olduğunda lens plağı üzerinde santral çukurcuk oluşur ve lens vezikülünü oluşturmak üzere optik çukura doğru tomurcuklanır. Öncesinde tek tabak hücre ihtiva eden lens vezikülü, lens hücreleri tarafından salgılanan hyalin bir kapsül ile sarılır ve 4. haftanın sonlarına doğru lens vezikülü yüzey ektoderminden tamamen ayrılır. 5. haftada optik vezikülün kavitesi vezikülün arka yüzeyini oluşturan epitel hücrelerinin uzamasıyla oluşan lens lifleri ile dolmaya başlar. Bu yeni lens liflerinin çekirdekleri öne doğru hareket ederek ekvatora ulaşır. Bu dönemden sonra katarakt oluşumu haricinde ekvatorun gerisinde lens nükleusu bulunmaz. 7. haftanın sonunda primer lens lifleri vezikül lümenini doldurmuş ve yaklaşık olarak sferik bir yapı oluşturmuştur. Vezikülün ön duvarı ise sekonder lens liflerini yapacak olan tek kat epitel hücreleriyle kaplı olarak kalır. 8. haftada preekvatoryal bölgedeki epitel hücrelerinin mitoz ve migrasyonu ile sekonder lens lifleri oluşmaya başlar. Yeni oluşan lifler zamanla nükleusa doğru itilir. Sekonder fibriller, lens kapsülü ile primer fibrilleri ayırır. Sekonder lens fibrilleri erişkinlikte yapılıp lens çapını artırırken, embriyonik hayatta yapılan primer lens fibrilleri hayat boyu değişmeden devam eder. Lensi prosessus silyarislere bağlayan zonül lifleri ise 3. ayın sonu, 4. ayın başlarına doğru silyer cismin non-pigmente epitelinden gelişirler. Lens kapsülü 5. haftanın sonunda görülmeye başlanır.

Lens, embriyoda gelişmekte olan diğer organlara oranla oldukça büyüktür. Lens taslağı saf ektodermal bir yapıya sahip olduğundan damar içermez. Bu taslağın beslenmesi başlangıçta hiyaloid arter tarafından sağlanır. Hiyaloid arter lens taslağının arkasında ve önünde geniş bir damar ağı oluşturur. Buna tunica vasculoza lentis denir. Birkaç ay boyunca lensi besler. Lensi çevreleyen bu sistem hiyaloid arter dalları ve optik çukur çevresindeki annuler damarlardan beslenir. Bu sistemin arka bölümü ve matriksi primer

vitreusu oluşturur. 4. ve 5. aylarda bu vasküler sistem atrofiye gitmeye başlar. Ön kısmı irisin damarsal arkını ve pupiller membranı oluşturur. Sekizinci ayda sadece hiyaloid arterin atrofik kalıntıları kalır. Böylece lensin beslenmesi ön kamarada aköz hümör difüzyonu, arka kamarada vitreus hümör difüzyonu ile sağlanır.

## 2.2. ANATOMİ

Lens erişkinde damarsız, sinirsiz, renksiz, şeffaf ve bikonveks bir dokudur. Yenidoğanda lensin yüksekliği 6 mm, ön-arka kutbu 4,5 mm kadardır. Yetişkinde ise yaklaşık olarak yüksekliği 9-10 mm, ön- arka kutbu 5-5,5 mm'dir. Ağırlığı ise doğumda yaklaşık 65 mg olup, ileri yaşlarda 220-230 mg'a ulaşır (2). Lens; IV kollajen, laminin, heparan sülfat, proteoglikan ve fibronektinden oluşan elastik bir kapsül tarafından bütünüyle çevrelenmiştir (3). Lens kapsülü bölgesel değişiklikler göstermekte olup; zonülaların yapıştığı preekvatoryal bölgede en kalın, ekvator ve ön - arka kutuplarda en incedir.

Lens; pupilla ve irisin arkasında, vitreusun önünde yerleşmiştir. Anterior yüzey aköz yapıyla posterior yüzey ise vitröz yapı ile temas halindedir. Arka yüzünün konveksitesi ön yüzden daha fazladır. Lensin ön ve arka yüzünün çepeçevre birleştiği yere ekvator denir. Zonülalar aracılığı ile ekvator bölgesinden silyer cisme tutunmuştur. Ekvatoryal zonulalar uyum işlevinde uzayıp kısalarak görev yaparlar. Ön ve arka zonül lifleri lensi destekleyip ve hümör aköz sıvısında tutar. Lens korneadan sonra gözün en kırıcı ortamıdır. İnsan vücudunda gelişimini doğumdan sonra ölüme kadar devam ettiren tek yapıdır. Gençken bu gelişim çok hızlı iken, yaşla beraber hızı düşmektedir.

Lensin % 65'i su, %35'i proteindir. Bu özelliği ile en çok protein içeren dokudur. Proteinler esas olarak çözünebilir kristalin ve çözünemeyen proteinler olarak iki kısımdır. Çözünemeyen kristalin proteinler 3 gruptur. Bunlar alfa, beta ve gamma fraksiyonlardır. Alfa kristalin en büyük molekül yapısına sahiptir ve doğumdan önce oluşur, yaşam boyunca mevcuttur. Embriyonik lens proteini olarak bilinen alfa kristalin çözünemeyen proteinler ile yakın ilişki içindedirler. Yaşlandıkça alfa kristalin miktarı azalır, çözünemeyen proteinler artar. Gamma kristalin ise en düşük oranda bulunur ve soğuk kataraktının oluşmasında rol oynar.

Lens fibril hücrelerinden açığa çıkan farklı bir protein grubu olan ve lensin saydamlığını sağlayan, refraktif özelliğinde önemli rol alan lens kristalleri; lens proteinlerinin büyük kısmını oluşturur. Bu proteinler çok stabil yapıdadırlar ve vücudun muhtemelen en uzun ömürlü proteinleridir. Ayrıca yüksek protein konsantrasyonu

durumlarında bile agregat oluşturmada, lenste çözünür durumda bulunan ve ışığın dağılımını sağlayan özgül biyolojik yapılara sahip yapılardır.

Lens lipidlerinin büyük miktarı hücre membranlarında protein-lipid kompleksleri şeklinde bulunur. Lenste bulunan lipidlerin büyük bölümünü kolesterol, fosfolipitler ve glikosfingolipidler oluşturur. İnsan lens hücre membranında bulunan esas fosfolipid sfingomiyelindir. Kolesterol ve sfingomiyelin birlikteliği lens hücre membranını stabil hale getirir.

## **2.3. HİSTOLOJİSİ**

Histolojik olarak lens 3 yapıdan oluşur: Kapsül, lens epitel ve lens fibrilleri

### **2.3.1. Kapsül:**

Lens, lens kapsülü denilen elastik bazal membran ile çevrilidir. Kapsül hücre içermez. Lensin ön yüzünü saran ön kapsül, lens epitelinden oluşur. Arka kapsül ise bu epitel hücrelerin uzantılarından meydana gelir. Ön kapsül erişkinde 14 mikron kalınlığındadır. Arka kapsül santrali erişkinde 4 mikron kalınlığındadır. Ekvatorda ise kapsül kalınlığı 17 mikrona kadar çıkmaktadır (4). Kapsül fibrillerden oluşur. Dış fibriller içe göre birbirlerine daha sıkı tutunurlar. Kapsül fibrillerinin çoğunluğu tip IV az bir kısmı ise tip I ve III kollajenden yapılmıştır.

Lens kapsülü kapiller damarlardan daha geçirgen bir yapıya sahiptir. Kapsül; su, iyonlar, diğer küçük moleküller ve 70 kD kadar proteinlerin difüzyonu için engel oluşturmaz. Bu özelliği sayesinde lens metabolizması için gerekli su ve elektrolitlerin alışverişini sağlar.

### **2.3.2. Lens Epiteli:**

Ön kapsül altında lensin ön yüzünü kaplayan tek sıra dizilmiş hegzagonal kübik hücre tabakasıdır. Hücreler iki farklı tiptedir. Ekvatorda bulunan hücreler hayat boyunca epitel hücresi üretmelerine karşın merkezde bulunan hücreler sabittirler. İntrauterin hayatta çoğalmaya başlayan lens epitel yüzeyel ektoderm kökenlidir. Organelleri vardır ve hücre iskelet proteinleri içerir. Bu proteinler poligonal uzantılı mikroflamanlardır. Yan duvara tutunurlar ve uyum sırasında yapının düzenini sağlar. Hücre yan duvarları girintili ve çıkıntılıdır. Aralarında çapraz bağ veya tıkaç yoktur. Desmozomlarla tutunurlar. Bu özellikleri metabolit ve iyon alışverişini sağlar.



### **2.3.3. Lens Fibrilleri:**

Ön yüzde bulunan tek sıra epitelyum hücreleri haricinde, lensin geri kalan kısmı lens fibrillerinden oluşmuştur. Lensin ana yapı elemanlarıdır. Lensin mitotik özelliğe sahip kısmı lens epitel hücreleridir. Bütün lens fibrilleri lens ekvatorundaki epitel hücrelerinden oluşurlar. Lens, eski hücrelerin merkezde, daha genç olanların ise progresif olarak daha periferde olduğu halkasal yapılar gösterir. Epitel hücreleri 80 yaşına kadar 200 milyon lens fibrilli üretir. Yeni oluşan fibril hücreleri uzar ve matür hücrelere dönüşür. Hücre nükleusları lens ekvatorunda yay bölgesini oluşturur. Uzamış hücrelerin volüm ve yüzeyleri artar. Daha fazla lens kristalleri ve lense özgü proteinler açığa çıkartırlar. Fibriller tam uzadığında ve sütürler oluştuğunda matürleşir ve fibril hücrelerine dönüşürler. Hücrelerin nükleusu, mitokondri ve diğer organelleri parçalanır. Bu sayede lens şeffaflığı sağlanmış olur.

Lens fibrilleri lense ait esas yapıyı teşkil ederek nükleus ve korteksin temelini meydana getirirler. Zamanla sertleşen embriyonik ve fetal nükleusa klinik pratiğinde nükleus ve etrafındaki daha yumuşak olan infantil ve yetişkin nükleusa ise epinükleus denir. 65 yaşındaki bir insan lensinin %65'i nükleus ve %35'i korteks haline dönüşür. Böylece lens topografik olarak kapsül, korteks ve nükleustan oluşur.

## **2.4. FİZYOLOJİ**

Lens fonksiyonu ve şeffaflığı için lens içindeki yapıların yeterli beslenmesi şarttır. Lens avasküler olduğu için bütün beslenmesini çevredeki sıvılardan elde etmek ve artıkları da yine bu sıvıya vermek durumundadır. Lensin metabolik ihtiyaçları aköz ve vitröz sıvılar aracılığıyla karşılanır.

Lens içerisinde ultraviyole ışınlarıyla başlayan fotokimyasal reaksiyonlar sonucunda reaktif oksijen radikalleri oluşur. Lens içeriğinin fotooksidasyonunun düzenlenmesinde çeşitli antioksidanlar yer almaktadır. Bu ise karmaşık bazı biyokimyasal mekanizmalar ile gerçekleşmektedir. Katalaz ve süperoksit dismutaz gibi detoksifikasyon enzimlerinin yanı sıra glutatyon bu kademelerde önemli görevlere sahiptir. Bu mekanizmaların bozulması katarakt gelişiminde önemli rol oynar.

Lensin saydamlığı büyük ölçüde lens hücrelerinin makromoleküler komponentlerinin çok düzenli dizilim göstermeleri ve ışığı dağıtan komponentlerdeki kırıcılık indeksi farklarının çok küçük olmasından kaynaklanır. Protein metabolizması, hücre bölünmesi, hücresel farklılaşma ve hücresel homeostazın idamesi lensin saydamlığının devamını destekler.

Elektrolit dengesinin düzenlenmesi lensin normal su oranının korunmasında kritik bir rol oynar. Erişkin insan lensinin %65'ini su oluşturur. Bunun %80'i kapsülde bulunur. Nükleusa doğru gidildikçe bu oran düşer. Hücre içi suyun regülasyonu büyük ölçüde sodyum ve potasyum gibi monovalan katyonlara bağımlıdır. Normalde lens içinde sodyum düşük, potasyum yüksektir. Hümör aközde ise bunun tam tersi bir oran vardır. Eğer normal düzenleyici mekanizmalar iyi çalışmazsa, potasyum lensten dışarı sızar, lens içine sodyum girer ve arkasından klor girer. Sonra da ozmotik gradiyent cevabı olarak su içeriye girer ve normal refraktif indeks bozularak saydamlık kaybolur. Lensteki Na-K dengesi ve dolayısıyla lensin fonksiyonlarını yerine getirebilmesi lens epitelindeki aktif transport mekanizması ile sağlanmaktadır. Na-K-ATPaz pompası en önemli transport mekanizmasıdır.

Lens metabolizması esas olarak epitelde gerçekleşir, hücreler arası ara birleşim noktaları aracılığıyla da derin katmanlarda yer alan hücrelerin dış katmanlardaki hücrelerle ilişkisi sağlanır. Lensteki enerji üretimi hemen tamamen glukoz metabolizmasına bağımlıdır. Glukoz ve diğer bazı şekerler lense basit difüzyon ve kolaylaştırılmış difüzyon ile girerler. Elde edilen enerjinin %70'i anaerobik glikolizden elde edilir. Krebs siklusu ile oluşan aerobik metabolizma epitelde sınırlıdır. Glikoliz düzeyi heksokinaz miktarı ile sınırlıdır. Yaşlanma ile heksokinaz azalır ve enerji üretiminde azalmaya neden olur. Bunun sonucunda elektrolit metabolizmasının kontrolü de güçleşir. Glikoliz sonucu oluşan laktik asitin büyük kısmı da Krebs siklusunda kullanılmaktadır. Krebs siklusu ile lensteki toplam glukozun sadece %3'ü metabolize edilir. Lensin toplam enerji ihtiyacının %20'si bu yolla sağlanır. Açığa çıkan karbondioksit ise basit difüzyon ile aköze geçer.

Enerji üretiminde kullanılan diğer bir yol ise heksosmonofosfat yoludur. Bu yolla üretilen ATP miktarı az olmakla beraber sonuçta oluşan nikotinamid adenin dinükleotid fosfat (NADPH) sorbitol yolu ve oksidasyonun önlenmesinde önemli bir enzim olan glutatyon redüktazın sentezinde kullanılır.

Glukozun metabolize edilmesinde kullanılan bir başka yol da sorbitol yolu olup %5 oranında gerçekleşir. Bu yolla glukoz önce aldoz redüktaz enzimi ile sorbitole sonra da polyol dehidrogenaz aracılığı ile dışarı diffüze olabilen fruktoza dönüştürülür. Sorbitolün difüzyonunun düşüklüğü nedeniyle, lensin ozmotik etki ile su çekerek şişmesi sonucunda özellikle diabetik katarakt gelişiminde önemli rolü olduğu bilinmektedir.

## **2.5. KATARAKT**

Lensin progressif olarak saydamlığını yitirmesidir. Oluşan opasitelerin bir kısmı sabit ve lokalize iken bir kısmı da ilerleyici ve yaygın şekilde gözlenir. Katarakt tedavi edilebilir körlük nedenlerinin başında yer alır. Etiyolojide birçok neden sayılmakla birlikte katarakt oluşumu sırasında oluşan mekanizmalar tam olarak aydınlatılmış değildir. Bu nedenle de oluşumunun engellenmesinde henüz başarılı olunamamış ve günümüzde cerrahi tedavi tek seçenek olarak ortaya çıkmıştır.

### **2.5.1. Kataraktların Türleri:**

#### **I. Anatomik Lokalizasyonuna Göre:**

- A. Kortikal**
- B. Nükleer**
- C. Ön / Arka subkapsüler**
- D. Karışık**
- E. Diğer**

#### **II. Etiyolojiye Göre:**

- A. Senil veya yaşa bağlı**
- B. Konjenital ve juvenil**
- C. Travmatik**
- D. Göz içi hastalıklarla ilişkili:** Üveit, glokom, retina dekolmanı ve cerrahisi, retinitis pigmentosa, girat atrofi, dejeneratif miyopi, anterior segment iskemisi, göz içi tümörler

#### **E. Sistemik hastalıklarla ilişkili:**

- 1. Metabolik hastalıklar:** Diabet, galaktozemi, Wilson Hastalığı, Fabry Hastalığı, hipoparatiroidi, homosistinüri
- 2. Renal hastalıklar:** Lowe ve Alport hastalıkları
- 3. Cilt hastalıkları:** Konjenital ektodermal displazi, Werner ve Rothmund-Thomson Sendromu, atopi, Cockayne Sendromu, inkontinentia pigmenti
- 4. Bağ ve iskelet dokusu hastalıkları:** myotonic distrofi, Marfan Sendromu
- 5. Santral sinir sistemi:** Marinesco-Sjögren Sendromu, bilateral akustik nöroma (nörofibromatozis tip 2)

## **F. Zararlı ajanlara bağlı gelişenler:**

**İyonize Radyasyon:** x-ray, ultraviyole ışınları, kızılötesi ışınlar, mikrodalgalar

**İlaçlar:** Steroidler, antikolinesterazlar, fenotiazinler, mitotik ilaçlar, antimalaryal ilaçlar gibi

## **2.6. KONJENİTAL KATARAKT**

Doğum ve sonrası ilk 3 ay içinde gelişen bulanıklıklar konjenital katarakt olarak adlandırılır. Çoğunda neden belirsizdir. Etiyolojide kalıtım önemlidir. Konjenital kataraktların yaklaşık % 25'i otozomal dominant geçiş gösterir. Diğer oküler anomaliler ile birlikteyse, geçiş muhtemelen otozomal resessif veya "X e bağlı" geçiştir (5).

Opaklaşma lensin tümü veya bir kısmında olabilir. En çok tutulan bölge fütal çekirdeğe komşu kortekstir. Görmeyi bozmayan opasiteler durağan olabildikleri gibi ilerleyerek daha geç evrelerde, adolosan-jüvenil-presenil dönemlerde katarakt oluşturabilirler (5,6). Klinik olarak herhangi bir nedene bağlı lens bulanıklığı önemli olmasına rağmen, katarakt terimi görmeyi bozan lens bulanıklıklarında kullanılır.

A.B.D.'deki çalışmalarda çocukluk çağı körlüklerinin %10-38'inin konjenital kataraktlara bağlı olduğu saptanmıştır (7). İnsidansı 250 canlı doğumda bir (% 0.4) olarak bildirilmiştir. Dünya sağlık örgütünün yaptığı çalışmada çocukluk çağı körlüklerinde konjenital katarakt oranı; Afrika'da %15.5, Güney Hindistan'da %7.4, Şili'de %9.2 olarak bildirilmiştir (8). Batı ve Japon toplumunda ciddi görsel defekt yapan konjenital katarakt oranı %13-19'dur (9). Ülkemizde ise yapılan çalışmalarda bu oran %15-21 olarak bildirilmiştir (10,11).

## **2.7. ÇOCUKLARDA KATARAKT SEBEPLERİ**

Konjenital kataraktların üçte biri kalıtımla ilişkili, üçte biri başka bir hastalığa eşlik etmekte ve kalan üçte birinde de etiyoloji tespit edilememektedir. Bilateral olguların yarısında etiyoloji tespit edilebilirken, unilateral olgularda bu oran daha düşüktür. Genetik ve metabolik hastalıklar, intrauterin enfeksiyonlar etiyolojide önem arzeder. Galaktozemi, diabet, mannosidozis beraber sık görülen metabolik bozukluklardır. Radyasyon ve ilaç kullanımına bağlı olarak da konjenital katarakt gelişebilir (12). Genel olarak konjenital katarakt nedenlerine bakacak olursak;

1. **İntrauterin Enfeksiyon:** Rubella, Varisella, Toksoplazmozis
2. **İlacı bağılı:** Steroidler
3. **Metabolik Hastalıklar:** Diabetes mellitus, galaktozemi, hipoglisemi, hipoparatroidi, mannozidoz, Lowe Sendromu
4. **Heredite:** Otozomal dominant, otozomal resessif, X-linked
5. **Radyasyon**
6. **İdyopatik**
7. **Sistemik Anomaliler ve Hastalıklarla Birliktelik**

- **Oküler Anomaliler:** Aniridi, ön segment dizgenezisi, ektopia lentis, lens kolobomu, lentikonus/Lentiglobus, mikrosferofaki, persistan hiperplastik primer vitreus (PHPV)
- **Dermatolojik Hastalıklar:** Atopik dermatit, Rothmund Sendromu, Werner Sendromu, Konjenital iktiyozis, İnkontinensia pigmenti, Cockayne Sendromu, Goltz Sendromu
- **Kromozomal Hastalıklar:** Trizomi 13-15, Trizomi 16-18, Trizomi 21 (Down Send.), Turner Sendromu
- **Kraniofasial Anomaliler:** Apert Sendromu, Crouzon Sendromu, Angelmann Hastalığı
- **İskelet Hastalıkları:** Conradi Sendromu, Osteogenezis imperfekta, Weil-Marchesani Sendromu, Marfan Sendromu, osteopetrozis, Stickler Sendromu
- **Kas Hastalıkları:** Myotonik distrofi
- **Santral Sinir Sistemi Anomalileri:** Zellweger Sendromu, Meckel-Gruber Sendromu, Norrie Hastalığı, Sjögren-Larsson Sendromu, Marinesco-Sjögren Sendromu (13)

## 2.8. KONJENİTAL KATARAKT TİPLERİ

1. **Lentiküler kataraktlar**
2. **Kapsülo-lentiküler kataraktlar**
3. **Total kataraktlar**

### **2.8.1. Lentiküler Kataraktlar**

Lens materyali veya fibrillerini tutan opasitelerdir. Bulanıklığın yaygınlığı etiyolojik ve zararlı ajanla karşılaşma süresine bağlıdır. Etiyolojide genetik, metabolik ve toksik faktörler rol oynar. Troid, paratroid bozuklukları, diabet, malnütrisyon, gebelik sırasındaki enfeksiyonlar ve ilaç kullanımına bağlı gelişebilir.

**2.8.1.a. Zonuler katarakt:** Lensin özel bir bölgesinde geçici gelişme bozukluğuna bağlı oluşan opasitelerdir.

I-Santral (nükleer) katarakt: Opasite lens nükleusundadır.

- Santral pülverulan katarakt: Gelişmenin ilk 3 ayında görülen bozukluğa bağlı, embriyonik nükleusu tutan bir kataraktır. Genelde durağandır ve görmeyi bozmaz.
- Diffüz nükleer katarakt: Opasite diffüz ve kesiftir. Görmeyi bozar.
- Total nükleer katarakt: Nükleusun bütünüyle tutulduğu çok kesif, beyaz, tebeşir görünümünde kataraktır. Görmeyi ileri düzeyde bozar.

II-Lameller katarakt: Nükleus ve korteks normaldir; ancak lenste daire şeklinde opasite vardır. En sık görülen konjenital katarakt tipidir. Lens liflerinin gelişimleri sırasında kısa bir süre toksik etkiye maruz kalması neden gösterilir. Sıklıkla bilateral olup kalıtımla ilişkilidir. Durağan veya ilerleyicidir.

- Prenatal lameller katarakt: Doğumda mevcuttur. İntrauterin dönemde anneden fötüsa geçen bir hastalığa bağlı olduğu düşünülür. Annede paratroid yetmezliği örnek gösterilebilir.
- Postnatal lameller katarakt: Erken bebeklikte veya erişkinliğe geçiş döneminde ortaya çıkar.

### **2.8.1.b. Sütür Aksiyel Kataraktlar**

I-Sütür kataraktı: Yıldız katarakt da denir. Genellikle fötal nükleusun iki "Y" sütürünü tutar, bilateral ve durağan olup otozomal dominant geçiş gösterir.

II-Değişik tip opasiteler: Değişik şekil ve konumdadırlar. Genellikle görmeyi bozmazlar.

- Ön aksiyel embriyonik katarakt: Durağandır. Görmeyi bozmaz.
- Floriform katarakt: Çiçek taç yaprakları şeklindedir.
- Delasere katarakt: Yosun yığını şeklindedir.
- Ponktüe katarakt: Nokta şeklinde opasitelerdir.

III-Kristal kataraktlar: Genelde bilateral, aksiyel ve durağandır. Kesafet fazla ise görmeyi bozarlar.

- Corraliform katarakt: Nadirdir.
- Mızrak katarakt: İğne kataraktı da denir. Çok enderdir. Görmeyi bozarlar. Otozomal dominant geçiş vardır.
- Aksiyel fusiform katarakt: Çok enderdir.
- Annüler (Disk) katarakt: Bu tip kataraktta nukleus yoktur. Lens can simidi şeklindedir.

### **2.8.2.Kapsülo-Lentiküler Kataraktlar**

Hem kapsül, hem de altındaki lens tabakasını ilgilendirir.

**2.8.2.a. Kapsüler katarakt:** Kapsülün kendi epitelinin opasitesidir. Genelde lens damar kılıfları ile ilişkilidir. Küçük, sınırlı, görmeyi bozmayan bulanıklıklardır.

• Ön kapsüler bulanıklıklar: Daha sıktır. Periferik bir halka şeklinde olup, görmeyi bozmazlar.

- Arka kapsüler bulanıklıklar: Çok enderdir. Görmeyi bozmazlar.

**2.8.2.b. Polar katarakt:** Lens ön veya arka kutbunu tutan opasitelerdir. Kapsülle sınırlıdır. Her iki kutupta ise bipolar katarakt adı verilir.

• Ön polar katarakt: Genelde görmeyi bozmazlar ve durağandırlar, ön kamaraya uzanırsa piramidal katarakt adı verilir.

• Arka polar katarakt: Arka ve merkezi yerleşimleri nedeniyle görmeyi bozabilirler. Durağan veya ilerleyicidir.

### **2.8.3. Total Kataraktlar**

Tüm lens fibrillerinin etkilendiği, fütal yaşamdaki ciddi bozukluklar sonucu gelişir. Lens, pupil açıklığından beyaz bir kitle şeklinde görölür. Görme ileri derecede bozulmuştur. Bu katarakt zamanla morgagnian tipe dönüşür. Bazen de nukleusu rezorbe olarak yerinde membranöz bir kalıntı kalır (13,14).

## **2.9. KONJENİTAL KATARAKTLARDA KLİNİK**

Yetişkin katarakt hastaları; genellikle sessiz bir süreçte gelişen görme kalitesinde bozulma, çeşitli derecelerde gri gölgelerin görölmesi, görme azalması, bulanık görme, kamaşma, yıldız yağmurları, tek taraflı diplopi, bozulmuş renkli görme, azalmış kontrast gibi görme bozuklarını ifade eden şikâyetlerle doktora başvururlarken, konjenital kataraktlı çocuklar görme bozukluklarını ifade edemeyebilir. Bu grup çocuklarda şu bulgularla tanı konulabilir.

1) Lökokori: Beyaz pupilla varlığı birçok kimse tarafından kolayca tanınan bir bulgudur.

2) Okülodijital Fenomen: Çocuk parmağını sık sık gözüne bastırır. Çünkü bu şekilde çocuğun ilginç bulduğu ışık şekilleri oluşur.

3) şaşılık: Görme bozukluğunun ilk belirtisi olabilir. Özellikle tek taraflı kataraktlarda gözlenir.

4) Çocuğun normal gören gözü kapatıldığında çocuk ağlar.

5) Çocuk yürümede ve yakalamada güçlük çeker, sık sık travmalar geçirir, gelişmesi geri kalmıştır.

6) Çocuğun düzensiz göz hareketi vardır. Oküler fiksasyon ve takip hareketleri yoktur veya azalmıştır.

7) Nistagmus ortaya çıkabilir. Görme eksikliğinin kötü bir belirtisidir.

8) Işık, obje takibi, annesini tanıma gibi işlevleri zayıftır. Görsel ilgileri azalmıştır.

9) Çocuğun diğer sistemik anomalilerinin olması, gebelik esnasında yaşanan problemler ve ailede katarakt öyküsünün bulunması da bizi konjenital katarakt olabileceği konusunda dikkatli olmamızı gerektiren uyarıcı faktörlerdir.

## **2.10. KONJENİTAL KATARAKTLARDA HİKAYE VE MUAYENE**

İyi bir aile öyküsü alınmalı, akraba evliliği, kardeşlerde katarakt, diğer oküler ve sistemik anomaliler açısından hasta değerlendirilmelidir. Annenin gebelik öyküsü (intrauterin ilaç, radyasyon, enfeksiyon) öğrenilmelidir. Katarakt prenatal dönemde de



tespit edilebilmektedir. İntrauterin olarak en erken 14-16. haftalarda ultrasonografik olarak lens opasiteleri belirlenebilmektedir (15). Konjenital kataraktlı bir hasta değerlendirilirken sistematik bir şekilde muayene çok önemlidir.

- Pediatrik fizik muayene
- Oküler muayene
- Kornea çapı
- İris konfigürasyonu
- Ön kamara derinliği
- Lens pozisyonu
- Katarakt morfolojisi
- Göz tansiyonu ölçülmesi
- Arka segment muayenesi (posterior kitle, retina dekolmanı, optik sinirin lense uzanması...)

#### **2.10.1. Brückner Testi: (Lensin Retroillüminasyonu)**

Lens kesiflikleri için en hızlı muayene yöntemidir. Bir ışık kaynağı veya oftalmoskopiyla kesafet kırmızı pupillada siyah görünür. Hafif karanlık bir odada pupile gönderilen ışık ile rahatlıkla gözlenebilir.

#### **2.10.2. Biomikroskopik Muayene**

Katarakt muayenesi için en ideal metottur. Katarakt morfolojisi, ilişkili diğer göz anomalilerinin araştırılması, prognoz ve etyoloji hakkında değerli bilgiler verir. Örneğin çoğu ön polar kataraktlar küçük, boyutları 1-2mm olup genellikle ilerlemezler ve görme prognozları çok iyidir. Biomikroskopik muayene, yaşı yeterli olan, kooperasyon kurulabilen çocuklarda yapılabilir. Diğerlerinde taşınabilir manuel slit lamba muayenesi de yapılabilir.

Kataraktlı gözlerde tahmini görme potansiyelini ortaya çıkarmada, direkt oftalmoskopi veya retinoskopi faydalıdır. Santral opasitelerin ve/veya 3mm'den büyük kortikal opasitelerin görme açısından önemli olduğu gösterilmiştir. Katarakt ve glokomun bir arada olabildiği konjenital rubella ve Lowe Sendromu gibi hastalıklar nedeniyle glokom da ekarte edilmelidir.

Sistematik şekilde muayene yapılır ve hasta eşlik eden hastalıklar açısından araştırılır.

### **2.10.3. İdrar Tetkikleri**

İndirgeyici madde: Galaktozemi, Diabetes Mellitus, Lowe Sendromu, Wilson Hastalığı

- Aminoasit analizi: Galaktozemi, Homosistinüri
- Hematüri/Proteinüri: Alport Send.
- Lipid cisimcikleri: Fabry Hastalığı
- Bakır: Wilson Hastalığı

### **2.10.4. Kan Çalışmaları**

- Glukoz-Kalsiyum-Fosfor: DM, Hipoglisemi, Hipoparatiroidi
- Aminoasit: Lowe Sendromu, galaktozemi, homosistinüri
- Serolojik testler: TORCH vs. araştırılır.

## **2.11. KONJENİTAL KATARAKTLARDA TEDAVİ**

Konjenital katarakt, günümüzde halen çocukluk çağının önemli körlük nedenlerinden biridir, fakat erken tanı ve tedavi ile sonuçlar giderek daha yüz güldürücü hale gelmiştir. Konjenital kataraktlı olgularda görme azlığının en önemli nedeni geri dönüşümsüz ambliyopidir. Bunun önlenmesi için tanı konulan hastaların optik aksını açmak için biran önce cerrahi uygulanması gerekmektedir (16).

Konjenital kataraktlarda asıl tedavi cerrahidir. Bununla birlikte bazı parsiyel kataraktlarda özellikle görmeyi önemli derecede bozacağı şüpheli gelişimsel unilateral lens opasitelerinde pupil dilatasyonu ve oklüzyon tedavisi denenebilir. Dilatasyon tedavisi bilateral parsiyel kataraktlarda da faydalı olabilir. Ama görmeyi bozabilecek opasitelerde asıl tedavi cerrahidir (12).

Çocuklarda yapılan katarakt cerrahisi yetişkin dönemindekinden önemli farklılıklar gösterir. Cerrahi zorluğun başında; gözün küçük, skleranın yumuşak, pupillanın küçük, ön kamaranın dar, lens kapsülünün esnek, vitreusun sıkı ve arka kapsülün fibrotik olması gibi anatomik nedenler bulunmaktadır. Ayrıca çocuklarda epitel proliferasyonu çok hızlı, üveanın cerrahi travmaya cevabı da çok şiddetli olabilmektedir. Küçük göze uygun intraoküler lens bulunmaması, küçük tünel insizyonların bile sızdırmayacak şekilde

sütürasyon zorunluluğu, göz küresinin büyümeye devam etmesi nedeniyle stabil bir refraksiyon olmaması, intraoküler lens gücü ölçüm zorlukları ve operasyon sonrası ambliyopi tedavisinin hayati önemi cerrahi müdahaleyi karmaşık ve komplike hale getirmektedir (17).

Cerrahi tedavide geçmişte optik iridektomi, dissizyon, intrakapsüler lens ekstraksiyonu, lineer lens ekstraksiyonu gibi yöntemler kullanılmıştır. Fakoemülsifikasyon, neodmium YAG-laser anterior kapsülotomi gibi yöntemlerde uygulanmakla birlikte pek tercih edilmemektedir. Sıklıkla aspirasyon ve lensektomi-vitrektomi kullanılmaktadır. Günümüzde en popüler yöntem lensektomi-vitrektomi yöntemidir (18,19).

Cerrahide temel prensip olarak küçük bir insizyonla ön kamaraya girip, ön kapsül soyulduktan sonra korteks ve genellikle yumuşak olan nükleus vakumla emilerek boşaltılır. Ardından arka kapsül ön kapsülde olduğu gibi açılır yeterli ön vitrektomi yapılır ve eğer İOL implantasyonuna karar verilmişse, İOL uygun şekilde bag içine yerleştirilir. Cerrahi sırasında pupillanın küçülmesini önlemek için cerrahi travma asgari düzeyde olmalı, irise dokunmaktan kaçınılmalı, ön kamara sürekli olarak dengeli tuz çözeltisi veya viskoelastik ile desteklenmeli, gerekli olgularda irrigasyon sıvısına anestezi hekiminin bilgisi ve izni ile adrenalin konulmalıdır. İntrauterin enfeksiyon geçirmiş olan bebeklerde pupilla hemen hiç dilate olmayacağı için iris kancaları kullanılmalıdır. Özellikle İOL konulacak çocuklarda her türlü travmadan kaçınılmalıdır. İnflamasyon sonrası gelişebilecek membran ve yapışıklıkların önlenmesi için irrigasyon sıvısı içine heparin veya cerrahi sonunda ön kamaraya steroid verilebilir (17).

Cerrahi zamanlaması belirlenirken görme keskinliği, binoküler görme ve fiksasyon refleksi dikkate alınır. Görme keskinliği ve binoküler görme yönünden en hassas dönem ilk 6-7 yaşdır (20). Fiksasyon refleksi doğumda yoktur. İlk 2-3 ayda bu refleks gelişir (21). Bu dönemde uyarı deprivasyonuna bağlı olarak fiksasyon refleksi gelişmezse bir daha gelişmesi mümkün değildir. Nistagmusun ortaya çıkışı, fiksasyon refleksinin gelişmesinin artık mümkün olmadığını gösterir (22).

## **2.12.BİOMETRİ**

Ultrasonik biyometri gözü oluşturan dinamik ve statik yapıların ultrason yardımı ile rakamsal olarak ölçülmesidir (23). Ultrasonografi, ses dalgalarının vücut dokuları ve fizik kurallarına göre etkileşmesine dayanan, tanı ve tedavide kullanılabilen bir yöntemdir. Mundt ve Hughes 1956'da, ultrasonografiyi ilk kez oftalmolojik tanıda kullandılar. Ossoining ve Gernet 1963'de ultrasonik biyometriyi geliştirdiler (24).

Harold Ridley 1949'da ilk kez, katarakt cerrahisi ile birlikte İOL implantasyonunu gerçekleştirdi (25). İOL implantasyonunda yüksek cerrahi komplikasyon oranı nedeniyle uzun yıllar İOL implantasyon çalışmalarına ara verilmek zorunda kalındı. 1970'lerden itibaren yeniden implantasyonlar yaygınlaşmaya başladı. Tekrar İOL implantasyonuna başlanması ile ameliyat sonrası yüksek refraktif hatalar ortaya çıkmaya başladı ve İOL gücünün belirlenmesi önem kazandı. Çünkü bu dönemde kullanılan İOL'ler standart +19.0 ile +21.0 dioptri (D) güce sahipti. 1980'li yıllardan sonra standart güce sahip İOL'lerin implantasyonu giderek azaldı. Bütün cerrahlar ameliyat öncesinde İOL gücünü belirlemek için biyometriyi kullanmaya başladılar ve ameliyat sonrası refraksiyon sonuçlarında önemli düzelme sağladılar.

Katarakt ameliyatından sonra gözün optik sisteminin toplam kırıcılığında yaklaşık 23.70 dioptrilik bir azalma meydana gelir ve sonsuzdan gelen ışınların retina üzerine düşebilmesi için bu kırıcılığın gözlük, kontakt lens veya göz içi lens gibi optik sistemlerle yerine konması gerekmektedir (26,27). Afaki ile oluşan hipermetropinin düzeltilmesindeki önemli bir husus retina üzerinde oluşan görüntünün büyüklüğüdür. İki göz retinası arasında oluşan görüntü büyüklüğü farkı, anizokoniye neden olarak binoküler görmeyi etkiler. Retinada oluşan görüntünün büyüklüğü göze giren ışınların açısına bağlıdır. Göze giren ışınları konverjan olarak kıran bir mercekle gözden uzaklaştıkça retinada oluşturduğu görüntü büyümektedir. Afakinin gözlükle düzeltilmesi görüntünün % 20-35 büyümesine ve en yüksek anizokoniye neden olmaktadır. Kontakt lensler % 7-12 (28), göz içi lensleri % 3-4 oranında görüntü büyümesine neden olur. Teorik olarak pupilla arkasına orijinal lensin yerine yerleştirilen mercek görüntü büyümesi yaratmamaktadır. Göz içi lens implantasyonunun yapılmaya başlandığı ilk zamanlarda normal standartlarda gözler için pupilla alanına 19.0 dioptrilik, ön kamaraya 18.0 dioptrilik göz içi lensi yerleştirilerek ameliyat sonrasında emetropi sağlamaya çalışılmıştır (29). Göz içi lensi retinaya gözlükten daha yakın olduğu için göz içi lensindeki 1.0 dioptrilik değişiklik gözün refraksiyonunda 0.8 dioptrilik bir değişikliğe yol açar (30). Buradan yola çıkılarak kişinin ameliyat öncesi refraksiyon miktarı hesaba katılarak implante edilecek lens gücü tahmin edilmeye çalışılmıştır.

Doğru İOL gücünün belirlenmesinde, son 30 yıl boyunca yapılan çalışmalarla büyük gelişmeler sağlanmıştır. Günümüzde de, tahmin edilen refraksiyonda standardın sağlanması için çalışmalar yapılmaktadır. Yeni formüllerle tahmin edilen refraksiyon büyük oranda doğru tahmin edilmektedir (31,32 ). Artan doğru tahminler; keratometri ve biometri ölçüm

aletlerinin standardizasyonu ve tasarımı, cerrahi yöntem ve İOL implantasyonundaki gelişmeler, her hasta için uygun İOL gücünü hesaplamakta kullanılan biyometri formüllerindeki gelişmeler ile sağlanmıştır (33). Gelişen teknolojik ve sosyokültürel birçok neden hasta beklentisini arttırmakta ve ameliyat öncesi ölçümlerin mümkün olduğu kadar doğru yapılmasını gerektirmektedir.

### **2.12.1. Biyometrik Ölçüm Parametreleri**

İOL gücünün hesaplanmasında kullanılan değişkenler; aksiyel uzunluk, kornea gücü (veya eğrilik yarıçapı) ve ameliyat sonrası tahmini ön kamara derinliği gibi parametrelerdir. Kornea ön yüzünün yarıçapı 7.70 mm, arka yüzünün 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. Ön kamara sıvısının kırılma indisi 1.336'dır. Akomodasyon yapmayan bir gözde lens korteksinin ön yüzünün yarıçapı 10.0 mm, arka yüzünün yarıçapı 6.0 mm, korteksin kırılma indisi 1.386'dır. Nükleusun ön yüzünün yarıçapı 5.76 mm, nükleusun kırılma indisi 1.406'dır. Akomodasyon yapmayan bir gözde lensin toplam kırıcılık gücü 19.11 dioptridir. Vitreusun kırılma indisi 1.336'dır (34,35).

**2.12.1.a. Aksiyel Uzunluk:** Kornea tepesi ile vitreoretinal ara yüzey arasındaki mesafe bize gözün aksiyel uzunluğunu verir. AU ölçümü, İOL gücünün hesaplanmasındaki en önemli basamaktır. Çünkü hata kaynaklarının %54-68'inden AU ölçüm hataları sorumludur. Gözün ön arka çapı günümüzde ultrasonografi ile ölçülmektedir. Ultrason dalgaları 10 kiloHertz (kHz), yani duyma eşiğinin üzerindeki ses dalgalarıdır. Ultrason dalgalarının oluşumu piezoelektrik olayına dayanmaktadır. Quartz kristalden geçen bipolar elektrik akımı kristalde büyüme ve küçülmeye neden olmaktadır. Bu mekanik enerjiye, o da ses dalgalarına dönüşmektedir. Piezoelektrik olaya neden olan kristal ultrasonografi aletinin probunun ucunda bulunmaktadır. Probdan çıkıp göze giren dalgalar yoğunlukları farklı bir ortamdan diğerine geçerken yansımaktadır. Yansıyan bu dalgalar tekrar probdaki alıcı tarafından alınmakta ve ekranda spayklar biçiminde gösterilmektedir (36). Ultrason dalgalarının bir ortamdaki hızı bilinirse ve o ortamda kalış süresi hesaplanırsa ortamın uzunluğu ölçülebilmektedir. Gözün aksiyel uzunluğu da bu temele dayanarak ultrason dalgaları ile ölçülmektedir (37). AU ölçümlerinde iki yöntem kullanılır.

**1. İmmersiyon Tekniği:** AU ölçümleri için ilk uygulanan yöntemdir. Hasta sırt üstü pozisyonda yatar ve lokal anesteziyi takiben göze skleral lens yerleştirilip, göz metil sellüloz gibi viskoz bir madde ile doldurulmaktadır. Daha sonra ultrason probu metil selüloza daldırılmakta ve korneaya dik biçimde görme aksından ölçümler yapılmaktadır. Prob kap içine yerleştirilir. Prob korneaya temas etmez ve kornea basısı oluşmaz (38). Ölçüm sırasında viskoz maddede hava kabarcıklarının bulunmaması önemlidir. Çünkü 1 mm'lik hava kabarcığı 3 D ameliyat sonrası refraksiyon hatasına yol açabilmektedir.

Ölçüm sırasında pupillanın dilate olması ölçüme yardımcı olmaktadır. İmmersiyon yönteminde daha sonra, hava kabarcığı ile oluşan hataları önlemek amacıyla içi sıvı dolu membranöz yapıdan oluşan problemler geliştirildi.

**2. Kontakt Teknik:** Su banyosu tekniği de denilen immersiyon tekniği hastayı çok rahatsız ediyordu. Bunun üzerine, solid problemler geliştirildi. Böylece diğer yöntemin verdiği rahatsızlıklar önlendi ve hava kabarcıklarına bağlı hatalı ölçümlerden kaçınılmış oldu. Fakat bu defa kornea bası problemi ortaya çıktı. Bu yöntemle probun korneaya aşırı basmasını engellemek için prob sabit bir taşıyıcıya yerleştirilmektedir. Daha sonra hastanın probun ucundaki ışığa veya sabit bir noktaya fikse etmesi istenir. Aksiyel uzunluk ölçümü sırasında prob gerekirse aşağıya ve yukarıya hareket ettirilir. Bazı problemler biomikroskopi ile kullanılabilir.

Kornea basısı, AU' un normalden daha kısa ölçülmesine neden olur. Basıya ne kadar dikkat edilirse edilsin, AL ölçümlerinde 0.1 mm'lik hatanın kaçınılmaz olduğu bildirilmiştir (32,39). Kontakt teknikte, kornea eğriliği az ve göz içi basıncı düşük gözler, kornea kurvaturu ve göz içi basıncı normal olan gözlerle göre, daha çok kornea basısına uğrar. Basıya bağlı olarak AU daha kısa ölçüldüğünde İOL gücü daha yüksek hesaplanır. Sonuçta ameliyat sonrası refraksiyonda miyopive kayış görülür.

Kornea basısının en az olduğu AU ölçümü, ÖKD'e bakılarak belirlenebilir. Kornea basısına bağlı olarak ÖKD azalır ve AU kısalır. Bu nedenle ÖKD'nin daha uzun olduğu, yani basının en az olduğu AU değeri en doğru değerdir. Ayrıca en derin ÖKD ile birlikte uygun eko değerlerinde, en uzun ve en düzgün retina ekosunun görülmesi de önemlidir.

İmmersiyon ve kontakt tekniğini karşılaştırmak amacı ile yapılan çalışmalarda, AU ölçümleri arasında 0.24 mm'lik fark olduğu görülmüştür. Bu da ameliyat sonrası refraksiyonda 0.6 D sapmaya yol açar (36). Yine başka bir çalışmada, kontakt teknikte AU 0.15 mm daha kısa ölçülmüş ve absölu hata oranı temas grubunda  $0.53 \pm 0.48$  D iken, immersiyon grubunda  $0.43 \pm 0.38$ D bulunmuştur (40).

En sık hata kaynakları, AU' un yanlış olarak uzun veya kısa ölçülmesidir. Hoffer kontakt yöntemle 0.33 mm' lik daha kısa ölçüm yapıldığını belirtmiştir (41). 1 mm'lik aksiyel uzunluk ölçüm hatasının 2.5-3.0 D'lik bir hataya neden olacağı düşünülecek olursa ölçümün doğru yapılmasının önemi bir kez daha anlaşılmış olur (42). Yine yapılan çalışmalar hataların en çok aksiyel uzunluk ölçümü sırasında ultrason probunun kornea ile uygun temas etmemesi (uzak kalması veya çok bastırılması), uygun aksta ölçüm yapılmaması ve ekranda oluşan spaykların düzgün olmamasına bağlı olduğunu göstermektedir (43).

Ultrasonografi probu ile kornea arasında fazla sıvı birikimi, göz tipine göre ortalama velositenin çok hızlı olması, retina yüksek piki yerine sklera pikinin ölçülmesi ve posterior stafilm aksiyel uzunluğun normalden daha uzun ölçülmesinin nedenleri arasındadır.

Korneaya bastırma (en sık), vitreus opasite veya membranları, retina dekolmanı, İOL'nin ekoyu yansıtması, koroid kalınlaşması, maküla ödemi veya subretinal neovasküler membran, göz tipine göre ortalama velositenin çok yavaş olması, aksiyel uzunluğun normalden daha kısa ölçülmesinin nedenleri arasında yer alır

Gözler arasında herhangi bir klinik fark olmadıkça, iki göz arasında AU farkı 0.3 mm'nin altındadır. AU ölçümü 22 mm'nin altında veya 25 mm'nin üzerinde çıkarsa, iki göz arasında 0.3 mm'den fazla fark var ise, AU ölçümü hastanın refraksiyonu ile uygunluk göstermiyorsa, hastanın fiksasyon veya kooperasyonu iyi değilse, ölçümler tekrarlanmalıdır.

**3. Ultrasonik Ses Hızı ve AU Ölçümünde Önemi:** 1975'te Coleman ve arkadaşları 50 erişkin ve 4 çocuk kataraktlı gözü üzerinde yaptıkları çalışmada, ultrasonik ses hızının 1 yaşında 1659 m/sn, 72 yaşında 1629 m/sn olduğunu bulmuşlardır. Yaşla lensteki ultrasonik hızın düşmesinin, lens yapısının zamanla değişerek daha yoğun bir hal almasından kaynaklandığını ayrıca yaşla lensteki su miktarının değişmesinin hızı düşürmede etkili olduğunu belirtmişlerdir (44). Ultrasonik dalgalar piezoelektrik kristalden üretilir. Ses hızı dokunun yoğunluğu ile belirlenir. Ses katı ortamda sıvı ortamdaki hızı daha hızlı yol alır. Gözün sıvı ve solid yapılardan oluşması biyometride önemlidir. Ses göze ve orbitaya ait dokulardan geçer ve dokuların her birinde yoğunluklarına bağlı olarak belli hız gösterir. Sesin dokulardaki hızı, velosite (m/sn) olarak ifade edilir. Çeşitli yapıların ortalama velositesi Tablo-1'de verilmiştir (37,45).

**Tablo-1: Gözü oluşturan yapıların ve İOL materyallerinin velositesi**

<i>Doku ve Materyal</i>	<i>Ortalama Velosite (m/sn)</i>
Glob	1552
Sklera	1630
Kornea	1640
Aköz ve vitreus	1532
Kristalin lens	1640
Kataraktöz lens	1629
PMMA İOL	2780
Silikon İOL	1486
Akrilik İOL	2180
Silikon yağı	980

Ortalama velosite değerin kullanılması AU'yu kısa ve uzun olan gözlerde daha yanlış sonuçlar verebilir (46,47). Zira AU ortalama değerdan saptıkça hata payı artacaktır (41,48). Bu tür gözlerde, lensin gerçek velosite değeri kullanılarak elde edilen düzeltilmiş aksiyel uzunluk faktörü (DAUF) ortalama velosite kullanılarak elde edilen AU'a eklenir veya çıkarılır (47,49). Normal dışı (uzun veya kısa AU) ve psödoafak gözlerde AU'un 1532 m/s ortalama velositesi ile ölçölüp, sonra DAUF değerin ilave edilmesi daha doğru sonuç vermektedir. DAUF lens kalınlığı ve lensin ultrasonografik velositesi kullanılarak hesaplanır. Buna göre;

$$AUU=AU1532+DAUF$$

$$DAUF = \text{Lens Kalınlığı} \times (1 - 1532 / \text{Lens velositesi})$$

AUU: Korneal verteksten vitreoretinal ara yüzeye kadar hastanın gerçek ultrasonografik aksiyel göz uzunluğu

AU1532: Ortalama 1532 m/s velosite ile ölçölmüş aksiyel uzunluk

DAUF: Düzeltilmiş aksiyel uzunluk faktörü

Lens kalınlığı ölçülemiyorsa 1 yaş için 4.01 mm, 80 yaş için 4.80 mm olarak alınır. Lens kalınlığı her yıl 0.01 mm artar. Yaşla lens daha yoğun hale gelir ve velosite azalır (50,51). Holladay'in tavsiye ettiğı DAUF (yaş/velosite) oranı 0.28'dir. Buna göre gerçek AU (AUU) aşağıdaki şekilde hesaplanır.

$$AUU=AU1532+0.28$$



Kristalin lensin velositesi AU'u nasıl değiştiriyorsa, İOL materyali, santral kalınlığı ve ısı gibi faktörler de aksiyel uzunluğu değiştirecektir. Bundan dolayı aynı formül ve işlemler psöodofakik gözler için de uygulanabilir. Göz ısısı 35 °C olduğunda; velosite değeri korneada 1640 m/sn, aköz ve vitreusta 1532 m/sn, PMMA lenste 2780 m/sn, silikon lenste 1486 m/sn ve akrilik lenste 2180 m/sn olarak kaydedilir (47,49). Coleman ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, ortalama lens velositesi 1 yaşında 1659 m/sn ve 72 yaşında 1629 m/sn Jansson ve Kock'un yaptığı çalışmada ise ortalama lens velositesi 1640.5 m/sn olarak tespit edilmiştir (52).

**4. Optik Aksiyel Uzunluk:** Holladay, AU ölçümlerinde standardizasyonunu sağlamak için çeşitli çalışmalar yapmıştır (33). Optik aksiyel uzunluk (AUo) korneanın başlangıç planından (Pk) foveadaki fotoreseptörlere kadar olan aksiyel uzunluk olarak tanımlanır. Korneanın başlangıç planının yeri açısından araştırmacılar arasında önemli fikir ayrılığı yoktur. Pk'nın kornea tepesinden uzaklığını Binkhorst (53) 0.0506 mm ve Collenbrander (54) 0.05 mm olarak kabul etmişlerdir. Collenbrander'ın önerdiği 0.05 mm değeri hesaplamalar için uygundur.

Retinanın kalınlığı (Rk) görme hücreleri (fotoreseptör) ile vitreoretinal yüzey arasındaki mesafedir. Retina kalınlığını Collenbrander (54) 0.50 mm, Oguchi ve Van Balen (55) 0.20 mm ve Binkhorst ise 0.25 mm olarak kabul etmiştir. Binkhorst'un değeri 1981'den beri en yaygın kabul gören ve kullanılan değerdir. Ultrasonografik AU (AUU), kornea tepesinden vitreoretinal ara yüzeye kadar olan uzaklıktır. Formülden Optik AU, ultrasonografik AU'dan 0.20 mm daha uzun bulunur. Holladay, aşağıdaki şekilde standart dönüştürmeyi tavsiye etmektedir (33).

$$AU_o = AUU - Pk + Rk \quad AU_o = AUU - 0.05 + 0.25 \quad AU_o = AUU + 0.20$$

#### **2.12.1.b.Kornea Gücü**

Kornea ve hava kırıcılık indeksi farkının kornea ön yüzünün eğrilik yarıçapına bölünmesi ile diyoptri cinsinden kornea kırıcılık gücü elde edilir. Biyometri ölçüm hatalarının yaklaşık %25'i kornea kırıcılık gücünün hesaplanmasındaki hatalardan kaynaklanır (31).

$$K = \frac{n_2 - n_1}{r}$$

K:Kornea kırıcılığı (D),

n<sub>1</sub>: Havanın kırıcılık indeksi,

n<sub>2</sub>: Kornea kırıcılık indeksi,

r: Kornea ön eğrilik yarıçapı (radius) (mm).

Kornea kırıcılık indeksi (n<sub>2</sub>); havanın kırıcılık indeksi (n<sub>1</sub>) 1.000, kornea ön eğrilik yarıçapı 7.5 mm ve kornea gücü 45 D olan kornea için 1,3375'dir. Yani kornea kırıcılığında belirleyici unsurlar formülden de anlaşılacağı üzere hava ve korneanın kırıcılık indeksi, kornea eğrilik yarıçapıdır. Kornea gözyaşı tabakası göz önünde bulundurulduğunda ve kornea kırıcılık gücü değiştiğinde kornea kırıcılık indeksi de değişmektedir. Ayrıca ölçüm yapılan her bir cihaza göre de belirlenmiş olan standart bir kornea indeksi de bulunmaktadır. Bütün bu etkenlerden dolayı kornea kırıcılık indeksi konusunda yazarlar arasında tam bir birlik bulunmamaktadır. Refraktif indeksin gözyaşı film tabakasının etkisinden dolayı, 1.336 olarak alınması daha doğru olur. Buna göre kornea gücü 44.80 D olarak hesaplanır (33). Fakat kornea ön eğrilik yarıçapı ve arka eğrilik yarıçapının eşit olmaması ve arka eğrilik yarıçapının önden 1.2 mm daha dik olması net kornea kırıcılığının belirlenmesinde sorun oluşturmaktadır. Çünkü bu değerlerin doğru olması için ön ve arka kornea eğrilik yarıçaplarının eşit olması gereklidir (56,57).

Kornea arka yüzeyinin eğrilik yarıçapı 1.2 mm daha dik kabul edilirse kornea net optik gücü, keratometri ile ölçülen değerden daha düşük bulunur (58). Binkhorst, korneanın net optik indeksi olarak 4/3 (1.3333) değerini kullanmıştır (59). Binkhorst, Floyd'un bildirdiği gibi (60) katarakt cerrahisinden sonra kornea sütürlerine bağlı olarak korneada düzleşme olduğunu düşünmüştür (61). Binkhorst bunu kompanse etmek için, refraktif indeksi 1.336 yerine 1.333 olarak kullanmayı uygun görmüştür (62). Ancak daha sonraki çalışmalarda, korneanın düzleşmediği, aksine dikleştiği ve kırıcılığının arttığı görülmüştür (61).

Yapılan modern katarakt cerrahisi sonrası kornea sferik gücünde önemli fark oluşmadığı, net optik kornea indeksi için 4/3 (1.3333) değerinin uygun olduğu günümüzde kabul gören genel görüştür. Aynı mantıkla Olsen 1.3315 değerini tercih etmiştir (63). Standart kabul edilen değer refraktif indeks için 1.3375'dir (64). Standart refraktif indeks kullanımı normal korneada yaklaşık ±0.25 D varyasyonlara sebep olurken, düzensiz

astigmatizmalı veya refraktif cerrahi uygulanan hastalarda daha da büyük hatalara sebep olacaktır (33). Ticari keratometreler Tablo-2'deki ortalama indeksleri kullanırlar (63).

**Tablo-2: Keratometre ve Refraktif İndeksleri**

<b>Keratometri Türü</b>	<b>Refraktif indeks</b>
American Optical	1.336
Bausch & Lomb ve Haag-Streit	1.3375
Binkhorst	1.333
Gambs	1.332
Olsen	1.3315
Zeiss	1.332

Tercih edilecek kırıcılık indeksine göre, İOL gücünde farklılıklar görülebilir. Kornea gücünün saptanmasında refraksiyon indeksi dışında diğer bir hata kaynağı, alet kalibrasyonunun bozuk olmasıdır. Doğru keratometrik ölçüm almak için cihaz rutin olarak kalibre edilmeli, K değeri 40 D'nin altında ve 47 D'nin üstünde ölçülmüş ise veya iki göz arasında 1 D'den büyük silindirik fark varsa ölçümler tekrarlanmalıdır (36,65).

### **2.12.1.c. Ameliyat Sonrası Ön Kamara Derinliği**

Ön kamara derinliği, kornea tepesi arka yüzeyi ile intraoküler lensin ön yüzü arasındaki uzaklıktır. Ameliyat öncesinde, ameliyat sonrası ÖKD'yi ölçmek veya seçmek mümkün olmadığından ancak tahmin edilebilir. Ameliyat öncesi kornea ile kristalin lensin verteksi arasındaki mesafe A-scan USG veya slit lamp'le Jaeger'in optik metoduyla ölçülür. Bu ölçüm ameliyat sonrası ön kamara derinliğini doğru olarak vermez. En doğru sonuca ulaşabilmek için bazı parametrelerden yola çıkarak ameliyat sonrası ön kamara derinliği tahmin edilmeye çalışılır. Teorik formüller ile İOL gücü hesaplanırken ÖKD gereklidir. Fakat regresyon formülleri buna ihtiyaç duymaz. Her bir lens tipi için üretici firmalar tarafından önerilen bir ÖKD değeri vardır ve bu değer A sabiti gibi kişiselleştirilebilir (66). Anatomik ÖKD ile karıştırılmaması için, ameliyat sonrası ÖKD yerine efektif lens pozisyonu (ELP) terimi geliştirilmiştir (33). ELP ön kamara lenslerinde 2.8-3.3 mm, iris destekli lenslerde 3.3-3.5 mm ve arka kamara lenslerinde 4.0-5.3 mm değerleri arasında değişmektedir (36).

ELP'de 1 mm'lik yanlış tahmin, ameliyat sonrası beklenen refraksiyonda 1 D'lik sapmaya neden olur. İOL implante olması gereken yerden daha önde yerleşirse, ameliyat sonrası beklenen refraksiyon miyopiye, daha arkaya yerleşirse hipermetropiye kayar (32,66,67). Aynı tip lenslerin implante edildiği çalışmaların sonucunda her bir lens tipi için ÖKD hesaplanmış ve İOL etiketlerine yazılmıştır. Lens fiksasyon noktasından başka lenslerin konveksite şekilleri, haptiklerin açılma derecesi ve santral kalınlıkları vb. birçok parametre ELP'yi etkileyebilmektedir. Bu sayılan faktörlerin etkisi altında, arka kamara İOL'leri için ELP değeri 3.30-5.30 mm arasında geniş bir dağılım göstermektedir. Günümüze kadar yapılan birçok yerli ve yabancı çalışmada ELP'nin üretici firmalar tarafından belirtilen standart değerlerden çok farklı olabileceği gösterilmiştir (68).

Kapsül içine yerleştirilen İOL'nin haptiklerinden birinin veya her ikisinin sulkusta olması, fark edilmeyen küçük bir zonül diyalizi veya arka kapsül açılması ELP'yi dolayısıyla İOL gücünü etkileyecektir. İOL kapsül içi yerine sulkusa implante edilirse; İOL gücünde 0.5-1.5 D arasında artış olur ve ameliyat sonrası refraksiyon 0.4-1.2 D miyopi yönünde kayar (69). Çoğu cerrah lensin üretici firması tarafından önerilen ön kamara derinliğini kullanmaktadır. Bu da hataların artmasına yol açmaktadır. Hata kaynaklarının %22-38'inin kişisel ön kamara derinliği değerinin kullanılmamasından kaynaklanmaktadır (48).

#### **2.12.1.d. Kişisel 'A' Sabiti**

Teorik formüller ile ortaya çıkan postoperatif refraksiyon hatalarını azaltmak amacıyla regresyon formülleri önerilmiştir. Özellikle komplike hesap gerekmemesi ve doğru sonuç vermelerinden dolayı regresyon formüllerinin kullanımı yaygınlaşmıştır. Normal aksiyel uzunluktaki gözler için regresyon formülleri ile oldukça iyi sonuçlar elde edilmektedir. Göz normalden daha kısa ya da uzun oldukça ameliyat sonrası refraktif hatalar da artmaktadır. 1990'dan sonra normalden kısa ve uzun gözlerde A sabiti, kişisel A sabitinin formüle edilmesi ile kullanılabilir olmaya başlamıştır (70).

$$\text{Kişisel A Sabiti} = (\text{SE} \times \text{Rf}) + \text{İOL} + (2.5 \times \text{L}) + (0.9 \times \text{K}) - \text{C}$$

SE: Sferik eşdeğer Rf: Refraksiyon faktörü

L: Aksiyel uzunluk K: Ortalama keratometri değeri

C: Aksiyel uzunlukla ilgili düzeltme faktörü

Holladay tarafından bulunan diğer bir A Sabiti formülü ise (71);

$$\text{A Sabiti: } \frac{\text{ELPo} \times 0.9704 + 65.600 - 3.595}{0.5663}$$

ELPo: Etkin lens pozisyonu

Hoffer tarafından geliştirilen kişisel A sabiti formülü ise;

$$\text{Kişisel A sabiti} = \frac{8.55 \times \text{SE} - 2.5 \text{L} - 0.9 \times \text{K} - 1}{0.0875 \times \text{SE} - 1}$$

SE: Ameliyat sonrası refraksiyonun sferik eşdeğer olarak değeri

L: Aksiyel uzunluk

K: Ortalama keratometri değeri

I: İmplant edilmiş olan göz içi lens dioptrisi

#### **2.12.1.e. Kullanıcı Faktörü**

Holladay tarafından kendine ait Holladay-1 göz içi lens gücü hesaplama formülünde bu sabiti "surgeon factor" olarak kullanmıştır (71). Holladay yaptığı geniş serili bir çalışma sonunda kullanıcı faktörünü hesaplamış ve her bir lens için ayrı ayrı bulunması gerektiğini belirtmiştir. Kullanıcı faktörü aşağıdaki gibi formüle edilmiştir (72).

$$\text{SF} = (\text{ELPo} \times 0.9704) - 3.595$$

SF: Kullanıcı faktörü ELPo: Etkin lens pozisyonu

#### **2.12.1.f. Göz İçi Lens Gücünü Etkileyen Diğer Faktörler**

İOL gücünü belirlerken daha doğru tahminlerde bulunabilmek için; ölçümlerin olabildiğince aynı kişi tarafından yapılması, biyometrik ölçümler sırasında dikkatli olunması, keratometri ve ultrasonografi cihazlarının kalibrasyonlarının yapılması, kontakt teknik uygulanıyorsa bası yapılmaması, ölçüm sırasında probun göz aksı ile çakışmasının sağlanması, ölçümlerin tekrar tekrar yapılması, her bir lens tipi için tahmini ön kamara derinliği değerlerinin ve cerrah için kişiselleştirilmiş A sabiti değerlerinin kullanılması son derece önemlidir.

1. **Göz İçi Lensi Kalınlığı:** Göz içi lensin kalınlığı lensin kapsüler bag içine yerleşimini değiştirdiği için postoperatif refraksiyonu etkilemektedir. Kalın İOL'ler ince İOL'lerden daha önde yerleşir. Bu nedenle kalın İOL ile ince İOL'nin ELP değeri aynı değildir Kalın bir göz içi lensinde efektif lens pozisyonu ve korneaya olan uzaklık ince bir lense göre farklı olmaktadır (33).

2. **Göz İçi Lensi Şekil Faktörü:** Bir İOL modeli için şekil faktörü, İOL'nin fiziksel boyutu ile başlangıç planının ilişkisini belirlemeye izin verir. Şekil faktörü için formül:

$$\text{Şekil faktörü} = \frac{C1+C2}{C1-C2}$$

C1 anterior yüzey kurtatürü,

C2 posterior yüzey kurtatürüdür

Korneaya doğru konveks radius olduğunda pozitif ve korneaya doğru konkav radius olduğunda ise negatiftir (73). Şekil faktörü normal dışı gözlerde tahmin hatalarını azaltmak için yapılan çalışmalarda önemlidir (33).

3. **Göz İçi Lensi Haptik-Optik İlişkisi:** Göz içi lensin haptik uzunluğu, optik ve haptik arasındaki açılanma lensin yerleşimini etkilemektedir. Lensin özellikleri üretim aşamasında belirlenmiş olmasına rağmen göz içine yerleşiminden sonra bu değerlerdeki değişiklikler tam olarak kestirilememekte ve kapsüler kontraksiyon, vitreus basısı lens üzerinde değişiklikler meydana getirmektedir. Kapsül içindeki İOL'nin yaptığı bag kontraksiyonun miktarı, vitreus basıncı, haptik açısı ve haptik sıkışabilirliği gibi birçok değişkene bağlıdır

Lens haptik-plan uzaklığı (LHPU); lensin haptik uzunluğu, haptik açılanması, optik çapı gibi parametrelerden kapsül içine sıkıştırılmamış durumda iken hesaplanabilir (33). Yapılan çalışmalarda, LHPU İOL'nin göz içindeki pozisyonunun tahmin edilmesine yardımcı olabileceği gösterilmiştir (74).

### **2.12.2. Biyometri Formülleri**

Katarakt cerrahisinde kataraktlı lensin çıkarılmasından sonra sonsuzdan gelen ışınların retina üzerine düşebilmesi için hastaya gözlük, kontakt lens veya İOL uygulaması gerekir (75). Günümüzde katarakt ekstraksiyonundan sonra herhangi bir kontrendikasyon yoksa İOL uygulaması artık rutin olarak yapılmaktadır. Bu yüzden İOL gücünün doğru bir şekilde hesaplanması çok önemli hale gelmiştir. İOL gücü hesaplamak için teorik ve regresyon formüllerinden yararlanılır.

Teorik formüller gözün optik modeli üzerine kurulmuştur. Uzak bir noktadan gelen ışınların retina üzerine odaklanması prensibinden yola çıkarlar. Teorik formüllerde kornea kırıcılığı, kornea-lens mesafesi, lens-retina mesafesi, aköz refraktif indeksi, kornea refraktif indeksi, ameliyat sonrası ön kamara derinliği gibi değerler kullanılır. Teorik formüllerde hesaplamalar temel olarak lensin oluşturduğu verjans etkisinden korneanın oluşturduğu verjans etkisinin çıkarılması esasına dayanır. Teorik formüllerde karşılaşılan en büyük eksiklik ameliyat sonrası tahmini ÖKD'nin saptanmasındaki zorluktur (61,69 ,76,77). Formüllerin karışık olması da diğer bir dezavantajdır.

Regresyon formülleri ise ameliyat sonrası refraktif sonuçtan yola çıkarak; retrospektif yolla ameliyat öncesi kornea kırma gücü, aksiyel uzunluk gibi değişkenler arasında istatistiksel bağlantılar kurulmasına dayanır (61,75).

#### **2.12.2.a. Birinci Kuşak Teorik Formüller**

Gözün optik sistemini tanımlayan ve hala kullanılmakta olan Gauss optiğini ilk olarak göz içi lens gücü hesaplamasında kullanan Fyodorov'dur. 1967'de Gauss optiğini İOL'lere ilk uygulayan Fyodorov'un bu tanımı günümüze kadar gelmiştir (33). Farklı birkaç araştırmacı farklı şekillerde teorik formüller önermesine rağmen (78), bu formüllerde yalnız retina kalınlığı, kornea indeksi ve kornea başlangıç noktası gibi önemsiz varyasyonlar görülür. Fyodorov formülünde, optik net kornea gücü (K0), optik aksiyel uzunluk (AU), efektif lens pozisyonu (ELPo), ameliyat sonrası için tasarlanmış refraksiyon (DpostRx) ve tasarlanmış refraksiyon için verteks uzaklığından (V) oluşan değişkenler mevcuttur (33).

Fyodorov formülü;

$$\text{GİL gücü} = \frac{1336}{AU_0 - ELP_0} - \frac{1336}{\frac{1336 - ELP_0}{1000} + K_0 \frac{1000}{D_{\text{postRx}} - V}}$$

AU<sub>0</sub>: Aksiyel uzunluk

ELP<sub>0</sub>: Efektif lens pozisyonu

K<sub>0</sub>: Optik net kornea gücü

V: Tasarlanmış refraksiyon için verteks mesafesi

D<sub>postRx</sub>: Ameliyat sonrası için tasarlanan refraksiyon

Teorik formüller düzeltme faktörleri dışında ayındır ve matematiksel olarak aşağıdaki şekilde gösterilir.

$$\text{GİL gücü} = \frac{n}{AU - \text{ÖKD}} - \frac{nxK}{n - Kx\text{ÖKD}}$$

N: Aköz ve vitreus refraktif indeksi

AU: Aksiyel uzunluk

K: Kornea kırıcılığı

ÖKD: Ameliyat sonrası tahmini ön kamara derinliği

Fyodorov, Binkhorst, Colenbrander, Hoffer, Fyodorov-Galin-Linksz, Thijissen ve Van Der Heijde bazı teorik formüllerdir.

### 1. Binkhorst formülü

$$P = \frac{1336(4R - L)}{(L - C)(4R - C)}$$

P = İOL gücü (D)

C = Ameliyat sonrası tahmini ÖKD (mm)

R = Kornea radiusu (mm)

L = Aksiyel uzunluk (mm)



## 2. Colenbrander Formülü

$$D = \frac{n}{AU - V - 0.00005} - \frac{n}{\frac{n}{Fc} - V - 0.00005}$$

D: Göz içi lens gücü

n: Vitreusun kırıcılık indeksi

AU: Aksiyel uzunluk

V: Vitreus uzunluğu

0.00005: İrişe fikse lensin ön yüzü ile tahmini ikinci kardinal noktası arasındaki mesafe

Fc: Kornea kırıcılığı

## 3. Hoffer Formülü

$$P = \frac{133600}{82.05L + 76.6V - 5} = \frac{1.336}{\frac{1.336}{K} - \frac{CAr}{1000} - 5 \times 10^{-5}}$$

P: Göz içi lens gücü

L: Hastanın lensinin kalınlığı

V: Vitreus kavitesi uzunluğu

CAr: Kornea apeks mesafesi (kornea çapına göre düzeltilmiş)

K: Dioptri cinsinden kornea gücünün sferik ekivalanı.

## 4. Fyodorov-Galin-Linksz formülü

$$P = \frac{n - axDc}{(a - K)x \left(1 - \frac{K}{n}xDc\right)}$$

P: Göz içi lens gücü

n: Vitreus kırılma indeksi

a: Aksiyel uzunluk

Dc: Korneanın kırıcılık gücü K: Kornea kalınlığı + ön kamara derinliği

## 5. Thijssen Formülü

$$P = \frac{n_v}{1 - d_2 + \frac{D_3 \times n_v}{n_L}} - \frac{n_a}{\frac{P_c}{P_c} - d_2 + d_3}$$

P: Göz içi lens gücü

D<sub>3</sub>: Lensin kalınlığı

n<sub>v</sub>: Vitreus kırılma indeksi

n<sub>a</sub>: Aköz kırılma indeksi

d<sub>2</sub>: Kornea kalınlığı+ ön kamara derinliği

n<sub>L</sub>: Lensin kırıcılık indeksi

P<sub>c</sub>: kornea gücü

### 2.12.2.b. Birinci Kuşak Regresyon Formülleri

Regresyon formülleri, İOL implantasyonu yapılmış hastaların ameliyat öncesi ve sonrası verilerinin retrospektif analizlerinden elde edilmiştir. Regresyon formüllerinin geliştirilmesinde normal anatomik göz yapısı dikkate alınır. Teorik formüllerdeki varsayımlar regresyon formüllerinde kullanılmaz. Ameliyat sonrası sonuçlar karşılaştırılarak en uygun denklem bulunmaya çalışılmış ve aşağıdaki denklem geliştirilmiştir (61).

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

P: Emetropi için güç

L: Aksiyal uzunluk

K:Kornea kırıcılığı

A, B, C: Sabit

Regresyon formüllerinin en iyi bilineni Retzlaff, Sanders ve Kraff tarafından 1980'de tanımlanan SRK formülüdür. SRK-I formülü şu şekildedir:

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

P: İOL gücü

AL: Aksiyal uzunluk

A: Kişisel A sabiti

Fc: Kornea gücü (Fc=337.5/ r (r = ortalama kornea radiusu))

Bazı regresyon formülleri; SRK, Gills, Axt, ASC ve TM'dir (78). Regresyon formülleri ameliyat sonrası normal gözlerde iyi sonuçlar vermesine rağmen kısa gözlerde istenilenden daha düşük göz içi lens gücü, uzun gözlerde istenilenden daha yüksek göz içi lens gücü verirler. Sonuç olarak kısa gözlerde ameliyat sonrası hipermetropiye, uzun gözlerde ise miyopiye yol açarlar. Teorik formüllerde ise tam tersi kısa gözlerde istenenden daha yüksek, uzun gözlerde istenilenden daha düşük İOL gücü verir. Böylece kısa gözlerde miyopiye, uzun gözlerde ise hipermetropiye yol açarlar (45,69). Bu nedenle ameliyat sonrası refraksiyon hatalarını azaltmak için 2. jenerasyon formüller geliştirilmiştir (61,69).

### 2.12.2.c. İkinci Kuşak Formüller

Birinci kuşak formüller normal aksiyel uzunluktaki gözlerde iyi sonuç vermesine rağmen, uzun ve kısa gözde güvenilirlikleri düşüktür. Normal dışı gözlerde hata oranlarını azaltmak için 2. kuşak formüller geliştirildi. Bu amaçla Hoffer ve Binkhorst kendi formüllerinde ÖKD yerine, AU'a göre hesaplanan ÖKD'ni kullanarak 2. jenerasyon formüllerin geliştirilmesini sağladılar. Bu dönemden sonra ikinci dönem formüller kullanılmaya başlandı.

Hoffer, Binkhorst II, Shammass formülleri 2. kuşak teorik; SRK-II, Donziz-Kastl-Gordon, Gills, Thompson-Maumenee ve Baker 2. kuşak regresyon formülleridir.

Hoffer, ameliyat sonrası ÖKD ile AU arasında doğru orantı olduğunu göstermiştir. Bu oran,  $\text{ÖKD} = 0.292 \times \text{AU} - 2.93$  şeklinde idi. Binkhorst formülünde ÖKD;  $\text{ÖKD} = \text{AU} / 23.45 \times \text{ÖKD}$  formülü ile sağlanmakta idi. Shammass, Binkhorst-I formülünü kullanarak AU'yu modifiye etmiştir ( $\text{AUs} = 0.9 \times \text{AU} + 2.3$ ). Lineer regresyon formülü olarak SRK-II formülü anormal aksiyel uzunluktaki gözlerde hatayı azaltmak için geliştirilmiş ve dünyada en çok kullanılan formüllerden biri olmuştur (79). SRK-I formülünde AU'a göre A sabiti modifikasyonu yapılması ile SRK-II formülü elde edilmiştir. Buna göre SRK-II formülü şu şekilde düzenlenmiştir.

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

P: Emetropi için güç

L: Aksiyel uzunluk

K: Kornea kırıcılığı

A, B, C: Sabit

### 2.12.2.d. Üçüncü Kuşak Formüller

Holladay I, SRK-T ve Hoffer Q formülleri üçüncü kuşak teorik formüllerdir (79). Holladay daha önceki formüllerde; kornea endotelinden iris düzlemine kadar olarak belirlenen ön kamara derinliğine, kornea kalınlığı ve iris düzlemi ile göz içi lens ön yüzeyi arasındaki mesafeyi (Surgeon factor) de eklemiştir. Bu şekilde ilk üçüncü kuşak teorik formül geliştirilmiş oldu (41).

SRK formülünü geliştiren otoriteler regresyon formülleri üzerinde çalışırken 3. kuşak teorik formül SRK-T'yi buldular. SRK-T Holladay-I formülüne benziyordu. Farklı olarak SF yerine A sabiti kullanmakta idi. Retzlaff bu formülü geliştirirken (70) Fyodorov formülünü model almış; ama burada A sabiti yerine ameliyat sonrası ÖKD'yi kullanmıştır. Retzlaff kornea yükseklik formülü, AU düzeltme faktörü, retina kalınlığı ve kornea refraktif indeksini kullanılarak ameliyat sonrası ÖKD'i hesaplamıştır (80). Hoffer Holladay'ın formülünden farklı olarak, kornea yükseklik formülünü kullanmadan AU ve K değerlerini modifiye etti ve Hoffer Q formülünü ortaya çıkardı (68).

### 2.12.2.e. Dördüncü Kuşak formüller

ÖKD'i sadece AU'a göre tahmin eden ikinci jenerasyon formülleri yetersiz kalınca ameliyat sonrası ÖKD'i daha iyi tahmin etmek için ön segment ile ilgili daha fazla parametrenin kullanılmasının gerektiği bildirilmiştir (33). Bu amaçla 3. jenerasyon formülleriyle AU yanında K değerleri de kullanılarak ÖKD tahmin edilmiş ve bu şekilde daha iyi sonuçların alındığı bildirilmiştir. Ön segment hakkında daha fazla bilgilerin toplanması ile daha iyi ÖKD tahmini yapan formüller geliştirilmiştir. En son Holladay 4. jenerasyon Holladay-II formülünü geliştirmiştir.

## 2.13. ÇOCUKLARDA İNTRAOKÜLER LENS GÜCÜ HESAPLAMA

Katarakt ameliyatı esnasında, bir çocuğa İOL yerleştirme gittikçe yaygınlaşan bir yöntemdir (81). Gelişen cerrahi yöntem ve ekipmanlar sayesinde, çocuklarda İOL implantı için kabul edilebilir yaş sınırı gittikçe düşmektedir. Bebeklerde İOL implantı tartışılrsa da, 2 yaş üstü çocuklarda katarakt ekstraksiyonu sonrası İOL implantı genel olarak kabul görmüştür (82). AAPOS (American Association for Pediatric Ophthalmology) üyelerinin bir araştırması sonucu, bebeklerde katarakt ameliyatı sonrası İOL implantı gerçekleştiren üye sayısı 1997'de %4 iken, 2001'de %21'e ulaşmıştır (81). Bu durumda bebek ve çocuklarda, İOL gücünü belirlemek için en uygun yaklaşımı tespit etmek daha da önemli hale gelmiştir.

İOL implant sonrasında gelişim hakkındaki belirsizlikler, çocuklardaki AL ve keratometri ölçümlerini yetişkinlerden daha belirsiz hale getirmektedir. Çocuklarda AL ve keratometri ölçümlerini yapmak zor olmakta ve genel anestezi altında yapılması gerekebilmektedir. Mittelviefhaus ve ark. yaptıkları çalışmada, anestezi altındayken yapılan keratometri ölçümlerinin fiksasyon yetersizliğinden dolayı tutarlı olmayabileceğini belirtmişlerdir (83).

A-scan ultrasound biometrisi çocuklarda AU ölçümü için kullanılan yöntem olmaktadır. Pupil dilatasyonu yapılarak alınan AU ölçümleri ve B-mod kılavuzluğunda yapılan A-mod biyometrisi daha doğru sonuçlar vermektedir. İnfant ve bebeklerde gözkapığı üzerinden USG ile yapılan AU ölçümleri, kabul edilebilir sonuçlar verebilmektedir. Parsiyel koherans interferometre (PKİ), invaziv olmayan, kornea teması, anestezi ve midriyazis gerektirmeyen, laser ışığı kullanılan başka bir AU ölçüm yöntemidir. Ameliyat sonrası refraksiyon tahminlerinde, ultrasonik biyometriden özellikle kontakt teknikten çok daha iyi sonuçlar vermektedir (84). Yine USG'den farklı olarak, PKİ ile insanda akomodasyon esnasındaki AU değişimleri de tespit edilebilir ve ön segment biyometrisi (ÖKD ve lens kalınlığı) daha doğru yapılabilir. PKİ güvenilirlik, doğruluk gerektirmekte ve uyum gösteren çocuklarda kullanılabilir (85). PKİ hastanın işbirliğini gerektirmektedir dolayısıyla bebek ve çocuklarda geçerli bir yöntem olmayabilir. İOL implantı kararı alındıktan ve ameliyat sonrası hedef refraksiyon belirlendikten sonra, bu hedefe ulaşmak için hangi İOL güç hesaplama formülü kullanılacağına karar verilir.

### **2.13.1. Normal Göz Gelişimi ve Refraktif Değişim**

Göz gelişimin büyük bir kısmı hayatın ilk yıllarında gerçekleşmektedir ve bunun optik anlamda etkileri vardır. Normal bebek gözünün ortalama aksiyel uzunluğu (AU) 16.6 ile 17.0 mm arasında ve ortalama keratometrik güç 51.2 dioptridir (D) (86). O'Brien ve Clark erken doğan bebeklerde 33 haftalık iken,  $15.38 \pm 0.25$  mm'lik ortalama AU değeri olduğunu bildirmişlerdir (87). AU 40. haftaya kadar 0.18 mm/hafta oranında ilerlemekte, sonrasında 3. aya kadar 0.15 mm/hafta olarak ilerlemektedir. 3 aylık bebeklerin AU değeri 18.23 mm'dir. Sonrasında gelişme hızı tekrar yavaşlamakta ve 15 yaşında ortalama değeri 23.6 mm olmaktadır. Bu büyümenin yarısından fazlası 1 yaşından önce gerçekleşmektedir ve aksiyel uzamanın büyük bir kısmı, hayatın ilk 2 yılında gerçekleşmektedir (86,88). Çocuk gözü gelişiminde refraksiyon değişiklikleri daha çok AU'nin artmasına bağlıdır. Ortalama keratometrik gücün değişimi neredeyse tamamı ilk 6 ayda olmaktadır, sonrasında yalnız küçük değişiklikler gerçekleşmektedir. AU doğumda 16.8 mm iken yetişkinlerde

23.6 mm'ye varırken; kornea gücü ise ortalama 51.2 D'den 43.5 D'ye düşer. Lens gücü hayatın ilk yılında 10 D kadar azalmaktadır. 2 yaş ile lens gücünün stabilize olduğu 10 yaş arasında ise yalnız 3-4 D düşmektedir (86).

Afakik ve pseudofakik gözlerde lens gücü sabittir ve AU normal bir şekilde artarsa; azalan hipermetropi veya artan myopi ortaya çıkmaktadır. Katarakt ameliyatı sonrası aksiyel gelişim normal göz gelişimi olarak kabul edilebilir veya farklı faktörlere de bağlanabilir. Bu faktörler arasında, ameliyat sırasında hastanın yaşı, optik algı, İOL olup olmaması, lateralite, genetik faktörler ve AU farklılığı bulunmaktadır (89). Weakley ve ark. refraksiyon gelişiminin görme keskinliğiyle ilişkili olduğunu belirtmiştir (90).

McClatchey ve Parks afakik çocukların gelişimini takip etmiş ve refraksiyon değişikliğinin logaritmik gerileme eğrisini takip ederek azaldığını görmüşlerdir. Böylece Gordon ve Donzis'in fakik çocuklarda elde ettikleri verilere benzer sonuçlar bulmuşlardır (91). Ayrıca uzun vadeli pseudofakinin refraksiyona etkilerini 11 yıllık takip sonrasında 6.6 D'lik ortalama myopik shift olarak saptamışlardır. Ameliyat sonrasında 2 yaş ve altı çocuklarda tahmini myopik shift değeri daha yüksektir ve tahmini refraksiyon değişiminde 2 yaş üzeri hastalardan daha yüksek bir varyans göstermektedirler (92).

Pseudofakik çocuklarda, uzun vadeli değerlendirmeler kısıtlıdır. Bazı yazarların kristalin lens çıkarıldıktan sonra İOL implantının aksiyel uzamayı geciktireceğini yazmalarına rağmen; yazarların çoğu küçük çocuklarda daha ileri seviyede olan bir myopik shift gördüklerini ve bu shiftin 8 yaşına kadar ilerlediğini belirtmişlerdir (93).

Vanathi ve ark. tek göz katarakt ameliyatı sonrasında 12 çocuğu (ortalama yaş 6.7), ortalama 7.8 yıl takip ettikten sonra 7.35 D'lik bir myopik shift görmüşürler (94). Katarakt ameliyatı ile İOL implantı yapılan, 12 ay ile 18 yaş arası 42 hastada 52 göz üzerinde yapılan bir çalışmada; Crouch 3-4 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için ortalama 3.66 D'lik, 7-8 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 2.03 D'lik, 9-10 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 1.88 D'lik, 11-14 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 0.97 D'lik, 15-18 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 0.38 D'lik bir myopik shift tespit etmiştir. Yaş gruplarında hastaların takip süresi 4.38 ile 6.35 yıl arasında değişmektedir (95).

Plager ve ark. 2-3 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 4.60 D'lik, 6-7 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 2.68 D'lik, 8-9 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 1.25 D'lik, ve, 10-15 yaşlarında ameliyat edilen çocuklar için 0.61 D'lik bir myopik shift rapor etmiştir (96).

Bebeklerde bireysel değişiklik olmasına rağmen, birçok çalışmada bebeklerde yüksek bir myopik shift görülmektedir. Crouch'un yaptığı bir çalışmada; 1 ile 2 yaşlarında

İOL implantı gerçekleştirilen, 6.35 yıl takip edilen hastalarda, ortalama 5.96 D'lik bir myopik shift ortaya konulmuştur (95). Dahan'ın yaptığı bir çalışmada, hayatlarının ilk 18 ayında İOL implantı gerçekleştirilen, 7.7 yıl takip edilen 34 hastada (68 göz)  $6.93 \pm 3.42$  D'lik bir myopik shift ortaya konulmuştur (97). Bu gözlerde, AL değerinin ortalama artışı  $3.59 \pm 1.80$  mm olmuştur (95).

Wilson'un yaptığı bir çalışmada, hayatlarının ilk yılında İOL implantı gerçekleştirilen, 21 ay takip edilen 12 çocukta (32 göz); 6.22 D'lik bir myopik shift ortaya konulmuştur (98). Lambert'in yaptığı bir çalışmada hayatlarının ilk 6 ayında İOL implantı gerçekleştirilen, 13 ay takip edilen 11 çocuğun pseudofakik gözlerinde, 5.29 D'lik bir myopik shift görülmüştür (13). İOL güç hesaplamalarının ve İOL implantı sonrası refraksiyon tahmininin daha doğru yapılması için göz gelişimini etkileyen faktörlerin daha iyi tanımlanmasının gerekli olduğu açıktır.

### **2.13.2. Çocuklarda Ameliyat Sonrası Refraksiyon Hedefi**

Bebeklerde ve çocuklarda, İOL implantı sonrasında, ideal ameliyat sonrası refraksiyon hakkında herhangi bir uzlaşmaya henüz varılamamıştır. Wilson ve ark. pediatrik katarakt cerrahisi hakkında öncelik verilmesi gereken yöntemleri tanımlamışlardır (99). Az sayıda cerrah, ameliyat sonrası, her yaş grubu için, emetropi veya hafif myopiyi hedeflemelerine rağmen, çoğu cerrah 5 yaşına kadar hipermetropiyi tercih etmektedirler.

Enyedi ve ark. , yaptıkları çalışmada, 1 yaşındaki hastalar için +6, 2 yaşındaki hastalar için +5, 3 yaşındaki hastalar için +4, 4 yaşındaki hastalar için +3, 5 yaşındaki hastalar için +2, 6 yaşındaki hastalar için +1, 7 yaşındaki hastalar için plano, 8 yaş ve üzeri hastalar için -1 ile -2 arasında bir ameliyat sonrası refraksiyon hedefi belirlemişlerdir (100). Diğer araştırmacılar, 2 ile 4 yaş arası hastalar için, lens hesaplamasını diğer göze sferik refraksiyonu eşit olacak şekilde yapılmasını ve sonrasında, lens gücünü 1.25 D değerinde azaltmak olarak yapmışlardır. Bu araştırmacılar, 4 yaş üzerindeki hastalar için, lens gücünün hesaplamasını diğer gözün sferik refraksiyonuna eşit olacak şekilde yapılmasını öngörmektedirler. Daha ileri yaştaki çocuklar için, lens gücünün emetropiye uygun şekilde hesaplanması ve sonrasında, ameliyat sonrası anisotropinin 3.00 D'den yüksek olmayacak şekilde düzenlenmesi gerekmektedir (101).

### 2.13.3. Bebeklerde Ameliyat Sonrası Refraksiyon Hedefi

2 yaş ve altındaki çocuklar için, İOL implantı hala tartışma konusu olmaktadır. 2001'de AAPOS tarafından yapılan bir araştırmada, üyelerin çoğunun, katarakt ameliyatı sonrası çocuğu afakik bırakmayı ve optik düzeltme için kontakt lensi kullanmayı tercih ettikleri ortaya çıkmaktadır. Ancak, daha önce belirtildiği üzere, katarakt ameliyatı sonrası İOL implantı gerçekleştiren AAPOS üye sayısı artmaktadır (81). Şimdiye kadar, 2 yaş altı çocuklar için belirlenen ameliyat sonrası en uygun refraksiyon hedefi hakkında farklı düşünceler mevcuttur. Bazı cerrahlar, yetişkinlere uygun bir gücü olan İOL kullanmayı tercih etmektedirler (102). Bunu yaparken, çocuk büyüdükçe hedef myopik shifte ulaşacağı ve iyi derecede görme keskinliğine ve emetropiye sahip olacağı düşünülmektedir. Bu refraksiyon hedefi, implant sonrası önemli bir kalıntı hipermetropiye yol açmaktadır ve bunun düzeltilmesi gerekmektedir. Yakın görüşü daha fazla etkilenmektedir çünkü pseudofakik göz ayar yapamamakta ve hafif hipermetropi bile ciddi ambliyopiye yol açabilmektedir. Kalıntı hipermetropi kontakt lensle veya gözlükle, düzgün bir yakın görüş için ve ambliyopiyi önlemek için düzeltilmelidir. Göz büyüdükçe, kontakt lenslerin gücü azalmakta ve yavaşça kullanım dışı olmaya başlamaktadır.

Az sayıda araştırmacı, genç çocuklarda, İOL implant sonrası, emetropiyi hedeflemeyi önermektedir (103). Bu yaklaşım, ameliyattan hemen sonra, ambliyopi idaresini desteklemektedir. Göz büyümesiyle, elde edilen myopik shift, kalan refraksiyon hatasını düzeltmek ve ortaya çıkan anisometriyi azaltmak için, kontakt lens veya refraktif cerrahi kullanımı gerekecektir (104).

Wilson'un ASCRS (American Society of Cataract and Refractive Surgery) ve AAPOS 2001 araştırmasında, 6 aylık bebeklerde, ameliyat sonrası refraksiyonunda, önemli bir değişiklik görülmüştür. Bu farklılık, yüksek hipermetropi ( $\geq 7$  D olarak tanımlanan) ve çoğu modere hipermetropi ( $\geq 3$  D ve  $< 7$  D olarak tanımlanan) olarak kaydedilmiştir. 12 aylık bebeklerde, cerrahların çoğu modere veya hafif hipermetropiyi ( $> 0$  D ve  $< 3$  D olarak tanımlanan) hedeflemektedir. 2 yaşındaki hastalarda ise genel olarak hafif hipermetropi hedeflenmektedir (99). Bu hedefler, Plager ve ark'ın saptamalarıyla tutarlıdır. Hipermetropiyi azaltmaya yönelik myopik shift, çocukluk hayatı boyunca hızı azalarak gerçekleşmekte ve çocuklarda hipermetropik pseudofakik refraksiyon hatasına yol açmaktadır (96).



### 3. MATERYAL VE METOD

Dicle üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Göz Hastalıkları Kliniği'nde Eylül 2006-Mart 2009 tarihleri arasında konjenital katarakt nedeniyle katarakt ekstraksiyonu ile birlikte göz içi lens implantasyonu yapılan 61 hastanın 102 gözü ile çalışmaya başlandı. 5 hasta operasyondan sonra başka merkezlerde takip edilmek istedi, 10 hasta ise operasyondan sonra düzenli takiplere gelmedi. Bundan dolayı çalışmaya 46 hastanın 82 gözü dahil edildi. Hastaların 36'sı bilateral, 10'u ise unilateral konjenital katarakt nedeniyle opere edilmişti. Hastaların operasyon öncesi yaşı, cinsiyeti, keratometrik değerleri, gözün aksiyel uzunluğu (AL), ön kamara derinliği (ACD), kristalin lens kalınlığı (LT) kaydedildi.

Katarakt cerrahisi planlanan hastalara cerrahi öncesinde rutin olarak göz muayenesi yapıldı. Detaylı ön segment muayenesi ile beraber fundusu aydınlanmayan hastalara B-Scan USG ile arka segment değerlendirilmesi yapıldı. Yapılacak ameliyat ve riskleri hakkında hasta yakınlarına detaylı bilgi verildi ve onam formları imzalatıldı. Kliniğimizde katarakt cerrahisi uygulanacak hastalar için hazırlanmış onam formları mevcut olup, bu formlar ameliyattan önce araştırma görevlileri tarafından hasta yakınlarına okutulmakta ve imzalatılmaktadır.

Biyometri ölçümü için Humphrey Instruments A Division of Carl Zeiss A-B Scan System Model 837 cihazı kullanıldı. Kullanılan probun velositesi 1530 m/sn, frekansı 10 mHz idi. Biyometrik ölçümler hasta yaşı uygunsa rahat ve oturur pozisyonda iken, bunun mümkün olmadığı bebek ve çocuklarda ise annesinin veya başka bir yakınının kucağında sakın pozisyonda; kornea anestesizini takiben yapıldı. Ölçümler kliniğimiz doktorları tarafından birden fazla kişi tarafından yapıldı. Kontakt teknikle prob kornea santraline yerleştirilerek ve korneaya bası oluşturulmamasına azami dikkat gösterilerek ölçümler yapıldı. Aksiyel uzunluk için yapılan beş ayrı ölçümün ortalamasını biyometri cihazı otomatik olarak aldı. Ölçümler her iki göz için ayrı ayrı yapıldı, iki göz arasında 1 mm'den büyük aksiyel uzunluk farkı durumunda ölçümler tekrarlandı.

Göz içi lens gücü SRK, SRK II, SRK-T, Binkhorst II ve Holladay 1 formüllerine göre hesaplandı. İmplant edilecek göz içi lens gücü SRK II formülüne göre belirlendi. Göz içi lens gücü hipermetropi esas alınarak hesaplandı. Opere ettiğimiz hastalar 2 ile 15 yaş aralığındaydı. 2 yaşından küçük opere ettiğimiz hastalara göz içi lens implantasyonu yapmamıştık. Hipermetropi planımızı da 2-3 yaş arası için 4-5 D, 3-5 yaş arası için 3-4 D, 5-7 yaş arası için 2-3 D, 7-10 yaş arası için 1 D, 10-14 yaş arası için emetrop olacak

şekilde ayarladık. Göz içi lens implante edilecek göz için operasyon sonrası hedef refraksiyon emetropi yerine gözün planlanan hipermetropik refraktif değeri alındı ve her bir formülle hesaplama yapılırken bu hedef refraksiyon değeri kullanıldı. Dolayısı ile her bir formül için beklenen refraktif hata, gerçek refraktif hata ve mutlak refraktif hata ona göre hesaplandı.

Olgulara genel anestezi altında skleral tünel kesi ile lineer lens ekstraksiyonu, posterior kapsülotomi ve anterior vitrektomi yapıldıktan sonra, bag içine santralize olacak şekilde göz içi lens implante edildi. Operasyonlar farklı cerrahlar tarafından uygulandı. İmplant edilen intraoküler lensler çapı 6.0-12.5 mm, A sabiti 118.8 olan PMMA (Eye-O-Care polymer intraokuler lens, Gujarat, India) lenslerdi.

Olgular operasyondan sonra 1.hafta, 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ay kontrollere çağrıldı. İlk kontrolde göz içi basıncı, ön segment muayenesi ve fundus muayeneleri yapıldı. 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ay kontrollerinde ise bu muayenelerine ek olarak otorefraktometre ve skiaskopi ile refraksiyonlar değerlendirildi.

Olgular aksiyel uzunluğuna göre;

Grup 1: 22 mm'den küçük aksiyel uzunlukta kısa gözler

Grup 2: 22- 24 mm arası aksiyel uzunlukta olan normal gözler

Grup 3:24 mm'den büyük aksiyel uzunluğa sahip uzun gözler olarak üç gruba ayrıldı.

Operasyon sonrası refraktif hatalar sferik değere silindirik değerinin yarısı (sferik eşdeğer) eklenerek hesaplandı. Her bir formülle hesaplamadan sonra beklenen refraktif hatadan operasyondan sonraki gerçek hata çıkarılarak mutlak refraktif hata hesaplandı.

İstatistiksel değerlendirmeler SPSS 11,5 for Windows istatistik programı yardımıyla Oneway Anova testi ile yapıldı.

Beklenen refratif hata değerinden gerçek refraktif hata çıkarılarak hipermetropi veya miyopi yönünde olmasına bakılmaksızın mutlak refraktif hata değeri elde edildi. Her hasta için 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ayda mutlak refraktif hata değeri ölçüldü.

## 4. BULGULAR

Çalışmaya 46 hastanın 82 gözü dâhil edildi. Hastaların 36'sı bilateral, 10'u ise unilateral konjenital katarakt nedeniyle opere edilmişti. Hastaların 27'si (%59) erkek, 19'u (%41) kız idi. Ortalama yaş 6,5 idi. Ortalama keratometrik değer  $43,95\pm 0,23$  D, ortalama aksiyel uzunluk ise  $21,90\pm 0,20$  mm idi. 1.grupta 41 göz, 2.grupta 31 göz, 3.grupta ise 10 göz vardı.

Tüm hastaların mutlak refraktif hata değerleri; 1.ayda SRK için  $1.62\pm 0.12$ , SRK-II için  $1.64\pm 0.13$ , SRK-T için  $1.63\pm 0.13$ , Binkhorst-II için  $1.74\pm 0.14$ , Holladay-1 için  $1.52\pm 0.13$  olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.839$ ). 3.ay için beş formülün mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $1.57\pm 0.11$ ,  $1.68\pm 0,13$ ,  $1.69\pm 0.14$ ,  $1.66\pm 0,14$ ,  $1.52\pm 0.13$  olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.848$ ). 6.ay için mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $1.51\pm 0.11$ ,  $1.69\pm 0.14$ ,  $1.75\pm 0.14$ ,  $1.62\pm 0.14$ ,  $1.46\pm 0.13$  olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.493$ ). 12.ayda mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $1.55\pm 0.11$ ,  $1.78\pm 0,14$ ,  $1.83\pm 0.14$ ,  $1.58\pm 0.15$ ,  $1.50\pm 0.13$  olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.326$ ) (Tablo 3).

**Tablo 3: Formüllere göre 1. ,3. ,6. , ve 12.ayda mutlak refraktif hata değerleri**

	SRK	SRK- II	SRK -T	BİNKHORST-II	HOLLADAY-1	P- DEĞERİ
1.AY	$1,62\pm 0,12$	$1,64\pm 0,13$	$1,63\pm 0,13$	$1,74\pm 0,14$	$1,52\pm 0,13$	0,839
3.AY	$1,57\pm 0,11$	$1,68\pm 0,13$	$1,69\pm 0,14$	$1,66\pm 0,14$	$1,52\pm 0,13$	0,848
6.AY	$1,51\pm 0,11$	$1,69\pm 0,14$	$1,75\pm 0,14$	$1,62\pm 0,14$	$1,46\pm 0,13$	0,493
12.AY	$1,55\pm 0,11$	$1,78\pm 0,14$	$1,83\pm 0,14$	$1,58\pm 0,15$	$1,50\pm 0,13$	0,326

1.ayda mutlak refraktif hata değerleri; 1.grupta SRK için 1.58±0.18, SRK-II için 1.67±0.19, SRK-T için 1.68±0.21, Binkhorst-II için 1.85±0.20, Holladay-1 için 1.66±0.18 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı (p=0.896). 2.grupta beş formülün mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla 1.52±0.18, 1.50±0,20, 1.54±0,19, 1.81±0.24, 1.50±0.21 olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı (p=0.783). 3.grupta mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla 2.08±0.33, 1.94±0.37, 1.74±0.30, 1.05±0.17, 1.02±0.30 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi (p=0.05) (Tablo 4).

**Tablo 4: Formüllere göre 1.ayda 1. ,2. ve 3. grupta mutlak refraktif hata değerleri**

1.AY	SRK	SRK- II	SRK -T	BİNKHORST-II	HOLLADAY-1	P- DEğERİ
1.GRUP	1,58±0,18	1,67±0,19	1,68±0,21	1,85±0,20	1,66±0,18	0,896
2.GRUP	1,52±0,18	1,50±0,20	1,54±0,19	1,81±0,24	1,50±0,21	0,783
3.GRUP	2,08±0,33	1,94±0,37	1,74±0,30	1,05±0,17	1,02±0,30	<b>0,05</b>

3.ayda mutlak refraktif hata değerleri; 1.grupta SRK için 1.45±0.16, SRK-II için 1.71±0.20, SRK-T için 1.76±0.23, Binkhorst-II için 1.80±0.21, Holladay-1 için 1.64±0.20 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı (p=0.771). 2.grupta beş formülün mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla 1.56±0.16, 1.54±0,19, 1.58±0,19, 1.71±0.24, 1.51±0.20 olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı (p=0.956). 3.grupta mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla 2.05±0.34, 1.96±0.39, 1.76±0.59, 0.97±0.25, 1.04±0.27 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi. (p=0.04) (Tablo 5).

**Tablo 5: Formüllere göre 3.ayda 1. ,2. ve 3. grupta mutlak refraktif hata değerleri**

3.AY	SRK	SRK- II	SRK -T	BİNKHORST-II	HOLLADAY-1	P- DEĞERİ
1.GRUP	1,45±0,16	1,71±0,20	1,76±0,23	1,80±0,21	1,64±0,20	0,771
2.GRUP	1,56±0,16	1,54±0,19	1,58±0,19	1,71±0,24	1,51±0,20	0,956
3.GRUP	2,05±0,34	1,96±0,39	1,76±0,59	0,97±0,25	1,04±0,27	<b>0,04</b>

6.ayda mutlak refraktif hata değerleri; 1.grupta SRK için  $1.36\pm 0.15$ , SRK-II için  $1.73\pm 0.22$ , SRK-T için  $1.82\pm 0.24$ , Binkhorst-II için  $1.75\pm 0.22$ , Holladay-1 için  $1.58\pm 0.20$  olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.537$ ). 2.grupta beş formülün mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $1.52\pm 0.16$ ,  $1.52\pm 0.18$ ,  $1.65\pm 0.17$ ,  $1.65\pm 0.22$ ,  $1.46\pm 0.18$  olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.927$ ). 3.grupta mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $2.10\pm 0.33$ ,  $2.01\pm 0.39$ ,  $1.80\pm 0.28$ ,  $1.02\pm 0.22$ ,  $1.03\pm 0.29$  olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi ( $p=0.03$ ) (Tablo 6).

**Tablo 6: Formüllere göre 6.ayda 1. ,2. ve 3. grupta mutlak refraktif hata değerleri**

6.AY	SRK	SRK- II	SRK -T	BİNKHORST-II	HOLLADAY-1	P- DEĞERİ
1.GRUP	1,36±0,15	1,73±0,22	1,82±0,24	1,75±0,22	1,58±0,20	0,537
2.GRUP	1,52±0,16	1,52±0,18	1,65±0,17	1,65±0,22	1,46±0,18	0,927
3.GRUP	2,10±0,33	2,01±0,39	1,80±0,28	1,02±0,22	1,03±0,29	<b>0,03</b>

12.ayda mutlak refraktif hata değerleri; 1.grupta SRK için  $1.36\pm 0.16$ , SRK-II için  $1.85\pm 0.23$ , SRK-T için  $1.96\pm 0.25$ , Binkhorst-II için  $1.76\pm 0.24$ , Holladay-1 için  $1.63\pm 0.22$  olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p=0.373$ ). 2.grupta beş formülün mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla  $1.58\pm 0.14$ ,  $1.51\pm 0.16$ ,  $1.61\pm 0.16$ ,

1.52±0.20, 1.43±0.17 olup formüller arasında anlamlı fark saptanmadı (p=0.938). 3.grupta mutlak refraktif hata değerleri aynı sırayla 2.25±0.39, 2.26±0.41, 1.95±0.31, 1.01±0.25, 1.22±0.33 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi (p=0.03) (Tablo 7).

**Tablo 7: Formüllere göre 12.ayda 1. ,2. ve 3. grupta mutlak refraktif hata değerleri**

12.AY	SRK	SRK- II	SRK -T	BİNKHORST-II	HOLLADAY-1	P- DEĞERİ
1.GRUP	1,36±0,16	1,85±0,23	1,96±0,25	1,76±0,24	1,63±0,22	0,373
2.GRUP	1,58±0,14	1,51±0,16	1,61±0,16	1,52±0,20	1,43±0,17	0,938
3.GRUP	2,25±0,39	2,26±0,41	1,95±0,31	1,01±0,25	1,22±0,33	<b>0,03</b>

Opere ettiğimiz hastaların tümünde bir yılda oluşan ortalama refraktif değişiklikleri incelediğimizde yaşla beraber düşen hızda myopik kayma tespit ettik. Hastaların tümünde bir yıl içinde ortalama 0.66±0.20 D' lik myopik kayma gelişmişti. 3 yaşın altında bu değer 1.34±0.41, 3-5 yaş arası 0.49±0.26 ve 5 yaşın üstünde 0.42±0.24 D idi (Tablo 8).

**Tablo 8: Yaşa göre 1 yıl içindeki myopik kayma miktarı**

	<3 yaş	3-5 yaş	>5 yaş	Tüm Olgular
MYOPIK KAYMA	1,34±0,41	0,49±0,26	0,42±0,24	0,66±0,20

## 5. TARTIŞMA

Pediatric hastalarda yapılan katarakt ameliyatlarında modern malzeme ve yöntemler sayesinde, komplikasyon oranı azalmakta ve refraktif sonuçlar giderek ön plana çıkmaktadır (105). Refraksiyon tahmin hatasını azaltmak, tüm katarakt ameliyatlarının, özellikle de çocuklarda, temel hedefi olmaktadır. Ameliyat sonrası refraksiyon hedefi, ameliyat edilen gözde, daha ileri düzeyde görme keskinliğini, uzun vadeli anisometriyi ve muhtemel ikincil ambliyopiyi azaltarak artırmaktadır. Yapılan çalışmalarda, pediatric katarakt cerrahisinde istenilen hedef refraksiyona ulaşmanın ne kadar zor olduğu ortaya konulmuştur (106).

Çocuklarda katarakt ekstraksiyonu sonrası, birincil arka kamara İOL implantasyonu yaygın bir uygulama haline gelmiş, göz ölçüleri immatür olan ve ameliyat sonrasında, birkaç yıl içinde, hızlı bir gelişim göstererek, önemli refraktif değişiklikler gösterecek çocuklar arasında da, önemli bir uygulama haline gelmiştir (107). Fakat ameliyat sonrasında, cerrahların birçoğu, yaşa bağlı olarak, pediatric yaş grubunda, hipermetropi hedeflemekte ve böylece göz büyüdükçe, myopik değişimle emetropiye imkân tanımaktadır (108).

Farklı İOL hesaplama formüllerinin doğruluğunun, pediatric yaş grubundaki hastalarda benzer fakat oldukça değişken oldukları gösterilmiştir. Formüllerin doğruluğu kıyaslanınca, özellikle bir formülün üstünlüğü ispatlanamamıştır. Literatürdeki çalışmaların büyük kısmı yetişkin gözleri üzerinde yapılan çalışmalardan elde edilen verilerden oluşmaktadır.

Günümüzde, biyometri formüllerinin ameliyat sonrası refraksiyon sonuçlarını minimal etkilediğini, asıl hata kaynağının ölçümlerden kaynaklandığını bildiren çalışmalar vardır. Holladay'ın belirttiği gibi ölçüm parametreleri için bazı standardizasyonların geliştirilmesi hata kaynaklarını azaltacak ve farklı çalışmalarda farklı sonuçların çıkmasını engelleyebilecektir (33). Çünkü farklı çalışmalarda farklı sonuçlar çıkması formüllerin aynı olmasına rağmen, alet standardizasyonunun olmaması, ölçümlerin farklı çıkması, kullanılan İOL tasarım özellikleri ve sabitlerinin farklı olması, cerrahi teknikler ile ilgilidir. Bu konularda standardizasyon sağlanmadıkça farklı sonuçlarla karşılaşmak kaçınılmaz olacaktır.

Olsen, İOL gücünün belirlenmesinde biyometrinin önemini belirtmiştir (109). Olsen ve ark. yaptıkları çalışmada yeni jenerasyon teorik İOL gücü hesaplama formüllerinin normal olmayan uzunlukta gözlerde regresyon formüllerinden daha doğru sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Normal boyutlardaki gözlerde farklı formüller arasında anlamlı farklılık gözlememişlerdir. SRK II modifikasyonu orijinal SRK yaklaşımını kısa ve uzun gözlere kadar uygulanabilir olarak genişletmiştir. Doğrulukta Holladay ve kendi optik formülleri arasında anlamlı farklılık bulamamışlar ve her iki yaklaşımın anlamlı olarak uzun gözlerde SRK II formülünden daha doğru sonuçlar verdiğini bulmuşlardır (110). Strobel ve Jacobi de kısa gözlerde teorik formüllerin daha iyi sonuçlar verdiğini, formüllerin yanında biyometrik ölçümlerin de önemli olduğunu bildirmişlerdir (111).

Holladay ve arkadaşları ameliyat öncesi ölçüm hatalarından dolayı %43-67 oranında yüksek refraktif hatalarla karşılaştığını ve ölçüm hatalarının en doğru formülün belirlenmesini engellediğini bildirmişlerdir (112). Liang ve Richards, teorik ve regresyon formüllerini kullanarak yaptıkları çalışmada, formüllerin refraksiyon sonuçları arasında benzerlik olduğunu tespit etmişler ve hataların biyometri ölçüm hatalarından kaynaklandığını vurgulamışlardır (113).

Ronald ve ark. SRK, SRK II, Binkhorst ve Holladay formüllerini karşılaştırdıkları çalışmalarında SRK II ve Holladay formüllerinin Binkhorst ve SRK formüllerine göre daha doğru sonuç verdiğini bulmuşlardır (114).

Hoffmann 10 formülü karşılaştırdığı çalışmada, SRK ve Binkhorst formüllerini kullanarak ameliyat sonrası tahmini refraksiyona yakın değerler elde ettiğini ve ortalama hatanın yaklaşık 1 D olduğunu bildirmiştir. Normal dışı gözlerde karmaşık formülleri aramaktansa ölçümlerin olabildiğince dikkatli ve doğru yapılması gerektiğini bildirmektedir (115).

Köse ve arkadaşları yaptıkları çalışmada SRK II, SRK-T ve Holladay formüllerini karşılaştırmışlar ve sonuç olarak hem normal gözlerde hem de uzun ve kısa gözlerde teorik formüller olan SRK-T ve Holladay formüllerinin regresyon formülü olan SRK II'ye göre daha güvenilir sonuçlar verdiğini bulmuşlardır (116).

Hoffer tek cerrah, tek teknisyen ve tek tip göz içi lens ile 450 vakalık bir seri yayınlamıştır. SRK II, SRK/T, Holladay ve Hoffer-Q formüllerini karşılaştırdığı çalışmada formüllerin birbirine yakın standart sapmalar gösterdiğini fakat 26.0 mm'den büyük aksiyel uzunluğa sahip gözlerde SRK/T, Holladay ve Hoffer formüllerinin istatistiksel olarak benzer olduğunu ve tümünün 26.0 mm'den büyük aksiyel uzunlukta SRK II'den daha iyi olduğunu bulmuştur (117).



Summers ve arkadaşları, regresyon formülleri ile Binkhorst formülünü karşılaştırmış ve formüllerden ziyade ölçüm hatalarının daha önemli olduğunu belirtmişlerdir (118).

Nurözler ve ark. yaptıkları çalışmada ortalama aksiyel uzunluğa sahip gözlerde SRK II ve Binkhorst formülleri ile göz içi lens gücü hesaplamasında yaklaşık benzer sonuçlar elde etmişler fakat her iki formülle hesaplama arasında 1.0 dioptri ve üzerinde fark olan olgularda SRK II formülünü daha hassas bulmuşlardır. Teorik formüllere göre daha basit olan SRK II formülünün ortalama aksiyel uzunluğa sahip gözlerde güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır (119).

Donoso ve ark. çalışmalarında SRK II, Binkhorst II, Hoffer Q, Holladay ve SRK/T formüllerini aksiyel uzunluklara göre karşılaştırmışlardır. 22-28 mm arasında aksiyel uzunluğa sahip olgularda formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptamamışlardır. Kısa gözler için (<22 mm) Binkhorst II ve Hoffer Q formüllerinin; 28 mm'den uzun gözler için SRK/T formülünün en doğru sonucu verdiğini belirtmişlerdir (120).

Tsang ve ark. 25.0 mm'den daha uzun miyopik gözlerde yaptıkları çalışmada SRK II, SRK/T, Holladay 1 ve Hoffer Q formülleri karşılaştırmışlar; SRK/T, Holladay 1 ve Hoffer Q formüllerinin az miktarda hipermetropiye kayış gösterdiğini; SRK II'nin 28.0 mm'den uzun gözlerde miyopiye kaymaya sebep olduğunu bulmuşlardır. Hoffer Q formülünün en iyi sonuç verdiğini, SRK II'nin ise tüm subgruplarda en az doğru sonuçlar verdiği sonucuna ulaşmışlardır (121).

Retzlaff ve ark. SRK/T, Holladay, SRK II, Hoffer Q ve Binkhorst formüllerini karşılaştırmışlar ve 0.5 dioptriden küçük hatalar için Hoffer Q formülünün anlamlı olarak kötü, diğer formüllerin ise istatistiksel olarak benzer olduğunu belirtmişlerdir. 1.0 dioptriden küçük hatalar için SRK II'nin anlamlı olarak kötü; diğer formüllerde ise anlamlı farklılık olmadığını belirtmişlerdir (70).

Tüm İOL güç hesaplama formülleri, yetişkin gözleri üzerinde yapılan çalışmalardan yola çıkarak elde edildiğinden, aynı güvenilirlik ve tutarlılık derecesiyle çocuklarda, özellikle de kısa ve uzun AL, yüksek keratometri değerleri olan ve hedef refraksiyonu emetropiden farklı olabilecek çocuklarda, uygulanabilirlikleri henüz belirlenmemiştir.

Çocuk ve bebeklerde, İOL implantasyonu sonrasında, refraksiyon değişikliği detaylı ve doğru bir şekilde tahmin edilemez ve mevcut İOL formülleri ile elde edilen sonuçlarda farklılıklar çok fazladır. Hedef refraksiyon emetropi ise, ambliyopi tedavisi

daha kolay olacaktır fakat sonrasında myopiye dönüşebilir. Hedef refraksiyon hipermetropi ise, ambliyopi tedavisi daha zor olacaktır fakat sonrasında emetropi gelişmesi daha muhtemeldir. Çocuklarda İOL implantı ile ilgili gelişmelere rağmen, çocukluk döneminde İOL gücü ile ilgili yapılan çalışmalar sonucu elde edilen net veri yoktur.(122)

Çok az sayıda yayında, çocuklarda tahmin formülleriyle elde edilen İOL implantı sonrası sonuçları mevcuttur (123,124,125,126). Spesifik keratometri ölçümleri olan bir AL spektrumu eksiktir. Andreo ve ark.'ları katarakt ekstraksiyonu sonrası İOL implantsyonu yapılan 47 pediatrik hastayı incelediği çalışmada SRK II, SRK-T, Holladay ve Hoffer Q formüllerini karşılaştırmış ve formüller arasında anlamlı fark olmadığını fakat kısa, orta ve uzun gözlerde, formüller arasında, hedef refraksiyonu hesaplama bakımından, çok az bir fark olduğunu saptamışlardır. Ortalama hata, uzun gözlerde 1.23 ile 1.33 D, orta gözlerde 0.98 ile 1.03 D, kısa gözlerde ise 1.41 ile 1.8 D arasında değişmektedir. Ancak, kısa gözlü grupta, AL < 22.0 mm olan 17 hasta incelemiştir En az hata Hoffer Q formülüyle, en fazla hata ise SRK II formülüyle bulunmuş ve kısa aksiyel uzunluğu olan gözlerde formüllerin doğru tahmin gücünün düştüğü belirtilmiştir (123). Arrfa ve ark.'ları 17 afakik pediatrik hasta ile ilgili yaptıkları çalışmada Hoffer-Colenbrander, Binkhorst teorik formülleriyle Donzis-Kastl-Gordon ve lineer regresyon formüllerini karşılaştırmış ve formüller arasında anlamlı fark olmadığını ifade etmişlerdir ( 124). Mezer ve arkadaşları yakın zamanda yaptıkları bir çalışmada Hoffer Q, Holladay, SRK/T, SRK ve SRK II'yi içeren tahmin formüllerinden hiç birinin, 2 ile 17 yaş arası hastalarda doğru sonuç sağlamadıklarını vurgulamışlar. Çalışmada yalnızca hastalardaki ortalama hata değerleri belirtilmiş; AL ve keratometri ölçümlerine göre ortaya çıkan farklılıklar belirlenmemiştir. Ortalama farklılıklar  $1.06 \pm 0.79$  ile  $1.79 \pm 1.47$  D arasında olduğu rapor edilmiştir (125). Neely ve arkadaşları, SRK II, SRK T ve Holladay I formüllerinin, çocuklardaki lens gücü tahmininde farklılık sergilemediklerini görmüşlerdir. Ancak, 2 yaştan küçük hastalarda, ameliyat sonrası refraksiyon, kullanılan formüle göre farklılık göstermiştir. Ayrıca Hoffer Q formülünün, İOL gücünü abarttığı ve en yüksek değişkenliği gösterdiğini ifade etmişlerdir (126).

Kısa AL değeri olan hastalar ile ilgili çalışmalarda yetişkinlerde de sıkıntı mevcuttur. Hoffer'in 500 göz üzerinde yaptığı bir çalışmada, yalnız 36 göz 22 mm'den kısa idi, ortalama ise  $21.43 \pm 0.69$  mm idi (127). Barrett'in, 100 göz üzerinde yaptığı bir çalışmada, yalnız 25 göz 22.5 mm'den kısa idi (128). Buna rağmen, makalesinde, Hoffer, Hoffer Q formülünün 22.0 mm'den kısa olan gözlerde daha doğru olduğunu vurgulamaktadır.

İOL gücü ile yapılan çalışmalar incelendiğinde 1980'lerin başlarından 1990'lara kadar olan çalışmalarda daha çok biyometrinin önemi vurgulanmıştır. Formüller arasındaki farklar pek önemsenmemiştir. Cerrahi teknikler geliştikçe, hastaların beklentileri arttıkça ve formül alternatifleri çoğaldıkça biyometrinin yanında diğer unsurlarda önem kazanmaya başlamıştır. 1990'lardan sonra literatürde artık biyometriden çok formüller tartışılmış, formüller arasındaki farklar önemsenir hale gelmiş ve formüllere ince ayarlar verilmeye başlanmıştır. Aslında refraktif hatalar; biyometri tekniği ve doğruluğu, İOL gücü hesaplama formüllerinin güvenilirliği, cerrahi teknik ve İOL teknolojisi ile ilgili birçok nedene bağlıdır. Günümüzde birçok İOL formülleri geliştirilmesine rağmen, bu formüllerin güvenilirliği tartışma konusudur. Çalışmalara baktığımızda formüller arasındaki güvenilirlik, çalışmadan çalışmaya farklılık göstermektedir. Hatta aynı yazar tarafından farklı zamanlarda yapılan çalışmalarda daha önce savunduğu formülden vazgeçip yeni arayışlar içinde olduğu görülmektedir. Tatmin edici bir formül bulununcaya kadar da bu arayışın devam edeceği kuşkusuzdur.

Ameliyat sonrası refraksiyon üzerinde formüllerin mi, yoksa biyometrik ölçüm hatalarının daha önemli olduğunu anlamak için, biyometrik ölçümlerde standardizasyon sağlanmalı, kişiden bağımsız ölçüm alabilen ve hata oranları çok az olan ölçüm aletleri geliştirilmelidir. Ancak, bunlar sağlandıktan sonra biyometrik formüllerin doğruluklarından söz edilebilir. Aksi takdirde, yapılan her bir çalışmanın sonucunda farklı sonuçlar ortaya çıkacaktır.

Yapılan çalışmalarda ulaşılan ortak noktalardan biri normal aksiyel uzunluktaki gözlerde yapılan ölçümlerde genellikle hesaplama formülleri arasında anlamlı derecede fark olmadığıdır. Ancak kısa ve uzun aksiyel uzunluklu gözlerde postoperatif refraktif hatalarda artış ortaya çıkmaktadır. Kısa ve uzun gözlerde değişik çalışmalarda hesaplama formülleri arasında farklı sonuçlar ortaya konmaktadır. Yapılan çalışmalarda biyometrik ölçümlerin aynı kişi tarafından yapılmasının preoperatif olarak ölçüm hatalarının azalttığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda biyometrik ölçümler birden fazla kişi tarafından yapıldı. Biyometrik ölçümlerin tek kişi tarafından yapılmaması preoperatif ölçüm değerlerinin hatalı çıkmasına dolayısı ile de operasyon sonrası refraktif hataların ortaya çıkmasına neden olan etkenlerden biri olabilir. Çalışmamızda ölçüm hatalarının yanında regresyon formüllerinde A sabitini kişiselleştirilmiş A sabiti olarak kullanmamamız, teorik formüller için postoperatif tahmini ön kamara derinliğini lens üretici firmasının belirttiği değer olarak almamız ve yine kişiselleştirilmiş ön kamara derinliği kullanmamış olmamız operasyon sonrası refraksiyon hatalarına katkıda bulunmuş olabilir.

Çalışmamızda hastalarda 1.aydan 12.aya doğru gidildikçe miyopiye doğru kayma dikkatimizi çekti. Erken yaşlarda miyopik kayma oranı daha fazla idi ve yaşla beraber kayma miktarı azalmıştı. 1 yıl içindeki miyopik kayma tüm hastalar için  $0.66\pm 0.20$ , <3 yaş için  $1.34\pm 0.41$ , 3-5 yaş için  $0.49\pm 0.26$ , >5 yaş için ise  $0.42\pm 0.24$  idi. Bu durum hastaların gözlerinin büyümesiyle beraber göz içi lens gücünün sabit kalmasına bağlı oluşur.

Sonuç olarak yaptığımız çalışmada tüm hastaların genelinde operasyon sonrası 1.ay, 3. ay, 6.ay ve 12.ayda refraksiyon hatalarında formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını tespit ettik. Alt grupları incelediğimizde normalden kısa gözlerde de normal gözlerde olduğu gibi formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamadık. Fakat normalden uzun gözlerde tüm aylarda formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit ettik. Mutlak refraktif hata değerleri açısından formülleri değerlendirdiğimiz zaman normalden uzun gözlerde Binhorst-II ve Holladay-1 formülleri SRK, SRK-II ve SRK-T'ye göre daha düşük hata değerleri vermektedir. Bu farklılığın kesinlik kazanabilmesi için daha geniş serili çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇ

Çalışmamızda konjenital katarakt nedeniyle katarakt ekstraksiyonu ve göz içi lens uygulaması yapılan 46 hastanın 82 gözü 12 ay takip edildi. Olgular aksiyel uzunluklarına göre gruplandırılarak 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ayda SRK, SRK-T, SRK-II, Binkhorst II ve Holladay-1 formüllerine göre operasyon sonrası mutlak refraktif hatalar açısından değerlendirildi.

Operasyon sonrası mutlak refraktif hata açısından olguların tamamında, alt grup olarak da kısa ve normal aksiyel uzunluktaki gözlerde formüller arasında 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamadık. Uzun aksiyel uzunluktaki olgularda ise istatistiksel olarak formüller arasında bu dört ayrı zamandaki ölçümlerde anlamlı fark mevcuttu. Mutlak refraktif hata açısından Binkhorst-II ve Holladay-1 formülleriyle daha düşük hata değerleri saptandı.

## 7. ÖZET

**Amaç:** Konjenital katarakt operasyonu sonrası oluşan refraktif hata değişikliklerini SRK, SRK-T, SRK-II, Binkhorst-II ve Holladay-1 formüllerini kullanarak saptamak.

**Metod ve Materyal:** Dicle üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Göz Hastalıkları Kliniği'nde Eylül 2006-Mart 2009 tarihleri arasında konjenital katarakt nedeniyle katarakt ekstraksiyonu ile birlikte göz içi lens implantasyonu yapılan 46 hastanın 82 gözü çalışmaya alındı. Olgular aksiyel uzunluğuna göre; Grup 1: 22 mm'den küçük aksiyel uzunlukta kısa gözler. Grup 2: 22- 24 mm arası aksiyel uzunlukta olan normal gözler. Grup 3: 24 mm'den büyük aksiyel uzunluğa sahip uzun gözler olarak üç gruba ayrıldı. Operasyon sonrası refraktif hatalar sferik değere silindirik değerin yarısı (sferik eşdeğer) eklenerek hesaplandı. Her bir formülle hesaplamadan sonra beklenen refraktif hatadan operasyondan sonraki gerçek hata çıkarılarak mutlak refraktif hata hesaplandı. Her hasta için 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 12.ayda mutlak refraktif hata değeri ölçüldü.

**Bulgular:** Operasyon sonrası tüm olgularda 1.ay,3.ay,6.ay ve 12.ayda refraksiyon hatalarında formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını tespit ettik. Alt grupları incelediğimizde normalden kısa gözlerde de normal gözlerde olduğu gibi formüller arasında farklılık saptamadık. Mutlak refraktif hata değerleri açısından formülleri değerlendirdiğimiz zaman normalden uzun gözlerde Binkhorst-II ve Holladay-1 formülleri SRK, SRK-II ve SRK-T'ye göre daha düşük hata değerleri vermektedir. Ayrıca olgularımızda 1.aydan 12.aya doğru gidildikçe erken yaşta daha fazla olmak üzere miyopiye doğru kayma saptadık.

**Sonuç:** Konjenital katarakt operasyonu sonrası mutlak refraktif hata açısından uzun aksiyel uzunluktaki olgularda Binkhorst-II ve Holladay-1 formülleri daha güvenilirdir.

## 8. SUMMARY

**Purpose:** To determine refractive error changes which arise after congenital cataract surgery using SRK, SRK-T, SRK-II, Binkhorst-II and Holladay-1 formulas.

**Material and Methods:** Eighty two eyes of 46 patients were analyzed which cataract extraction and intraocular lens implantation applied because of congenital cataract at Dicle University Medical Faculty Department of Ophtalmology, between September - 2006 and March-2009. According to axial length they were separated into three group; Group 1: shorten then 22 mm axial short eyes. Group between 2: 22- 24 mm axial normal eyes. Group 3: longer than 24 mm axial long eyes. After operation, refractive errors were calculated by adding half cylindrical to spherical valance. After calculation with each formula, absolute refractive error was calculated by ejecting expected mistake from post operation real mistake. For each patient, the absolute refractive error valance was measured in the period of 1st, 3rd, 6th and 12th months

**Results:** In all post operation cases, we ascertained that there was not statistically meaningful refraction error difference between formulas in the 1.monht, 3.month, 6.month and 12.month. When we analyzed the subgroups, both in the eyes shorter than normal and in the eyes longer than normal, we did not determine difference between formulas. If we evaluate the formulas in terms of absolute refractive error valance, in the eyes longer than normal, Binhorst-II and Holladay-1 formulas give less error than SRK, SRK-II and SRK-T. Also in our cases we determined that there was tendency to myopia more in the early age from first month to twelfth month.

**Conclusion:** In the terms of post congenital cataract surgery absolute refractive error, in the long axial cases Binkhorst-II and Holladay-1 formulas are more reliable.

## 9. KAYNAKLAR

1. Atkinson CS, Hiles DA. Treatment of secondary posterior capsular membranes with the Nd:YAG laser in a pediatric population. Am J Ophthalmol 1994;118:496-501.
2. Phelps Brown N, Bron Aj. Lens growth. In: Phelps Brown N, Bron Aj, Phelps Brown NA. Lens disorder. Oxford: Butterworth-Heinemann.1996;pp:17-31
- 3 . Phelps Brown N, Bron Aj. Lens growth. In: Phelps Brown N, Bron Aj, Phelps Brown NA. Lens disorder. Oxford: Butterworth-Heinemann.1996;pp:32-47.
- 4 . Forrester J. Dick A, McMenamin P, Lee W. Anatomy of the eye and orbit.The eye: basic sciences in practice ,London : WB Saunders.1996;pp:1-86.
- 5 . Günalp İ. Çocukluk çağı kataraktları-lökokori ayırımı-Tedavi endikasyonları Konjenital kataraktlar ve Tedavisi. IX. Kış Sempozyomu. Uludağ. 1988;pp:181-195
- 6 . Bardelli AM, Lasorella G, Vanni M. Congenital and developmental cataracts and multiformation syndromes. Ophthalmic Pediatr. 1989;10:293-298.
7. Wilson FM. Pediatric ophthalmology and strabismus. California: American Academy of Ophthalmology. 1990;pp:75-83.
- 8 . Gilbert CE, Canovas R, Hagan M, Roa S,Foster A. Causes of childhood blindness: Result from West Africa, South India, and Chile Eye. 1993;7: 184-188.
- 9 . Warburg M, Emery AE, Rimoin DL. Congenital blindness, Principles and practice of medical genetics. Churchill Livingstone.1990; pp:631-636.
- 10 .Bekaroğlu Y, Çingil G. Körler okulu öğrencilerinde körlük nedenlerinin incelenmesi 20. Ulusal Türk Oftalmoloji Kongresi Bülteni. Uludağ Üniversitesi Basımevi Bursa.1986;pp:527-531.
- 11 . Temel A, Coşkun N, Kozakoğlu H.İstanbul-Kilyos körler okulundaki körlük nedenlerinin dağılımı. XX. Ulusal Türk Oftalmoloji Kongresi Bülteni. Ankara. 1990;pp: 47-51
- 12 . Monte AM. Diagnosis and management of congenital and developmental cataracts.Opht.Clin of North America.1990; 3: 205-219.



- 
- 13 .Lambert SR, Drack AV. İnfantile cataracts. Surv Ophtalmology 1996;40:427-458
  - 14 . Lambert S, Hoyt C. Lens. Taylor D. Pediatric ophtalmology. Blackweel Scientific Publications Boston.1990;pp:299-318
  - 15 . Zimmer EZ, Bronshtein M, Ophir E, Meizner İ, Auslender R. Sonographic diagnosis of fetal congenital cataracts. Prenat. Diagnosis. 1993; 13: 503-511.
  - 16 . Vasavada A, Desai J. Primary posterior capsulorhexis with and without anterior vitrectomy in congenital cataracts. J Cataract Refract Surg 1997;23:645-651
  - 17 . Şener EC, Çocuk Göz Hastalıkları ve Şaşılık 2008;pp:53-54
  - 18 . Lorraine C, Jugnoo R, Ken N, Isabelle R, David T. Outcome of lens aspiration and intraocular lens implantation in children aged 5 years and under. British Journal of Ophthalmology 2001; 85: 540-542.
  - 19 . Grossman SA, Peyman GA. Long-term visual results after pars plicata lensectomy-vitrectomy for congenital cataracts. Br.J.Ophthalmol. 1998; 72: 601-606.
  - 20 . Keech RV, Tongue AC, Scott WE. Complications after surgery for congenital and infantile cataracts. Am.J.Ophthalmol.1989; 108: 136-141.
  - 21 . Hubel DH, Wiesel TN. Period of susceptibility to the physgilogical effects of unilateral eye closure in kittens. J.Physgil.1970; 206: 419-436.
  - 22 . Parks MM. Management of the posterior capsule in congenital cataracts. J.Pediatric Ophthalmol and Strabis.1984; 21: 115-117.
  - 23 . Bardak YK, Zilelioğlu G. Ultrasonik biyometri ile göz içi lensi gücünün hesaplanması. MN Oftalmoloji. 1997;4 :70-74
  - 24 . Atmaca NS. Diagnostik ultrasonografi 2. Baskı. Ankara 1979;201-217.
  25. Ridley H. Intraocular acrylic lenses. A recent development in the surgery of cataract. Br J Ophthalmol.1952;36:113
  - 26 . Stein HA, Slatt BT, Stein RM. Fitting Guide for Rigid and Soft Contact Lenses: A practical approach. CV Mosby, St Louis 1990; pp 355-367.

- 
- 27 . Schechter RJ. Optics of intraocular lenses. in: Clinical Ophthalmology. Duane TD, Jaeger EA eds. Harper and Row Publishers, Philadelphia 1987;pp: 52-54.
  28. Stein, H.A. Slatt, B.T., Stein, R.M: Fitting Guide for Rigid And Soft Kontakt Lenses, Practical Approach. The C.V. Mosby Company, St Louis, 1990, pp. 355-367.
  29. Alpar JJ, FehnerPU. Intraocular lenses. Thieme Inc. New York 1986; pp 70-99.
  30. Drews RC. The determination of lens implant power. Ophthalmic Surgery 1989;20:625-637.
  31. Holladay JT, Prager TC, Ruiz RS, Lewis JW, Rosenthal H. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. Arch Ophthalmol. 1986; 104:539-540.
  32. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JV, Russ RS. A three party system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg.1988; 14: 17-24.
  - 33 . Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg. 1997; 23 : 1356-1370.
  - 34 . Katz M. The human eye as an optical system. in Clinical Ophthalmology. Duane TD, Jaeger EA eds. Harper and Row Publishers, Philadelphia 1980; pp 1-52.
  - 35 . Kuether CL. Geometric optics. In:Clinical Ophthalmology Vol 1 .Duane TD, Jaeger EA eds. Harper and Row Publishers, Philadelphia. 1987; pp: 28.
  - 36 Shamma HJ. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurements. Am Intraocul Implant Soc J. 1984;10: 444-447.
  - 37 . Byrne SF, Gren RL. Axial eye length measurements (chpt:6). Ultrasound of the eye and orbit in ed: Klein EA. Mosby comp. 1992;215-241.
  38. Byrne SF. A-scan axial eye length measurements. Mars Hill, NC: Grove Park Publishers; 1994;4: 61-63.
  - 39 . Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. J Cataract Refract Surg. 1995;21 :313-9.

- 
- 40 . Hoffmann PC, Hutz WW, Eckhardt HB, Heuring AH. İntraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures. *Kün Monatsbl Augenheilkd.*1998;213:161-165.
  - 41 Hoffer KJ. Biometry of 7500 cataractous eyes. *Am J Ophthalmol.* 1980; 90: 360- 368.
  42. Allergan, Humphrey: Ultrasonic Biometer Model 820 Owner's Manual, Allergan Humphrey, San Leandro, 1988; pp: 51-59.
  43. Günenç, Ü. Maden, A. Eryıldırım, A ve B mod ultrasonografi ile göz aksiyel uzunluğunun değerlendirilmesi ve İOL güç hesaplanmasında düşülebilecek yanlışlıklar. XXV. Ulusal Türk Oftalmoloji Kongresi Bülteni, İstanbul. 1991; pp: 120-122.
  44. Coleman DJ, Lizzi FL, Franzen LA, Abramson DH. A determination of the velocity of ultrasound in cataractous lenses. in ed: Francois J, Goes F. *Ultrasonography in ophthalmology.* Basel, Karger. *Bibi ophthalmol* 1975; 83: 246-251.
  45. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. Implant power calculation (chpt:24). *Color atlas of lens implantation.* İn ed: Percival P. St Louis, Mosby. 1991;pp:155-158.
  46. Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am J Ophthalmol.* 1989; 107: 189-190.
  47. Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am J Ophthalmol.* 1993; 115: 536-537.
  48. Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of axial length of the eye. *Ophthalmic Surgery* 1981;12:363-365.
  49. Yang S, Lang A, Makker H, Zaleski E. Effect of silicone sound speed and intraocular lens thickness on pseudophakic axial length corrections. *J Cataract Refract Surg.* 1995; 21: 442-446.
  50. Bellows JG. *Cataract and Anomalies of the lens; Growth, structure, composition, metabolism, development, growth disorders and treatment of the Crystalline Lens.* St Louis, CV Mosby. 1944; pp: 60-86.
  - 51 . Frontana ST, Brubaker RF. Volume and depth of the anterior chamber in the normal aging human eye. *Arch Ophthalmol* 1980; 98: 1803-1808.
  - 52 . Jansson F, Kock E. Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Açta Ophthalmol* 1962; 40: 240-433.

- 
- 53 . Binkhorst CD. Power of the prepupillary pseudophakos. Br J Ophthalmol 1972; 56: 332-337.
- 54 . Colenbrander MC. Calculation of the power of an iris dip lens for distant vision. Br J Ophthalmol 1973; 57: 735.
- 55 . Oguchi Y, van Balen ATM. Ultrasonic study of the refraction of patients with pseudophak. Ultrasound Med Biol 1972; 1: 267-273.
- 56 . Patel S, Marshall J, Fitzke FW. Shape and radius of the posterior corneal surface. Refract Corneal Surgery 1993; 9: 173-181.
- 57 . Kamper T, Wegener A, Dragomirescu V, Hockwin O. Improved biometry of the anterior eye segment. Ophthalmic Res 1989; 21: 239-248.
- 58 . Binkhorst RD. Biometric A scan ultrasonography and intraocular lens power calculation. In: Emery JM, ed. Current Concepts in Cataract Surgery; St Louis, CV Mosby, 1978;pp 175-182.
- 59 . Binkhorst RD. The optical design of intraocular lens implants. Ophthalmic Surg 1975; 6: 17-31.
- 60 . Floyd G. Changes in the corneal curvature following cataract extraction. Am J Ophthalmol 1951; 34: 1525-1533.
- 61 . Jaffe NS, Jaffe MS, Jaffe GS. Cataract surgery and its complications. CV, Mosby, St Louis. 1990, pp.128-257.
- 62 . Binkhorst CD. Dioptric power of the lens implant. Ophthalmologica, 1975; 171:278-282.
- 63 . Olsen T. On the calculation of power from curvature of the cornea. BrJ Ophthalmol. 1986; 70: 152-154.
- 64 . Sampson WG. Applied optical principles: keratometry. Ophthalmology 1979; 86: 347-351.
- 65 . Çelikkol L, Ahn D, Çelikkol G, Feldman ST. Calculating intraocular lens power in eyes with keratoconus using videokeratography. J Cataract Refract Surg 1996;22: 497-500
- 66 . Olsen T, Olsen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. J Cataract Refract Surg 1990; 16: 587-590.
- 67 . Olsen T. Prediction of intraocular lens position after cataract extraction. J Cataract Refract Surg. 1986; 12: 376-379.

- 
- 68 . Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg 1993; 19: 700-712.
- 69 . Sanders DR. Intraocular lens power calculations techniques and results. In: Stark WJ, Terry AC, Maumenee AE. Ed. Anterior segment surgery: Baltimore: Williams & Wilkins 1987; pp: 37-47.
- 70 . Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 1990;16:333-340.
- 71 . Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1997; 23: 1356-1370.
- 72 . Holladay JT. International intraocular lens registry. J Cataract Refract Surg 1999;25: 128-136.
- 73 . Atchison DA. Optical design of intraocular lenses. On-axis performance. Optom Vis Sci 1989; 66: 492-506.
- 74 . Norrby NES, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane concept. J Cataract Refract Surg 1997; 23: 254-259.
- 75 . Alpar JJ, Fechner PU. Intraocular lenses. Thieme Inc. Newyork. 1986;pp:70-99.
- 76 . Drews RC. The determination of lens implant power. Ophthalmic Surgery 1989; 20:625-637.
- 77 . Thompson JT, Sanders DR. Intraocular lens power calculations. In: Anterior segment surgery. Stark WJ, Terry AC, Maumenee AE, eds. Williams & Willkins, Baltimore,1987; pp: 37-47.
- 78 . İlker SS. Arka kamara lens gücü hesaplamalarında regresyon formülleri.Göz içi lens implantasyonunda temel bilgiler. Ed: Özçetin H.1991; pp:36-39.
- 79 . Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC, Gimbel HV, Raanan MG. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. J Cataract Refract Surg. 1990; 16: 341-346.
- 80 . Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg. 1990; 16: 333-340.

- 
81. Scott R. Lambert, Michael Lynn, Carolyn Drews-Botsch, Lindreth DuBois, M. Edward Wilson, David A. Plager, David T. Wheeler, Stephen P. Christiansen, Earl R. Crouch, Edward G. Buckley, David Stager Jr, Sean P. Donahue. Intraocular lens implantation during infancy: perceptions of parents and the American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus members. *J AAPOS* 2003;7:400–405.
  - 82 . Wilson ME, Bartholomew LR, Trivedi RH. Pediatric cataract surgery and intraocular lens implantation: practice styles and preferences of the 2001 ASCRS and AAPOS memberships, *J Cataract Refract Surg.* 2003;29:1811–1820.
  - 83 .Mittelviefhaus H, Gentner C. Errors in keratometry for intraocular lens implantation in infants. 2000;pp:186–188.
  - 84 . Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtitsch M, Petternel V, Drexler W, Rainer G, Georgopoulos M, Hitzenberger CK, Fercher AF. Refractive outcome of cataract surgery using partial coherence interferometry and ultrasound biometry: clinical feasibility study of a commercial prototype II. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28:230-234.
  85. Hussin H.M, Spry P.G.D, Majid M.A. Reliability and validity of the partial coherence interferometry for measurement of ocular axial length in children. 2005; pp:1021–1024.
  86. Gordon R.A, Donzis P.B. Refractive development of the human eye. *Arch Ophthalmol* 1985;103:785–789.
  87. O'Brien C, Clark D, Ocular biometry in preterm infants without retinopathy of prematurity. 1994;8: 662–665.
  - 88 . Manzitti E, Gamio S, Damel A, Benozzi J. Eye length in congenital cataracts. In: E. Cotlier, Editor, *Congenital Cataracts*, R.G. Landes Company, Austin. 1994;pp:251–259.
  - 89 . Lal G, Trivedi R.H, Wilson M.E, Scarlett L.C, Peterseim M.M. Interocular axial length difference in eyes with pediatric cataracts. *J AAPOS.* 2005;9:358–362
  - 90 . Weakley D.R, Birch E, McClatchey S.K. The association between myopic shift and visual acuity outcome in pediatric aphakia. *J AAPOS.* 2003;7:86–90.

- 
- 91 . McClatchey S.K, Parks M.M. Myopic shift after cataract removal in childhood. J Pediatr Ophthalmol Strabismus. 1997;34:88–95.
  - 92 . McClatchey S.K, Parks M.M. Theoretic refractive changes after lens implantation in childhood, Ophthalmology. 1997;104:1744–1751
  - 93 . Brady K.M, Atkinson C.S, Kilty L.A, Hiles D.A. Cataract surgery and intraocular lens implantation in children. Am J Ophthalmol. 1995;120:1–9.
  - 94 . Vanathi M, Tandon R, Titiyal J.S. Case series of 12 children with progressive axial myopia following unilateral cataract extraction. J AAPOS. 2002;6:228–232.
  - 95 . Crouch ER, Crouch ER, Pressman SH. Prospective analysis of pediatric pseudophakia: myopic shift and postoperative outcomes, J AAPOS 2002;6:277–282.
  - 96 . Plager D.A, Kipfer H, Sprunger D.T Refractive change in pediatric pseudophakia, J Cataract Refract Surg. 2002;28:810–815
  - 97 . Dahan E, Drusedau M.U. Choice of lens and dioptric power in pediatric pseudophakia. J Cataract Refract Surg. 1997;23:618–623.
  - 98 . Wilson M.E, Peterseim M.W, Englert J.A Pseudophakia and polypseudophakia in the first year of life. J AAPOS. 2001;5:238–245.
  - 99 . . Wilson M.E, Bartholomew L.R, Trivedi R.H. Pediatric cataract surgery and intraocular lens implantation: practice styles and preferences of the 2001 ASCRS and AAPOS memberships. J Cataract Refract Surg. 2003;29:1811–1820.
  - 100 . Enyedi L.B, Peterseim M.W, Freedman S.F. Refractive changes after pediatric intraocular lens implantation. Am J Ophthalmol. 1998;126: 772–781.
  - 101 . Chen K.P. Intraocular lens implantation in pediatric patients. In: W. Tasman and E.A. Jaeger, Editors, Duane's Clinical Ophthalmology, Lippincott-Raven, Philadelphia. 1995; pp: 1–18
  102. Burke J.P. Willshaw H.E, Young J.D. Intraocular lens implants for unocular cataracts in childhood. Br J Ophthalmol. 1989;73:860–864.
  - 103 . Masket S. Consultation section, J Cataract Refract Surg. 1991;17:512–518

- 
- 104 . Mc Clatchey S.K. Hofmeister E.M. Intraocular lens power calculation. In: Wilson M.E. Trivedi R.H. and Pandey S.K. Editors, Pediatric Cataract Surgery, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2005;pp:30–37
  - 105 . Wiesel TN, Ravgila E. Myopia and eye enlargement after neonatal lid fusion in monkeys. *Nature* 1977;266: 66-68.
  - 106 . Zwaan J, Mullaney PB, Awad A, Al-Mesfer S, Wheeler DT. Pediatric intraocular lens implantation, surgical results and complications in more than 300 patients. *Ophthalmology* 1998;105:112-119.
  - 107 . Kirby AW, Sutton L, Weiss H. Elongation of cat eyes following neonatal lid suture. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1982;22: 274-277.
  - 108 . Gordon RA, Donzis PB. Refractive development of the human eye. *Arch Ophthalmol* 1985;103:785-789.
  - 109 . Olsen T. Pre and postoperative refraction after cataract extraction with implantation of standard power IOL. *Br J Ophthalmol* 1988;72: 231-235.
  - 110 . Olsen T. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. *Acta Ophthalmol* 1989;67:141-144.
  - 111 . Strobel J, Jacobi KW. Posterior chamber lenses with convex side posteriorly the calculation of dioptric power and results. *Trans Am Ophthalmol Soc UK* 1985; 104:580-581.
  - 112 . Holladay JT, Prager TC, Ruiz RS, Lewis JW, Rosenthal H. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. *Arch Ophthalmol.* 1986; 104:540-541.
  - 113 . Liang YS, Chen TT, Chi TC, Chan YC, Analysis of intraocular lens power calculation. *Am Intraocul Implant Soc J.* 1985; 11: 268-271.
  - 114 . Coburn RM. Grandon SC. Grandon GM. intraocular lens implant power calculations: Investigations controlling for lens type. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:457-464.
  - 115 . Hoffmann PC, Hutz WW, Eckhardt HB. Significance of optic formula selection for postoperative refraction after cataract operation *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 1997; 211: 168-77.
  - 116 . Köse S, Kaskaloğlu M, Akın C, Cengiz H. Intraokuler lens gücünün saptanmasında SRK-II SRK-T ve Holladay formüllerinin karşılaştırılması, *T Oft Gaz* 1994;24:526-530.



- 
- 117 . Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19: 700-712.
118. Summers CG, Lindstrom RL. Secondary IOL power calculations: a comparison of regression formula and refraction method in accurate prediction of emetropia. *Am Intraocul Implant Soc J.* 1984; 10: 448-451.
- 119 .Nurözler A, Yalvaç I, Ünlü N, Cetinkaya F, Kasim R, Duman S. Göz içi lens gücü hesaplamasında SRK II ve Binkhorst formülü, *T Klin Oftalmolji* 1996;5:169-173.
- 120 .Donoso R. Mura JJ, Lopez M, Papic A, Emmetropization at cataract surgery. Look for the best IOL power calculation formula according to the eye length. *Arc Soc Esp Oftalmol* 2003; 78: 477-480.
- 121 .Tsang CS, Chang GS. Ylu EP. Ho CK. Intraocular lens power calculation formulas in Chinese eyes with high axial myopia. *J Cataract Refract Surg* 2003; 78 : 1358-1364.
- 122 .Eibschitz T. M, Archer SM, Del Monte MA. *Surv Ophthalmol* 2007;52:474-482
- 123 Andreo L.K. Wilson M.E, Saunders R.A., Predictive value of regression and theoretical IOL formulas in pediatric intraocular lens implantation. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus.* 1997; 34: 240–243.
- 124 . Arffa RC, Donzis PB, Morgan KS, Zhou YJ. Prediction of aphakic refractive error in children, *Ophthalmic Surg.* 1987; 18: 581–584.
125. Mezer E, Rootman D.S, Abdolell M, Alex V, Levin MD. Early postoperative refractive outcomes of pediatric intraocular lens implantation, *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 603–610.
126. Neely D.E, Plager D.A, Borger S.M., Richard L. Accuracy of intraocular lens calculations in infants and children undergoing cataract surgery, *J AAPOS* 2005; 9: 160–165.
- 127 .Hoffer KJ: The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 700–712
- 128 . Barrett G.D. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction, *J Cataract Refract Surg* 1993;19: 713–720.