

165199

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

Göz Hastalıkları Anabilim Dalı

GÖZ İÇİ LENS UYGULAMASINDA BİYOMETRİ

FORMÜLLERİNİN AMELİYAT SONRASI

REFRAKSİYONA ETKİLERİNİN

KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

YILDIRIM BAYEZİT ŞAKALAR

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. KAAAN ÜNLÜ

DİYARBAKIR 2004

İÇİNDEKİLER

İçindekiler.....	1
Kısaltmalar.....	2
Giriş.....	3
Genel Bilgiler.....	5
Amaç.....	31
Materyal ve Metod.....	32
Bulgular.....	35
Tartışma.....	39
Sonuç.....	48
Özet.....	49
Summary.....	51
Kaynaklar.....	53

KISALTMALAR

AU: Aksiyel uzunluk

K: Keratometrik değer

D: Dioptri

SE: Sferik eşdeğer

GİL: Göz içi lens

SF: Surgeon factor(Cerrah faktörü)

PMMA: Polimetil metakrilat

İOL: İntroocular lens

1.GİRİŞ

Katarakt tüm toplumlarda özellikle yaşla birlikte artan insidansı ile önemli bir sağlık problemidir. Günümüze gelinceye kadar cerrahi olarak kataraktın tedavisi oldukça değişim göstermiştir. İntraoküler lens implantasyonu ile birlikte katarakt ekstraksiyonu en sık uygulanan cerrahi prosedürlerden biridir. 1940'lı yıllardan sonra katarakt ekstraksiyonu ile birlikte göz içi lens implantasyonu gündeme gelmiş ve hızla gelişim göstermiştir. İlk dönemlerde standart dioptride göz içi lens implantasyonları uygulanmıştır. Standart lens uygulaması ile normal uzunlukta gözlerde başarılı sonuçlar alınmasına rağmen kısa ve uzun gözlerde beklenmedik refraktif hatalar ortaya çıkmıştır. Bugün göz içi lens implantasyonu ile birlikte katarakt cerrahisi başarılı bir uygulamadır. Minimal olarak invaziv, rehabilitasyonu hızlı ve komplikasyon oranı düşüktür. Ek olarak refraktif sonuçlar mükemmeldir ve görme katarakt gelişiminden öncekinden daha iyi düzeylere ulaşabilir. İyi refraktif sonuçlarda ana faktör göz içi lens gücünün doğru hesaplanmasıdır. Gelişen lens teknolojisi ve biyometrik ölçümlerin yapılması ile bu istenmedik sonuçların oldukça 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 değerliliği konusunda henüz tartışmalar devam etmektedir. Birçok çalışmada sonuçtan yola çıkarak tasarlanmış olan regresyon formüllerinin değişik gözlerde beklenmedik sonuçların önüne geçtiği bildirilmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda ise yeni jenerasyon bazı teorik

formüllerin göz içi lens gücünü hesaplamada oldukça başarılı olduğu ve regresyon formüllerinden daha iyi sonuçlar verdiği savunulmaktadır.

Fakoemülsifikasyon katarakt cerrahisi ile çok küçük kesi alanından lens implantasyonu sağlanabilmekte ve böylece operasyon sonrası astigmatizma en aza indirilebilmektedir. Her geçen gün katarakt cerrahisi alanında yeni gelişmeler gündeme gelmekte ve istenilen en iyi görsel sonuçlara ulaşabilmek hedeflenmektedir. Bu amaç ışığında implante edilecek lensin doğru olarak hesaplanması büyük önem kazanmaktadır. Doğru lens gücü hesaplaması için sonucu etkileyecek değişkenlerin bilinmesi gerekmektedir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.TARİHÇE:

Katarakt terimi şelale veya yukarıdan inen parmaklıkları gelen Latince cataracta ve Yunanca katarraktes sözcüklerinden türemiştir. Katarakt görme azalmasıyla birlikte insan lensi veya kapsülü içinde veya üstünde yeterli şiddette kısmi veya tam opasifikasyondur(1). Katarakt sonuç olarak körlüğe yol açan görme azalmasının başlıca sebeplerinden biridir. Bu yaşla görme azalmasının yönetimi aşağıdaki üç yaklaşımdan birini gerektirir:

1.Cerrahi, örneğin ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu

2.Katarakt gelişimine karşı koyacak ilaç bağımlı stratejilerin geliştirilmesi ve uygulanması

3.Risk faktörlerinin belirlenmesi ve ortadan kaldırılması(2)

Katarakt ve ona yönelik tedaviye M.Ö. 25 ve M.S. 50 yılları arasındaki tarihi kayıtlarda rastlanmaktadır. Katarakt terimi ilk kez M.S. 1018 yılında Constantinus Africanus tarafından kullanılmıştır. Ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu katarakt cerrahisinde ilk olarak Jacques Daviel tarafından kullanılmıştır. 1753'te Sharp tarafından intrakapsüler katarakt ekstraksiyonu gerçekleştirilmiştir. İntrakapsüler katarakt ekstraksiyonunda 1961'de krio kullanılmaya başlanmıştır. Cerrahi tekniğin komplikasyonlarının yüksek olması ve teknolojik olarak ameliyat imkanlarının gelişmesi ile bir dönem sonra ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonuna tekrar dönülmüş ve yaygın olarak uygulanmaya başlanmıştır. 1967'de Kelman tarafından ilk olarak fakoemülsifikasyon yöntemi uygulanmaya başlanmış ve 1980'li yıllarda

cerrahi teknik hızla gelişmiştir(3). İlk göz içi lensi 1949 yılında Londra'da Ridley tarafından insan gözüne yerleştirilmiştir(4). Başlangıçta standart dioptride lens uygulaması yapılmakta idi. Ancak ameliyat sonrası yüksek refraksiyon hatalarının ortaya çıkması ile birlikte implante edilecek göz içi lensi gücünün hesaplanması için biyometri kullanılmaya başlanmıştır.

Göz içi lens gücü hesaplamasındaki aksiyel uzunluk gibi parametrelerin ölçümünde kullanılan ultrasonografinin oftalmolojide kullanımı 1956 yılında Mundth ve Hugbus tarafından gerçekleştirilmiştir(5). Oksala ilk olarak değişik oküler dokularda ses hızında değişiklik olduğu sonuçlarını ortaya koymuştur(6). Gernet ilk olarak bu tekniği aksiyel uzunluk ölçümünde kullanmıştır(7). Ossoinig yoğun olarak doku tanısında A-scan'ın standardizasyonu üzerinde çalışmıştır(8). Ek olarak Baum ve Greenwood ilk defa oftalmolojide "brightness modulated" B-scan uygulamasını rapor etmişlerdir(9). Bu yazarlar immersiyon metodunda çalışmışlardır. 1972'de Bronson ve Turner ilk kontakt B-scan'i tanımlamışlardır(10). Biyometrik incelemede ultrasonografinin ilk olarak kullanımı ise Ossoinig ve Gernet tarafından 1963 yılında olmuştur(11).

Teoretik formüller ilk kez 1967 yılında Fyodorov ve Kolinko, sonra da 1973'te Colebrander, 1973'te C D Binkhorst, 1974 yılında R D Binkhorst, 1975'te Fyodorov ve ark, 1979 yılında Thijssen ve 1980 yılında Gills tarafından yayınlanmıştır(12,13,14,15,16). 1980 yılında önce Retzlaff, daha sonra Sanders ve Kraff ayrı ayrı regresyon formülleri yayınlamışlar ve daha sonra bu formüllerin benzer olmalarından dolayı ortak bir formül yayınlarak SRK adını vermişlerdir(17,18,19,20). SRK 1 ile yapılan hesaplamalarda normalin dışında

aksiyel uzunluktaki gözlerde yüksek refraksiyon hataları ile karşılaşılması üzerine 1988'de SRK II formülü geliştirilmiştir(21). Holladay tarafından ilk olarak 1988 yılında 3. jenerasyon teorik formül geliştirilmiştir(22). 1990'da ise yine 3. jenerasyon teorik formül olan SRK/T bulundu(23). Günümüzde 4. jenerasyon bir teorik formül olan Holladay II formülü de kullanılmaktadır.

2.2. GÖZÜN OPTİK ÖZELLİKLERİ

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(24,25).

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(24,25).

Gullstrand'ın küçültülmüş göz şemasına göre kornea çapı 5.7 mm, gözün aksiyel uzunluğu 22,9 mm, kırılma indisi 1.336'dır. Bu şemaya göre gözün kardinal noktası korneadadır ve gözün nodal noktası korneanın 5.7 mm arkasında ve retinanın 17.2 mm önündedir. Ön odak uzaklığı 17.2 mm, arka odak uzaklığı 22.9 mm'dir(24,25).

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 ve göz içi lens gibi optik sistemlerle yerine konması gerekmektedir(13,26,27).

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. Ameliyat öncesi refraksiyonu değiştirmeyen bu göz içi lenslerine idame lensleri adı verilmiştir(13). 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(14). Buradan yola çıkılarak kişinin ameliyat öncesi refraksiyon miktarı hesaba katılarak implante edilecek lens gücü tahmin edilmeye çalışılmıştır.

2.3.BİYOMETRİ PARAMETRELERİ

2.3.1. AKSİYEL UZUNLUK ÖLÇÜMÜ

Kornea tepesi ve vitreoretinal ara yüzey arasındaki mesafe bize gözün aksiyel uzunluğunu verir. Aksiyel uzunluk ölçümü göz içi lens hesaplamasında kullanılan en önemli değerlerden biridir ve doğru olarak ölçülmesi son derece değerlidir(28,29,30). Aksiyel uzunluğun ultrasonik olarak ölçümü için iki değişik yöntem kullanılmaktadır.

İmmersiyon Tekniği: Bu yöntem su banyosu tekniği de denilmektedir. Ölçüm için öncelikle hasta sırt üstü pozisyonda yatar ve hastanın gözüne ölçüm için özel olarak yapılmış bir kap konur. Ultrason probu sıvı(metil selüloz) ile dolu olan bu kabın içine yerleştirilir. Dikkat edilmesi gereken bir konu probun korneaya değdirilmemesidir. Kullanılan sıvı içerisinde hava kabarcıklarının bulunması da hatalı ölçümlere neden olabileceğinden bu hususa da dikkat edilmelidir. Böylece korneanın, lensin ön ve arka yüzü ile retinanın maksimum ekojenite verdiği nokta ölçülür. Korneanın tepesi ile vitreoretinal ara yüzey arasındaki mesafe bize aksiyel uzunluğu verir(28,29,31).

Kontakt Teknik: Hasta yatar durumda veya oturur durumda iken ölçüm yapılabilir. Topikal olarak kornea anestezisi sağlandıktan sonra hasta düz bakarken ultrason probu korneaya temas ettirilerek ölçüm yapılır. Gözün fiksasyonunu sağlamak için tavana asılı bir objeden yararlanılır veya fiksasyon probun merkezindeki bir ışık ile sağlanır. Kontakt tekniğinde hasta oturur durumda iken aplanasyon tekniği ile de ölçüm yapılabilir. Kontakt tekniğinde korneaya bası yapılması ölçüm sonuçlarını olumsuz etkileyeceğinden bası uygulanmaması için özellikle dikkat gösterilmesi gerekmektedir. Çünkü korneaya bası aksiyel uzunluğun olması gerekenden daha kısa çıkmasına neden olacaktır(28,29,31). Yapılan çalışmalar kontakt teknik ile immersiyon tekniği arasında 0.24 mm'lik fark olduğunu göstermiştir. Bu da sonuç refraksiyonda 0.6 dioptriye karşılık gelmektedir(32).

Ultrasonik Ses Hızı ve Önemi:

Ultrasonik dalgalar farklı ortamlarda farklı hızlara sahiptirler. Ortam değişikliğine göre hız değişimi aksiyel uzunluk ölçümünü etkilemektedir. 1975'te Coleman ve ark. ultrasonik ses hızının 1 yaşında 1659 m/sn, 72 yaşında 1629 m/sn olduğunu bulmuşlardır. Yaşla birlikte lenste ultrasonik hızın düşmesinin lens yapısının zamanla değişerek daha yoğun bir hal almasından kaynaklandığı, ayrıca yaşla lensteki su miktarının değişmesinin hızı değiştirmekte etkili olduğu düşünülmektedir. Lens içinde ultrasonik hızda 1 yaşından 70 yaşına kadar yılda yaklaşık 0.5 m/sn azalma olmaktadır(32). Yakın zamanda bazı çalışmalarda değişik oküler ortamlar ve göz içi lens materyallerinde kesin ses hızları yayınlanmıştır(33).

ORTAM	ORTALAMA HIZ(m/sn)
Glob	1552
Glob(Afakik)	1532
Aköz/ Vitreus	1532
Kornea	1620
Lens	1641
Yoğun katarakt	1629
Sklera	1630
Silikon yağı	986
PMMA lens	2718
Akrilik lens	2180

Tablo 1: Oküler veya ilişkili diğer ortamlarda ses hızı değerleri

2.3.2.KORNEA KIRICILIĞI

Korneanın canlı bir gözde optik pakimetri ile ölçülen santraldeki ortalama kalınlığı $0.552 \text{ mm} \pm 0.039$ 'dur(34). Klinik uygulamada kornea arka yüzeyinin eğrilik yarıçapını ölçmek mümkün değildir. Bununla birlikte bir oftalmometre kullanarak korneanın ön yüzeyinin eğrilik yarı çapı değerlerinden hesaplanabilir. Kornea ön yüzünün eğrilik yarıçapının ortalama değeri $7.65 \text{ mm} \pm 0.27$ 'dir. Kornea arka yüzünün eğrilik yarıçapı değeri ortalama $6.46 \text{ mm} \pm 0.26$ 'dır. Kornea ön ve arka eğrilik yarıçapı benzer standart deviasyona sahiptir(± 0.27)(35). Korneanın ön ve arka eğrilik yarıçapları değerleri ortalamalarına yakın benzer dağılıma sahiptir; Lowe ve Clark onların ikisi arasında oldukça anlamlı korelasyon bulmuşlardır(35).

$$r_3 = 6.46 + (r_1 - 7.65) = r_1 - 1.19$$

r_1 : Korneanın ön yüzünün eğrilik yarıçapı(mm olarak)

r_3 : Korneanın arka yüzünün eğrilik yarıçapı(mm olarak)

Arka korneal yarıçap yetişkinlerde yaklaşık olarak 1.19 mm'dir ve ön yarıçaptan daha küçüktür(35).

Keratometrelerle kornea ön yüzünün eğrilik yarıçapı ölçülür. Bu ölçüm kornea kırıcılığının dioptri olarak hesaplanmasında kullanılır. Hesaplama kullanılan refraktif indeks keratometre cihazının geliştirilmesi esnasında belirlenir. Korneanın gerçek refraktif indeksi 1.376'dır. Bu değerin kullanılabilmesi için kornea iç ve dış yüzey eğrilik yarıçaplarının bilinmesi gerekmektedir. Ancak konvansiyonel yöntemlerle sadece dış yüzey eğrilik yarıçapı ölçülmektedir(36).

Kornea kırıcılığı;

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

K: Kornea kırıcılığı

n_1 : Hava kırıcılık indeksi

n_2 : Kornea kırıcılık indeksi

r: Kornea ön eğrilik yarıçapı

Kornea kırıcılığında belirleyici unsurlar formülden de anlaşılacağı üzere hava ve korneanın kırıcılık indeksi, kornea eğrilik yarıçapıdır(24). Bu formülde kornea ön eğrilik yarıçapının ve arka eğrilik yarıçapının eşit olmaması ve arka eğrilik yarıçapının önden 1.2 mm daha dik olması net kornea kırıcılığının belirlenmesinde sorun oluşturmaktadır(37,38,39). Kornea kırıcılık indeksi standart olarak 1.3375

alındığında bu değer 45 dioptrilik korneal kırma gücü olan ve kornea ön eğrilik yarıçapı 7.5 mm olan bir göz için geçerlidir(40). 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 bulunmaktadır. Bütün bu etkenlerden dolayı kornea kırıcılık indeksi konusunda yazarlar arasında tam bir birlik bulunmamaktadır. Korneanın keratometre ile ölçülen kırıcılık gücünden net kornea kırıcılığının hesaplanması gerekmektedir.

$$1.3333-1$$

$$K_o = K_K \times \frac{1.3333-1}{1.3375-1} - 0.98765431 \times K_K$$

$$1.3375-1$$

K_o : Kornea net kırıcılık gücü

K_K : Keratometrik kornea kırıcılık gücü

Katarakt ekstraksiyonu sonrasında da kornea kırıcılığında değişiklikler olmaktadır.

Kornea kırıcılığının ölçülmesinde hatanın en önemli nedeni ölçüm hatasıdır. Bunun en önemli nedenleri ise kalibrasyon hatası ve kornea kırıcılığının düzgün ölçülememesidir(41,42). Kalibrasyondaki hataya bağlı olarak 1.0 D keratometrik hata göz içi lensinde 1.0 D sapmaya neden olur(41,42). K değeri 40 dioptrinin altında veya 47 dioptrinin üstünde ölçülmüş ise veya her iki göz arasında 1 dioptriden fazla fark mevcut ise ölçüm tekrar edilmelidir. Korneal kırıcılıktaki 1 dioptrilik hata operasyon sonrası refraksiyonda yaklaşık 1.0 dioptrilik sapmaya neden olmaktadır(13,29). Yazarlar farklı refraktif indeks kullandıkları için formülden

formüle değişiklikler ortaya çıkmaktadır. Örneğin korneanın kırıcılık indisi 1.3333 yerine 1.3375 alınrsa yaklaşık 0.7 dioptrilik fark ortaya çıkmaktadır(43).

Kornea kırıcılığı konusunda diğer bir sorun ameliyat sonrası keratometrik değişikliklerdir. Son sütün tekniklerinin gelişmesinden önce ameliyat sonrası korneanın düzleştiği saptanmıştır(12,13,44). Bunu engellemek için Binkhorst kornea kırıcılık gücünün hesaplanmasında 1.336 yerine 1.333 indisini kullanmayı uygun görmüştür(45). Ancak daha sonra yapılan çalışmalarda korneanın düzleşmediği aksine 0.1 dioptri kadar bombeleştiği ve kırıcılığının arttığı görülmüştür. Yapılan bazı çalışmalarda ise kornea kırıcılığında önemli bir değişikliğin olmadığı savunulmuştur. Bu nedenle Binkhorst'un düzeltilmiş indeksi pek rağbet görmemiştir(12).

2.3.3.POSTOPERATİF TAHMİNİ ÖN KAMARA DERİNLİğİ

Ön kamara derinliği kornea arka yüzeyinden intraoküler lensin ön yüzeyine kadar ölçülen mesafedir. Operasyon öncesi ön kamara derinliği A-scan ultrason ünitesi veya slit lamp'e bir ekleme ile Jaeger'in optik metoduyla ölçülür. Operasyon öncesi ön kamara derinliği korneadan kristalin lensin verteksine ölçülür, bu ölçüm operasyon sonrası ön kamara derinliğinin doğru hesaplanmasını sağlamaz. Operasyon sonrası ön kamara derinliği ölçülemediğinden ancak bazı parametrelerden yola çıkılarak hesaplanabilir(46,47,48).

Psödofakik ön kamara derinliğini hesaplamada bu teknik Holladay ve arkadaşlarının formülünden elde edilmiştir. Anatomik ön kamara derinliği formülünde ortaya koyduğu gibi cupola'nın (sferik segmentin) yüksekliğine eşittir;

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

r: Kornea kurvatürünün ortalama eğrilik yarıçapı

d: Ön kamara çapı

Bu cupolanın mm olarak yüksekliğidir veya kornea arka yüzü ile iris düzlemi arasındaki mesafedir. Korneanın asferitesi ve korneanın arka yüzünün ön yüzüne göre eğrilik yarıçapının daha kısa oluşu hesaba katılmalıdır(49,50).

Teorik formüllerde hesaplama için operasyon sonrası ön kamara derinliğinin tahminine ihtiyaç duyulurken regresyon formüllerinde buna gerek yoktur(51). Lens tipi ve lensin yerleştirildiği pozisyon tahmini ön kamara derinliğini etkileyen faktörlerdir. Arka kamara göz içi lenslerinde tahmini ön kamara derinliği 4.20 mm'dir. Ön kamara derinliği ön kamara lenslerinde 2.8-3.3 mm, iris fiksasyonlu lenslerde 3.3-3.5 mm'dir(29). Bu değerlerden de görüldüğü gibi göz içi lensinin öne doğru yerleştirilmesi ameliyat sonrası refraksiyona miyopi yönünde daha arkaya yerleştirilmesi ise hipermetropi yönünde katkıda bulunacaktır. Ön kamara derinliği efektif lens pozisyonu olarak da adlandırılmaktadır(52). Göz içi lens pozisyonuna referans olarak iris düzlemi ilk olarak Fyodorov tarafından kullanılmıştır(50). Ön kamara derinliğinde 1 mm'lik hata miyopik gözde 1 dioptri, emetropik gözde 1.5 dioptri, hipermetropik gözde 2.5 dioptri refraksiyon hatasına yol açabilmektedir(29,53). Bu hata aynı zamanda göz içi lensinin dioptrisine de bağlıdır. 0.5 mm yanlış yerleştirilen 20.0 dioptrilik bir göz içi lensi 1.0 dioptri hataya yol açarken, aynı mesafede hata ile yerleştirilen 30.0 dioptrilik lens 1.5 dioptri hataya yol açmaktadır(51). 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(49,54). Göz içi lensinin kalınlığı, konveksite şekli, optik-haptik açısı ön kamara derinliğini değiştirmektedir(22).

2.3.4. KİŞİSEL A SABİTİ

Teorik formüller ile ortaya çıkan postoperatif refraksiyon hatalarını azaltmak amacıyla regresyon formülleri önerilmiştir. Özellikle komplike hesap gerekmemesi ve oldukça 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 yada 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(23).

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

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;(52)

$$(\text{ELPo} \times 0.9704) + 65.600 - 3.595$$

A Sabiti:-----

0.5663

ELPo: Etkin lens pozisyonu

Hoffer tarafından geliştirilen kişisel A sabiti formülü ise;

$$8.55 \times SE - 2.5L - 0.9 \times K - 1$$

Kişisel A sabiti = -----

$$0.0875 \times SE - I$$

SE: Ameliyat sonrası refraksiyonun sferik eşdeğer olarak değeri

L: Aksiyel uzunluk

K: Ortalama keratometri değeri

I: İmplant edilmiş olan göz içi lens dioptrisi

Kullanıcı Faktörü Holladay tarafından kendine ait Holladay 1 göz içi lens gücü hesaplama formülünde bu sabiti “surgeon factor” olarak kullanmıştır(52). Holladay yaptığı geniş serili bir çalışma sonunda bu faktörü 1.51 olarak saptamıştır. Kullanıcı faktörü her bir lens için ayrı ayrı hesaplanmalıdır. Kullanıcı faktörü aşağıdaki şekilde formüle edilmiştir;(55)

$$SF = (ELPo \times 0.9704) - 3.595$$

SF: Kullanıcı faktörü

ELPo: Etkin lens pozisyonu

2.4. HATA KAYNAKLARI

Göz içi lens gücü hesaplamalarında ameliyat sonrası refraktif hataların büyük bir bölümü göz içi lens implantasyonu öncesi yapılan ölçüm hatalarıdır. İstenen operasyon sonrası refraksiyona ulaşmak her zaman mümkün değildir. Göz içi lens gücünün belirlenmesinde karşılaşılan hatalar aksiyel uzunluk ölçüm hataları, keratometrik ölçüm hataları, postoperatif ön kamara derinliğinin yanlış tahmin

edilmesi, lens yapım hataları, kullanılan formül ve diğer bazı faktörler olarak sıralanabilir(23,49,56). Bu hata nedenleri arasında en sık görülenlerine daha detaylı olarak değinilecektir.

2.4.1. Aksiyel Uzunluk Ölçüm Hataları:

Aksiyel uzunluk ölçümü göz içi lens gücü hesaplamasında önemli bir basamağı oluşturmaktadır. Günümüzde teknolojik gelişmeler ile olası hatalar en asgari düzeye indirilmektedir. Ölçüm ne kadar tekrarlanırsa ve ne kadar özenle yapılırsa hata o kadar az olacaktır(30). Aksiyel uzunluk ölçümü ne kadar dikkatli yapılırsa yapılırsa yaklaşık 0.1 mm'lik hata kaçınılmazdır(52,53). Nonkontakt ölçüm tekniğine göre kontakt ölçümde aksiyel uzunluk 0.24 mm kısa çıkmaktadır. Bu da 0.6 mm diyoptrilik refraksiyon hatasına yol açmaktadır(57). Ölçümdeki hataların bir diğer nedeni ölçüm yapılan cihazın kalibrasyonundaki hatalardan kaynaklanmaktadır. Cihazın periyodik kalibrasyonunun düzenli olarak yapılması hataları azaltacaktır(58).

İmmersiyon tekniğinde aksiyel uzunluk, kontakt tekniğinden daha uzun olarak ölçülebilir. Bu hata teorik formüllerde büyük bir sapma olarak ortaya çıkabilir. Buna karşılık regresyon formüllerinde bu olasılık göz önünde bulundurulduğundan daha doğru sonuçlar elde edilir(59). İki göz arasında gözlerden herhangi birinde bir patolojik farklılık olmadığı müddetçe aksiyel uzunluk farklılığı 0.3 mm'nin altındadır(60). Eğer iki gözde yapılan ölçümlerde bu sınırın üstünde farklılık ortaya çıkmış ise ölçümlerin tekrarlanması gerekmektedir. Parsiyel koherens interferometre lazer ışığı kullanarak aksiyel uzunluk ölçümünde kullanılan yeni bir uygulamadır.

Kontakt bir teknik olmaması nedeniyle ultrasonik ölçümlerden daha iyi sonuçlar vermektedir(61).

Kornea tepesi ile vitreoretinal ara yüzey arasındaki mesafe ölçülürken ultrasonik hız kornea, aköz, lens ve vitreusta aynı değildir. Farklı gözlerdeki farklı hız nedeniyle hatalar oluşacaktır. Buna en güzel örnek farklı evrelerdeki katarakt nedeniyle hızın farklılık göstermesidir(28,29,30).

Stafilom, retina dekomanı, intraoküler kitleler ve vitreusta membran oluşumu postoperatif ölçüm hatalarına yol açabilir. Bu tür durumlarda A-scan ölçümlerin B-scan ölçümlerle desteklenmesi hataları azaltacaktır. B-scan ultrasonografide gözün optimal aksiyel kesiti elde edilir ve dondurulmuş ekran üzerinde kornea tepesi ile optik sinirin 15 derece temporalı bir vektör yardımıyla ölçülür. Bu şekilde biyometriden daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı kabul görmüştür(62,63).

Aksiyel uzunluk ölçümünde 1 mm'lik hata operasyon sonrası 2.5 dioptrilik sapmaya sebep olmaktadır(28,29,63). Hata kaynaklarının %54-68'inin aksiyel uzunluk ölçüm hatalarından kaynaklandığı bildirilmektedir(49,54). Çeşitli çalışmalarda farklı sonuçlar verilmekle birlikte Binkhorst ve Olsen'in yaptığı çalışmada aksiyel uzunluk ölçümlerinde -0.37 ± 0.83 dioptri hata bulunmuştur. Aynı çalışmada afaklarda aksiyel uzunluğun gerçek değerinden 0.41 ± 0.25 mm sapma gösterdiği gösterilmiştir. Afaklarda lens kılavuzluğundan yararlanılmadığı ve dolayısıyla lensin ön ve arka yüzü ekojeniteleri alınmadığı için hata payı daha yüksek çıkmaktadır(64,65).

2.4.2. Kornea Kırıcılığı Hesaplama Hataları:

Ölçüm hatalarının yaklaşık %25'i korneal kırıcılık hesaplamalarından kaynaklanmaktadır(49,54). Kornea kırıcılığının ölçülmesinde hatanın en önemli nedeni ölçüm hatasıdır. Bunun en önemli nedenleri ise kalibrasyon hatası ve kornea kırıcılığının düzgün ölçülememesidir(41,42). Kalibrasyondaki hataya bağlı olarak 0.2 mm'lik bir fark 1 dioptrilik sapmaya neden olur. Keratometrelerle kornea ön yüzeyinin eğrilik yarıçapı ölçülür. Korneanın gerçek refraktif indeksi 1.376'dır. Bu değer kullanılabilmesi için kornea iç ve dış yüzey eğrilik yarıçaplarının bilinmesi gerekmektedir. Konvansiyonel yöntemlerle sadece dış yüzey eğrilik yarıçapı ölçülebildiğinden korneanın net kırıcılığı doğru hesaplanamamaktadır.

Kornea kırıcılığı konusunda diğer bir sorun ameliyat sonrası keratometrik değişikliklerdir(13,44).

2.4.3. Göz İçi Lens Kalınlığı:

Göz içi lensin kalınlığı lensin kapsüler bag içine yerleşimini değiştirdiği için postoperatif refraksiyonu etkilemektedir. Kalın bir göz içi lensinde efektif lens pozisyonu ve korneaya olan uzaklık ince bir lense göre farklı olmaktadır(52).

2.4.4. Göz İçi Lensi Haptik-Optik İlişkisi:

Göz içi lensin haptik uzunluğu, optik ve haptik arasındaki açılma lensin yerleşimini etkilemektedir. Lensin özellikleri üretim aşamasında belirlenmiş olmasına rağmen göz içine yerleşiminden sonra bu değerlerdeki değişiklikler tam olarak kestirilememekte ve kapsüler kontraksiyon, vitreus baskısı lens üzerinde değişiklikler meydana getirmektedir(66).

2.4.5.Göz İçi Lens Şekli:

Göz içi lensler bikonveks, planokonveks ve konveksplano olabilmektedir(52).

Lensin şekli başlangıç planını belirlemektedir. Bu nedenle lensin şekli refraksiyonda etkili olmaktadır(67).

$$C_1 + C_2$$

Şekil faktörü=-----

$$C_1 - C_2$$

C₁:Ön yüzey kurvatürü

C₂: Arka yüzey kurvatürü

Hataları engelleyebilmek için ölçümlerin olabildiğince aynı kişi tarafından yapılması, keratometri cihazlarının kalibrasyonlarının yapılması, biyometrik ölçümler sırasında dikkatli olunması, ultrasonografi cihazının kalibrasyonun düzenli olarak yapılması, kontakt teknik uygulanıyorsa bası yapılmaması, aksiyel uzunluk ölçümünde en uzun değerlerin alınması, ölçümlerin tekrar tekrar yapılması, ölçüm sırasında probun göz aksı ile çakışmasının sağlanması, ön ve arka lens kapsülüne karşılık gelen ekoların aynı büyüklükte olması, mümkünse tek tip göz içi lens kullanılması, her bir lens tipi için ve cerrah için kişiselleştirilmiş A sabiti değerlerinin ve tahmini ön kamara derinliği değerlerinin kullanılması gerekmektedir.

Bu ana unsurlar dışında kişisel A sabitinin kullanılmaması, ultrasonik hızın değişik ortamlarda aynı olmaması, dolayısıyla farklı evrelerdeki kataraktlı lenslerde farklı hızın oluşması veya lens kalınlığının tüm bireylerde aynı olmaması , göz içine implante edilecek lensin bikonveks veya planokonveks oluşu ile göz içindeki pozisyonunun aynı olmaması, laboratuvar dioptrik ölçüm hataları gibi hata kaynakları mevcuttur.

2.5.BİYOMETRİ FORMÜLLERİ

2.5.1.Regresyon Formülleri:

Regresyon formülleri ameliyat sonrası refraktif sonuçtan yola çıkarak, retrospektif yolla ameliyat öncesi kornea kırma gücü, aksiyel uzunluk gibi değişkenler arasında istatistiksel bağlantılar kurulmasına dayanır. Böylece göz içi lens gücü hesaplanır. Regresyon formüllerinin geliştirilmesinde normal anatomik göz yapısı dikkate alınır. Teorik formüllerdeki varsayımlar regresyon formüllerinde kullanılmaz(12,16,44). Göz içi lens gücü için aşağıdaki denklem geliştirilmiştir;

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

P: Göz içi lens gücü

L: Aksiyel uzunluk

K: Kornea kırıcılığı

A,B,C: Sabit değerler

Regresyon formüllerinin en bilineni 1980 yılında tanımlanan SRK'dır(17,18,19,20).

SRK 1 formülü;

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

P: Göz içi lens gücü

AL: Aksiyel uzunluk

A: A sabiti

Fc: Kornea gücüdür.

Fc değeri $Fc=337.5/ r$ formülü ile hesaplanabilir. r değeri ortalama kornea radiusudur. SRK 1 formülü karışık olmaması ve her bir lens için ayrı A sabiti kullanması nedeniyle yaygın olarak kullanılan bir formül olmuştur.

Diğer bazı regresyon formülleri ise SRK, Gills, Axt, ASC ve TM'dir(68). 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. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla 2. jenerasyon formüller geliştirilmiştir(14,15,18,31,44).

2. jenerasyon regresyon formülleri SRK II, Donziz-Kastl, Gills, Thompson Maumenee ve Baker formüleridir. Bu formüller arasında en yaygın olarak kullanılanı SRK II'dir(21). SRK II'de A sabiti aksiyel uzunluğa göre modifiye edilmiştir. Aksiyel uzunluk 20 mm'nin altında olduğunda emetropiyi hedefleyen göz içi lens gücüne 3 D, aksiyel uzunluk 20-21 mm arasında olduğunda 2 D eklenir ve aksiyel uzunluk 22-24.5 mm arasında ise ekleme yapılmaz. Aksiyel uzunluğun 24.5 D'nin üzerinde olması durumunda ise göz içi lens gücü 0.5 D daha küçük alınır(21). Bu eklenen ya da çıkarılan değerler formülde C sabiti olarak alınmıştır. SRK II aşağıdaki şekilde formüle edilmiştir;

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

P:Göz içi lens gücü

A: A sabiti

L: Aksiyel uzunluk

K: Kornea kırıcılığı

C: Sabit değer

SRK-I ve diğer formüller aksiyel uzunluk normal sınırlarda iken (22-24.5 mm) güvenilir sonuçlar vermelerine rağmen bu sınırların dışındaki uzun (24.5

mm'den büyük aksiyel uzunluk) ve kısa (22.0 mm'den küçük aksiyel uzunluk) gözlerde diğer formüllere göre SRK II daha doğru sonuçlar vermektedir ve diğer formüllerin güvenilirliği daha düşüktür.

2.5.2. Teorik Formüller:

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 hesaplamalarda kullanılır. Teorik formüllerde hesaplamalar temel olarak lensin oluşturduğu verjans etkisinden korneanın oluşturduğu verjans etkisinin çıkarılması esasına dayanır(27). Gözün optik sistemini tanımlayan ve hala kullanılmakta olan Gauss optiğini ilk olarak göz içi lens gücü hesaplamasında kullanan Fyodorov'dur(69). Fyodorov formülü;

$$\begin{aligned}
 \text{GİL gücü} = & \frac{1336}{\text{AUo-ELPo} - \frac{1336}{\frac{1000}{\text{ELPo} + K_0} - V}} - \text{DpostRx}
 \end{aligned}$$

AUo: Aksiyel uzunluk

ELPo: Efektif lens pozisyonu

Ko: Optik net kornea gücü

V: Tasarlanmış refraksiyon için verteks mesafesi

DpostRx: Ameliyat sonrası için tasarlanan refraksiyon

Teorik formüller C. D. Binkhorst, Colebrander, RD Binkhorst, Hoffer, Fyodorov- Galin- Linksz, Thijsen ve Van der Heijde formüllerinden oluşur(12,13,14,15,16).

1. R. D. Binkhorst formülü

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

P: Göz içi lens gücü

C: Ameliyat sonrası tahmini ön kamara derinliği

R: Kornea rđadiusu

L: Aksiyel uzunluk

2.Colebrande formülü

$$D = \frac{N}{AU - V - 0.00005} - \frac{N}{F_c - V - 0.00005}$$

D: Göz içi lens gücü

N: Vitreus kırıcılık indeksi

AU: Aksiyel uzunluk

V: Vitreus uzunluğu

F_c: Kornea kırıcılığı

3.Hoffer formülü

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

P: Göz içi lens gücü

L: Lens kalınlığı

V: Vitreus uzunluğu

CA_r: Kornea apeks mesafesi

K: Kornea gücünün sferik eşdeğeri

3.Fyodorov- Galin- Linksz formülü

$$P = \frac{n-a \times D_c}{K}$$
$$(a-K) \times (1 - \frac{a}{K} \times D_c)$$

P: Göz içi lens gücü

n: Vitreus kırılma indeksi

a: Aksiyel uzunluk

D_c: Korneanın kırıcılık gücü

K: Kornea kalınlığı + ön kamara derinliği

5.Thijssen formülü

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

P: Göz içi lens gücü

n_v : Vitreus kırılma indeksi

n_a : Aköz kırılma indeksi

n_l : Lensin kırıcılık indeksi

d_2 : Kornea kalınlığı + ön kamara derinliği

d_3 : Lens kalınlığı

P_c : Kornea gücü

6. Van der Heijde formülü

$$F_1 = \frac{n}{B - d_1 - d_2 - d_3} \left(1 - \frac{1}{n_2} \right) \left(\frac{1}{F_c} - \frac{1}{n} \right)$$

n: Vitreus kırılma indeksi

B: Aksiyel uzunluk

d_1 : Kornea kalınlığı

d_2 : Ön kamara derinliği

d_3 : Implante edilen göz içi lensi kalınlığı

n_2 : Göz içi lensinin kırılma indeksi

F_c : Kornea kırıcılığı

7. C. D. Binkhorst formülü

$$f_E = \frac{f_C \times f_L}{f_L + f_{C1} - d}$$

f_E : Gözün ön odak uzaklığı

f_C : Korneanın ön odak uzaklığı

f_{C1} : Korneanın arka odak uzaklığı

d : Göz içilensinin birinci ekivalan planı ile korneanın ikinci ekivalan planı arasındaki uzaklık

f_L : Göz içi lensinin odak uzaklığı

Formülde göz içi lens gücü f/f_L değeri olarak hesaplanmaktadır.

2. jenerasyon teorik formüller Binkhorst, Hoffer ve Shammas formülleridir.

1. Binkhorst formülü

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

D : Göz içi lens gücü

R : Implantın arka eğrilik yarıçapı

L : Aksiyel uzunluk

0.25: Retina kalınlık faktörü

0.0517: Kullanılan implant için kalınlık faktörü

ACD: Ön kamara derinliği(15)

2.Hoffer formülü

$$P = \frac{1336}{L - ACD - 0.05} - \frac{1336}{ACD + 0.05} - \frac{K}{1000}$$

P: Göz içi lens gücü

L: Aksiyel uzunluk

ACD: Ön kamara derinliği

K: Keratometri değeri(14,15)

3.Shammas formülü

$$P = \frac{1336}{L - 0.1(L - 23) - ACD - 0.05} - \frac{1}{1.0125} - \frac{K}{1336}$$

P: Göz içi lens gücü

L: Aksiyel uzunluk

ACD: Ön kamara derinliği

K: Keratometri değeri (14)

Bu formüllerde teorik formüllerde problem olan operasyon sonrası ön kamara derinliğinin hesaplanmasına çözüm aranmıştır. Hoffer aksiyel uzunlukla ön kamara derinliği arasında bağlantı kurarak bunu şu şekilde formüle etmiştir;

$$\text{ÖKD}=0.292 \times \text{AL}-293$$

Binkhorst'un tahmini ön kamara derinliği formülü ise $\text{OKD}_T = \text{AL}/23.45 \times \text{OKD}$ 'dir. (54,70)

Holladay, SRK/T ve Hoffer Q formülleri 3. jenerasyon teorik formüllerdir(15). 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(22). Hoffer, formülünde aksiyel uzunluk ve K değerlerini modifiye ederek Hoffer Q formülünü ortaya koydu(22). SRK/T formülünde ise surgeon factor yerine A sabiti kullanılmaktadır.



3.AMAÇ

Biz çalışmamızda göz içi lens gücü hesaplamasında kullanılan SRK II, SRK/T, Binkhorst II ve Holladay 1 formüllerini kullanarak operasyon sonrası refraksiyon ile formüllere göre beklenen refraksiyonu karşılaştırdık. Ayrıca her bir formül için göz aksiyel uzunluğunu dikkate alarak sonuç refraksiyonda aksiyel uzunluk değişikliklerinin önemini saptamayı amaçladık.



4.MATERYAL VE METOD

Dicle üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Göz Hastalıkları Kliniği'nde Eylül 2003-Mayıs 2004 tarihleri arasında fakoemülsifikasyon cerrahisi ve klasik ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu ile birlikte göz içi lens uygulaması planlanan 137 hastanın 137 gözü çalışmaya alındı. Hastaların operasyon öncesi yaşı, cinsiyeti, keratometrik değerleri, gözün aksiyel uzunluğu(AL), ön kamara derinliği(ACD), kristalin lens kalınlığı(LT) kaydedildi. Kombine uygulama yapılan olgular, arka kapsül perforasyonu gelişen olgular, kapsüler bag dışı lens yerleşimi olan olgular çalışma dışı tutuldu. Olguların tümünde senil katarakt mevcut idi. Katarakt cerrahisi planlanan hastalara cerrahi öncesinde rutin olarak ön segment biyomikroskopik muayenesi, keratometri ölçümü, göz içi basıncı ölçümü ve fundus muayenesi uygulandı.

Korneal kurvatur iki ana meridyende manuel olarak ölçüldü. Preoperatif olarak kornea ön yüzeyinin kurvatürünün iki ana radiusunun ortalaması alındı.

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 rahat oturur pozisyonda iken kornea anesteziyi takiben yapıldı. Ölçümler kliniğimiz doktorları tarafından birden fazla kişi tarafından yapıldı. Aksiyel uzunluk ölçümü sırasında hastanın fiksasyonu için probun ortasındaki yeşil ışık referans olarak kullanıldı. 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. İki göz arasında 1 mm'den büyük aksiyel uzunluk farkı durumunda ölçümler

tekrarlandı. Intraoküler lens gücü SRK II, SRK-T, Binkhorst II ve Holladay I formüllerine göre hesaplandı. Implante edilecek göz içi lens gücü SRK II formülüne göre belirlendi. Göz içi lens gücü emetropi esas alınarak hesaplandı. Diğer gözünde katarakt olmayan ya da göz içi lens yerleştirilmiş olgularda refraksiyon kusuru bulunması durumunda postoperatif anizeokoniden kaçınmak için diğer gözün refraksiyonu dikkate alındı. Bu tür durumlarda göz içi lens implante edilecek göz için operasyon sonrası hedef refraksiyon emetropi yerine diğer gözün refraktif değeri olarak alındı ve her bir formülle hesaplama yapılırken bu hedef refraksiyon değeri kullanıldı. Dolayısı ile her bir formül için beklenen refraktif hata ve mutlak refraktif hata ona göre hesaplandı.

Olgulara lokal anestezi altında limbal ve korneal kesili klasik ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu ya da fakoemülsifikasyon cerrahisini takiben göz içi lens uygulaması operasyonu uygulandı. Hastalara operasyon birden fazla cerrah tarafından uygulandı. Implante edilen intraoküler lensler 13.5-6.5 mm çaplı, A sabiti 118.2 olan Indo-American marka PMMA; 12.5-5.5 mm çaplı, A sabiti 118.9 olan Surgieye marka PMMA ve 12.0-6.0 mm çaplı, A sabiti 118.4 olan AMO Sensor akrilik lenslerdi.

Olgular operasyondan sonra 1. gün, 1. hafta, 1. ay ve 3. ayda kontrollere çağrıldı. Kontrollerde görme keskinliği, göz içi basıncı, ön segment biyomikroskopik muayenesi ve fundus muayeneleri kaydedildi. Ortalama 3 ay olan son kontrollerinde otorefraktometre ile refraksiyonları değerlendirildi. Olgular astigmatizması keratometrik olarak 2 dioptrinin altına inene kadar takip edildi.

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 değer yarısı (sferik eşdeğer) eklenerek hesaplandı. Her bir formülle hesaplamadan sonra beklenen refraktif hatadan operasyondan sonraki gerçek hata çıkarılarak mutlak refraktif hata hesaplandı.

İstatistiksel değerlendirmeler Oneway Anova varyans analizi ile yapıldı.



5.BULGULAR:

Çalışmaya 137 hastanın 137 gözü dahil edildi. Olguların ortalama yaşı $58,87 \pm 15,08$ 'di . Olguların 85'i(%62) erkek, 52'si(%38) kadındı. Grup1'de 17 göz, Grup 2'de 105 göz ve Grup 3'te 15 göz mevcuttu. Grup 1'de aksiyel uzunluk ortalama $21,69 \pm 0,20$ mm, Grup 2'de $23,08 \pm 0,50$ mm, Grup 3'te $24,50 \pm 0,44$ mm ve olguların tamamında ortalama aksiyel uzunluk $23,06 \pm 0,83$ mm olarak ölçüldü. Grup 1'de ortalama kornea kırıcılığı(K) 45.34 D, Grup 2'de 44,05 D, Grup 3'te 42.58 D ve olguların tamamında ortalama kornea kırıcılığı 44,05 D olarak ölçüldü.

Grup 1'de beklenen ortalama refraktif hata SRK/T formülüne göre $0,11 \pm 0,93$ dioptri, SRK II formülüne göre $0,21 \pm 0,10$ dioptri, Binkhorst II formülüne göre $0,23 \pm 0,19$ dioptri, Holladay 1 formülüne göre $0,23 \pm 0,10$ dioptri olarak hesaplandı. Grup 2'de beklenen ortalama refraktif hata SRK/T formülüne göre $-0,29 \pm 0,65$ dioptri, SRK II formülüne göre $-0,48 \pm 0,43$ dioptri, Binkhorst II formülüne göre $-0,31 \pm 0,27$ dioptri, Holladay 1 formülüne göre $-0,50 \pm 0,44$ dioptri olarak hesaplandı. Grup 3'te beklenen ortalama refraktif hata SRK/T formülüne göre $-0,64 \pm 0,47$ dioptri, SRK II formülüne göre $-0,72 \pm 0,60$ dioptri, Binkhorst II formülüne göre $-0,78 \pm 1,08$ dioptri, Holladay 1 formülüne göre $-0,62 \pm 0,59$ dioptri olarak hesaplandı. Beklenen refraktif hata açısından SRK/T formülüne göre 3 grup arasında anlamlı farklılık mevcuttu.($p=0,009$). Beklenen refraktif hata açısından SRK II formülüne göre 3 grup arasında anlamlı farklılık mevcuttu.($p=0,001$). Beklenen hata açısından Binkhorst formülüne göre 3 grup arasında anlamlı farklılık mevcuttu.($p=0,012$) Beklenen refraktif hata açısından Holladay 1 formülüne göre 3 grup arasında anlamlı farklılık mevcut değildi($p=0,517$).

	SRK/ T	SRK II	Binkhorst II	Holladay 1
Grup 1	0.11±0.93	0.21±0.1	0.23±0.19	0.23±0.10
Grup 2	-0.29±0.15	-0.48±0.43	-0.31±0.27	-0.50±0.44
Grup 3	-0.64±0.47	-0.72±0.60	-0.72±1.08	-0.62±0.59

Tablo 2: Formüller ve gruplara göre beklenen refraktif hata değerleri

Ortalama sferik eşdeğer olarak ameliyat sonrası refraksiyon (Gerçek refraktif hata) Grup 1’de -1.08 ± 0.98 dioptri, Grup 2’de $-0,72 \pm 1.16$ dioptri, Grup 3’te -1.12 ± 1.06 ve olguların tamamı için ortalama -0.70 ± 1.19 dioptri olarak saptandı. Gerçek refraktif hata açısından 3 grup arasında anlamlı fark saptanmadı ($p=0.07$).

Beklenen refratif hata değerinden gerçek refraktif hata çıkarılarak hipermetropi veya miyopi yönünde olmasına bakılmaksızın mutlak refraktif hata değeri elde edildi. Mutlak refraktif hata SRK/T formülü için Grup 1’de ortalama 1.14 ± 0.68 , Grup 2’de 0.86 ± 0.80 , Grup 3’te 1.17 ± 1.11 ve tüm olgularda 0.93 ± 0.83 olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0.229$). SRK II için mutlak refraktif hata ortalama olarak Grup 1 için 1.12 ± 0.67 , Grup 2 için 0.81 ± 0.79 , Grup 3 için 1.11 ± 1.08 ve tüm olgularda ortalama 0.88 ± 0.83 olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0.20$). Binkhorst II formülü için mutlak refraktif hata ortalama olarak Grup 1 için 1.27 ± 0.74 , Grup 2 için 0.94 ± 0.93 , Grup 3 için 1.42 ± 1.05 ve tüm olgularda ortalama 1.04 ± 0.93 olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0.10$). Holladay 1 formülü için ortalama mutlak refraktif hata

Grup 1 için 1.18 ± 0.70 , Grup 2 için 0.90 ± 0.85 , Grup 3 için 1.31 ± 1.0 ve tüm olgularda ortalama 0.98 ± 0.86 olup gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmadı.

	SRK/T	SRK II	Binkhorst II	Holladay 1
Grup 1	1.14 ± 0.68	1.12 ± 0.67	1.27 ± 0.74	1.18 ± 0.70
Grup 2	0.86 ± 0.80	0.81 ± 0.79	0.94 ± 0.93	0.90 ± 0.85
Grup 3	1.17 ± 1.11	1.11 ± 1.08	1.42 ± 1.05	1.31 ± 1.0
Tüm olgular	0.93 ± 0.83	0.88 ± 0.83	1.04 ± 0.93	0.98 ± 0.86

Tablo 3: Gruplar ve tüm olgularda formüllere göre mutlak refraktif hata değerleri

Grup 1 için SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay 1 formülleri karşılaştırıldığında ortalama mutlak refraktif hata değerleri sırasıyla 1.14 ± 0.68 , 1.12 ± 0.67 , 1.27 ± 0.74 , 1.18 ± 0.70 ve tüm formüller için ortalama 1.18 ± 0.69 olup dört formül arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0.93$). Grup 2 için yukarıdaki sıralama ile ortalama mutlak refraktif hata değerleri 0.86 ± 0.80 , 0.81 ± 0.79 , 0.94 ± 0.93 , 0.92 ± 0.85 ve dört formül ortalaması 0.88 ± 0.84 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0.71$). Grup 3 için dört formülün ortalama mutlak refraktif hata değerleri aynı sıra ile 1.17 ± 1.11 , 1.11 ± 1.08 , 1.42 ± 1.05 , 1.31 ± 1.0 ve dört formül ortalamasında 1.25 ± 1.06 olup formüller arasında mutlak refraktif hata açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı.

Olguların tamamına bakıldığında 0.5 dioptriden küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay 1 formüllerine göre sırası ile %33, %39, %31, %30 idi. 1 D'den küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri aynı sıra ile %69, %69, %60, %64 bulundu. 2 D'den küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri ise formüllere göre yukarıda belirttiğimiz sıra ile %91, %88, %87, %90 olarak bulundu.

Mutlak Refr. Hata	SRK/T	SRK II	Binkhorst II	Holladay 1
<0.5 D	%33	%39	%31	%30
<1.0 D	%69	%69	%60	%64
<2.0 D	%91	%88	%87	%90
>2.0 D	%9	%12	%13	%10

Tablo 4: Formüllere göre mutlak refraktif hata yüzdeleri

6.TARTIŞMA

Monofokal lens implantasyonu ile birlikte katarakt ekstraksiyonu uygulanan hastalar genellikle iyi düzeltilmiş uzak görme keskinliği isterler ve okuma gözlüğü ihtiyacını kabul ederler. Cerrahinin başarısı görme keskinliği bakımından normallik veya cerrahi sonrası yaşam kalitesinde artıştır. Tüm gözlerde %77-90 arasında, aynı zamanda oküler başka bir patolojinin olmadığı durumlarda %92-95 arasında nihai refraksiyonda 6/12 veya daha iyi görme keskinliğine ulaşılmaktadır(71,72).

Intraoküler lens gücünü belirlemede ilk formüller klinik sonuçların regresyon analizi ile oluşturulmuştur. Bununla birlikte bu formüller aşırı miyop ve hipermetroplarda iyi sonuçlar vermemektedir. SRK/T formülü yüksek miyoplarda doğruluğu arttırmak ve Hoffer Q formülü aşırı hipermetroplarda kullanılmak için geliştirilmiştir(23,73). Bu ilerlemelere rağmen biyometride hata kaçınılmazdır. İdeal koşullar altında bile katarakt cerrahisi sonrası 1.0 dioptriden daha büyük biyometrik hata %15-20 arasındadır. %3 - %11 oranında emetropiden 2 dioptri daha fazla sapma vardır(20,21,22,23,49,74).

Günümüze kadar birçok formül geliştirilmiş olmasına rağmen göz içi lens gücünü belirlemede teorik ve ampirik formüllerin birbirlerine olan üstünlükleri halen tartışmalıdır. Yeni jenerasyon formüllerin ortaya çıkmasından sonra normal boyutlardaki gözler için fazla bir problem görülmesi de ortalamanın çok altında ve üstündeki aksiyel uzunluk ve keratometri değerlerinde beklenmeyen sonuçlar ortaya çıkabilmektedir(17,18,56,75). Göz içi lens gücü hesaplamasının doğruluğu biyometrik ölçümlerin doğruluğu kadar kullanılan formüle de bağlıdır. Göz içi lens gücü kornea kurvatur radiusu ve gözün aksiyel uzunluğu ile belirlenmekle birlikte başka biyometrik parametreleri de içerebilir. Göz içi lens dizaynı ve görme aksında

lensin pozisyonu hesaplamada ön kamara derinliği ve A sabitini kapsayacak şekilde hesaba katılmalıdır(76).

Aksiyel uzunlukta her 0.1 mm'lik hata sonuç gözlük düzeltmesinde yaklaşık 0.3 dioptri hataya neden olmaktadır, aksiyel uzunluk belirlenmesinde doğruluğu arttıracak herhangi bir uygulama muhtemelen göz içi lens gücü tahmininin doğruluğunu arttıracaktır. Ultrason ile ölçülen aralık bir optik duyumda aksiyel uzunluk olmayabilir; ultrasonda retinal spike'a karşılık geldiğine inanılan retinanın sensöriyel tabakası ve vitreoretinal ara yüzey arasındaki aralığı içermez. Ölçüm sistemini kapsayan diğer hatalar ultrason ile ölçülen aralığın değişkenliğine eklenebilir. Bunlar sinyal bulma ve kalibrasyon hataları, mümkün olan korneal bası ve özellikle afakik gözlerde rehber olarak kullanılabilen lens ekosu yokluğundan dolayı sıralama problemleri olabilir. Afakik gözlerde toplam refraktif güç tamamıyla korneadadır ve afakik gözler subjektif refraksiyon, verteks mesafesi ve korneal kurvatürden aksiyel uzunluk hesaplaması için yegane fırsattır. Hesaplanmış aksiyel uzunluğun biyometrik ölçümden daha doğru olduğu gösterilmiştir(76)

Eleftheriadis çalışmasında İOL master ile yaptıkları aksiyel uzunluk ölçümünün aplanasyon ultrasonografiden daha doğru sonuçlar verdiğini bulmuştur.(77)

Holladay ve ark. yaptıkları çalışmada teorik ve ampirik formüller ile göz içi lens gücü hesaplamasında 1.0 dioptri ve üzerinde fark olan olguların %92'sinde preoperatif ölçüm hatalarının olduğunu bulmuşlardır(49).

Çalışmamızda biyometrik ölçümler sırasında kontakt ölçüm tekniğini kullandık. Ölçümler mümkün olduğunca korneaya bası uygulanmamasına özen

gösterilerek yapıldı. Aksiyel uzunluk değeri alınırken bulunan en yüksek değerler kaydedildi. Buna rağmen tekniğin kendisinden kaynaklı olarak korneaya uygulanan bası nedeniyle kaçınılmaz olarak aksiyel uzunluk değerleri gerçek aksiyel uzunluk değerlerinden daha kısa olarak alınabilmektedir. Aksiyel uzunluğun olduğundan daha kısa ölçülmesi göz içi lens gücünde yüksek hesaplamaya dolayısı ile operasyon sonrası refraksiyonda miyopiye kaymaya neden olmaktadır. Bizim çalışmamızda tüm gruplarda operasyon sonrası refraksiyonun miyopi yönünde kayma göstermesi kontakt teknikle yaptığımız ölçümlerde aksiyel uzunluğun olduğundan daha kısa ölçülmüş olabileceğini akla getirmektedir.

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(78).

Köse ve ark. yaptıkları çalışmada SRK II, SRK-T ve Holladay formüllerini karşılaştırmışlar ve sonuç olarak gerek uzun, gerek normal, gerekse kısa gözlerde teorik formüller olan SRK-T ve Holladay formüllerinin regresyon formülü olan SRK I'e göre daha güvenilir sonuçlar verdiğini bulmuşlar ve tüm gözlerde sırasıyla SRK-T, Holladay ve SRK II formüllerinin güvenilir olarak seçilmesini önermişlerdir(79).

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 ve hesaplama için kompüterize

aletlere gereksinim göstermeyen SRK II formülünün ortalama aksiyel uzunluğa sahip gözlerde güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır(80)

Donoso ve ark. çalışmalarında fakoemülsifikasyon ve göz içi lens uygulaması yaptıkları 212 vakada emetropiyi hedefleyerek 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. 22 mm'den kısa gözler ve 22-28 mm arasındaki aksiyel uzunluğa sahip gözler arasında hata açısından Binkhorst ve Hoffer Q formüllerinde fark olmadığını bildirmişlerdir. SRK/T için 28 mm'den uzun gözler ve 22-28 mm arasındaki gözler arasında fark saptamamışlardır. Sonuç olarak 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(81).

Olsen ve ark. yaptıkları çalışmada yeni jenerasyon teorik GIL gücü hesaplama formüllerinin alışılmamış uzunlukta ve korneal güçteki gözlerde ampirik regresyon formüllerinden daha doğru sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Ortalama boyutlardaki gözlerde farklı formüller arasında doğrulukta anlamlı farklılık gözlememişlerdir. Genel olarak kabul edildiği gibi ortalama uzunlukta gözlerde doğruluk oranı en yüksek orijinal regresyon formüllerinde bulunmuştur. 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(65).

Retzlaff ve ark. 1677 vakada SRK/T, Holladay, SRK II, Hoffer ve Binkhorst formüllerini karşılaştırmışlardır. 0.5 dioptriden küçük hatalar için sırasıyla %50, %50, %48, %42 ve %47 yüzde oranlarını bulmuşlardır. Bu çalışmada Hoffer formülü anlamlı olarak kötü, fakat diğer formüller istatistiksel olarak benzerdir. 1.0 dioptriden küçük hatalar için sonuçlar %80, %80, %77, %78 ve %78'dir ki SRK anlamlı olarak SRK/T ve Holladay formülünden kötüdür; fakat diğer formüllerde anlamlı farklılık yoktur. 2.0 dioptriden küçük hatalar için SRK/T, SRK II ve Holladay belirgin olarak Hoffer ve Binkhorst formülünden daha iyidir(23).

Sanders ve ark. 990 seçilmemiş vakada birden çok cerrah ve yedi göz içi lens tipinde SRK/T, Holladay, SRK I, Hoffer ve Binkhorst II formüllerini karşılaştırmışlardır. Sonuçlar 0.5 dioptriden küçük sferik hata yüzdeleri sırasıyla %30, %30, %29, %28 ve %29'dur ve 1.0 dioptriden küçük hatalar %81, %81, %79, %77 ve %77'dir. SRK/T ve Holladay formülleri seçilmemiş vakalarda en iyi olarak bulunmuştur. Bununla birlikte Sanders ve ark. Ki kare ve Yates'in düzeltmesinde 0.5 dioptriden küçük hatalar için hiçbir formül arasında fark bulamamışlardır. Sadece 1.0 dioptriden küçük hatalar için anlamlı farklılığı SRK/T ve Holladay'ın Hoffer ve Binkhorst'dan anlamlı olarak daha iyi olmasında bulmuşlardır (%81-%77). SRK II, SRK/T veya Holladay formüllerinin anlamlı olarak farklı olmadığı saptanmıştır(21).

Sanders ve ark. aksiyel uzunluğu 22.0 mm'den daha kısa aksiyel uzunluktaki gözler için seçilmiş veride 0.5'den küçük , 1.0 dioptriden küçük , 2.0 dioptriden küçük hatalarda beş formülden herhangi biri arasında fark gösterememişlerdir.(Ki kare ve Yates'in düzeltmesine göre). Bu durum daha uzun gözler için farklıdır. Sanders ve ark. 27.0 mm'den büyük aksiyel uzunluklu tüm gözler için SRK/T, Holladay, SRK II, Hoffer ve Binkhorst formüllerinde 0.5 dioptriden küçük hataları sırasıyla

%45, %45, %25, %45, ve %40 bulmuşlardır ki formüller arasında fark yoktur. 1.0 dioptriden küçük hatalar için sonuçlar %85, %70, %40, %63, ve %70'dir ki SRK/T, Holladay ve Binkhorst formülleri arasında fark yoktur ancak bu formüllerin tümü anlamlı olarak SRK II'den daha iyidir. 2.0 dioptriden büyük hatalar için sonuçlar %2.5, %2.5,%2.0,%2.5 ve %2.5'tir ki SRK II anlamlı olarak kötüdür. Bu nedenle diğer formüller arasında küçük farklar var iken uzun gözler için SRK II daha kötü refraktif sonuçlar vermektedir(21).

Tsang ve ark.'nın 25.0 mm'den daha uzun miyopik gözlerde yaptıkları çalışmada SRK II, SRK/T, Holladay 1 ve Hoffer Q formülleri karşılaştırılmıştır. SRK/T, Holladay 1 ve Hoffer Q formüllerinin önemsiz miktarda hipermetropiye kayış gösterdiğini; SRK II'nin 28.0 mm'den uzun, eksi göz içi lens gücü ve ekstrakapsüler katarakt ekstraksiyonu yapılan subkategorilerde miyopiye kaymaya sebep olduğunu bulmuşlardır. Hoffer Q formülünün en iyi sonuç verdiği, Holladay ve SRK/T'nin karşılaştırılabilir olduğu ve SRK II'nin tüm subgruplarda en az doğru sonuçlar verdiği sonucuna ulaşmışlardır(82).

Çalışmamızda SRK/T, SRK II, Binkhorst II, Holladay 1 formüllerinde 0.5 D'den küçük sferik hata yüzdeleri sırası ile %33, %39, %31, %30'dur. Aynı formüller için 1.0 D'den küçük sferik hata yüzdeleri ise %69, %69, %60, %64'dür. Sonuçlarımız Sanders ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer olmakla birlikte 1.0 D'den küçük sferik hata sonuçlarımızın oranı daha düşüktür. Kısa gözlerde de dört formül arasında anlamlı bir farklılık saptamadık.

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. Bu kısa ve uzun gözlerde değişik çalışmalarda hesaplama formülleri arasında farklı sonuçlar ortaya konmaktadır. Özellikle uzun gözlerde SRK 1 formülüne göre diğer formüllerin üstünlüğü ortaya çıkmaktadır. Biz çalışmamızda SRK 1 formülünü kullanmadık. Normal aksiyel uzunluktaki gözlerde kullandığımız dört formül arasında mutlak refraktif hata açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamadık. Bu sonuçlar literatürdeki diğer çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Diğer çalışmalarda normal uzunlukta olmayan gözlerde formüller arasındaki farklılık bizim çalışmamızda saptanmadı. Bu, formüller arasında farklılığın olmaması normal aksiyel uzunluktaki gözlerin sayısına oranla kısa ve uzun gözlerin sayısının belirgin olarak daha az olmasından da kaynaklanmış olabilir.

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 için standart sapmayı 0.5 dioptri sırasıyla %57, %62, %65, ve %66 bulmuştur ve standart sapma 1.0 dioptri için sonuçları %88, %92, %93, ve %93 bulmuştur. Bu çalışmada ortalama preoperatif aksiyel uzunluk 23.56 (SD 1.24) mm'dir ve keratometri 43.83 (SD1.56)'dir. Hoffer 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(22).

Yapılan güncel bir çalışmada iki farklı lens tipinde Alcon IOL ile bu sonuçlar %58 ve %84 ; Chiron lens ile %70 ve %92'dir. Bu farklılığın tek açıklaması preoperatif ölçümlerin aynı ekipman kullanılarak tek teknisyen, tek cerrah ile sonuçlarda en az değişimin olmasıdır. Hoffer'ın serisi bu görüşü desteklemektedir. Bu bağlamda 26.39 mm'den daha büyük aksiyel uzunluk olmamasıyla birlikte temel

olarak SRK II ve SRK/T ile sonuçların tahmin edilebilirliğinde fark yoktur. Tahmin edilebilirlik ve cerrahlar arasında büyük fark vardır. Retzlaff ve ark. farklı cerrah için her biri farklı 5 formül ve beşi arasında 0.63-1.02 arasında sınırlanmış SRK/T standart hesaplama hatası kullanmıştır. Bu ortalama 0.86'dır ve SRK/T için aynı cerrahlar için benzer olarak ortalama 0.89 alınmıştır ve bu değer Holladay için 0.88'dir. Görülmektedir ki formüller arasındaki farklılıktan cerrahlar arası farklılık daha çoktur; bununla birlikte beş formülden hiçbiri tek cerrah ve iki lens tipini karşılaştırmaya müsaade etmemektedir. Benzer olarak Holladay ve ark. 12 cerrahın verilerini kullanmışlar ve kendi formülü için mutlak hata sınırlarının 0.48-0.81 olduğunu göstermişlerdir(83).

Yapılan çalışmalarda biyometrik ölçümlerin aynı kişi tarafından yapılmasının preoperatif olarak ölçüm hatalarını azalttığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda biyometrik ölçümler birden fazla kişi tarafından yapıldı. Biyometrik ölçümlerin tek kişi tarafından yapılmamış olması preoperatif ölçüm değerlerinin hatalı çıkmasına dolayısı ile de operasyon sonrası refraktif hataların yüksek bulunmasına neden olan etkenlerden biri olabilir.

Biyometrik formüller arasında göz içi lens gücünü tahmin etme ve operasyon sonrası refraktif hatayı en aza indirme konusunda farklılık olmamasına rağmen operasyon sonrası refraktif hatanın yüksek olması bize refraktif hataların formüllerden ziyade biyometrik ölçüm hatalarından kaynaklandığını düşündürmektedir. Literatürde yapılan çalışmalarda genel olarak formüller arasında istatistiksel bir farklılık olmamasına rağmen operasyon sonrası refraktif hataların görülüyor olması bu tezi desteklemektedir(84).

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 operasyon sonrası refraksiyon hatalarında formüller arasında fark olmadığını, ortaya çıkan hataların operasyon öncesi ölçüm hatalarından kaynaklandığı sonucuna ulaştık. Normalden kısa ve uzun gözlerde normal gözlerde olduğu gibi formüller arasında farklılık saptamadık, ancak bu farklılığın olup olmadığının daha geniş serili bir çalışma ile kesinlik kazanacağını düşünmekteyiz.

7. SONUÇ

Çalışmamızda katarakt ekstraksiyonu ve göz içi lens uygulaması yapılan 137 olguyu aksiyel uzunluklarına göre gruplandırarak SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay formüllerine göre operasyon sonrası refraktif hatalar açısından değerlendirdik.

Operasyon sonrası refraktif hata açısından kısa, normal ve uzun aksiyel uzunluktaki gözlerin her bir grubunda ve olguların tamamında formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptamadık. Olguların tamamında genel olarak operasyon sonrası refraksiyonda miyopiye kayma olduğunu ve operasyon sonrası refraksiyon hatalarımızın literatüre göre daha yüksek olduğunu tespit ettik.

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular ışığında formüller arasında hata açısından fark olmadığı, operasyon sonrası hataların daha ziyade preoperatif ölçümler sırasında fark edemediğimiz ve tekrarladığımız bir hatadan kaynaklandığı, bu tür hataların önlenmesi için ölçümlere hassasiyet gösterilmesi, kişisel A sabiti, kişisel ön kamara derinliği değerlerinin kullanılması gerektiği sonucuna ulaştık.

8.ÖZET

Amaç: SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay 1 formüllerinin katarakt ameliyatı sonrası refraksiyonu doğru tahmin edebilirliğinin değerlendirilmesi

Metod ve Materyal: Katarakt ekstraksiyonu ve göz içi lens uygulaması yapılan 137 hastanın 137 gözü çalışmaya alındı. Olgular aksiyel uzunluklarına göre <22 mm kısa(n=17), 22-24 mm arası normal(n=105) ve >24 mm uzun(n=15) gözler olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Olguların ameliyat öncesi keratometri, aksiyel uzunluk ölçümü yapılarak 4 formüle göre göz içi lens gücü hesaplamaları yapıldı. Olguların ameliyat sonrası 3. ayda refraksiyonları stabil hale geldikten sonra refraktif ölçümleri yapıldı. Operasyon sonrası refraksiyon hataları gerçek refraktif hata ve mutlak refraktif hata olarak hesaplandı.

Bulgular: Grup 1 için SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay 1 formülleri karşılaştırıldığında ortalama mutlak refraktif hata değerleri sırasıyla 1.14 ± 0.68 , 1.12 ± 0.67 , 1.27 ± 0.74 , 1.18 ± 0.70 ve tüm formüller için ortalama 1.18 ± 0.69 olup dört formül arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0.93$). Grup 2 için yukarıdaki sıralama ile ortalama mutlak refraktif hata değerleri 0.86 ± 0.80 , 0.81 ± 0.79 , 0.94 ± 0.93 , 0.92 ± 0.85 ve dört formül ortalaması 0.88 ± 0.84 olup formüller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0.71$). Grup 3 için dört formülün ortalama mutlak refraktif hata değerleri aynı sıra ile 1.17 ± 1.11 , 1.11 ± 1.08 , 1.42 ± 1.05 , 1.31 ± 1.0 ve dört formül ortalamasında 1.25 ± 1.06 olup formüller arasında mutlak refraktif hata açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı.

Olguların tamamına bakıldığında 0.5 dioptriden küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri SRK/T, SRK II, Binkhorst II ve Holladay 1 formüllerine göre sırası ile %33, %39, %31, %30 idi. 1.0 D'den küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri aynı sıra

ile %69, %69, %60, %64 bulundu. 2.0 D'den küçük mutlak refraktif hata yüzdeleri ise formüllere göre yukarıda belirttiğimiz sıra ile %91, %88, %87, %90 olarak bulundu.

Sonuç: SRK/T, SRK II, Binkhorst II, Holladay 1 göz içi lens gücü hesaplama formülleri arasında kısa, normal ve uzun aksiyel uzunluğa sahip gözlerde ve tüm gözlerde operasyon sonrası refraksiyonu doğru tahmin bakımından anlamlı farklılık olmadığı saptandı.



SUMMARY

Purpose: The evaluation of correctly estimating the formulas of SRK/T, SRK II, Binkhorst II and Holladay following refraction of cataract operation.

Material and Methods: The 137 eyes of 137 patients carefully studied which cataract extractions and intraocular lens was implanted. The cases were divided into 3 groups according their axial length as < 22 mm short(n=17), 22-24 mm normal(n=105) and >24mm long(n=15) eyes. Before operation the axial length and keratometry measurement was made and according to the 4 formulas intraocular lens calculation was made. After the operation in the 3rd month the refractions on cases became stable and refractive measures was made. The refraction error after the operation were calculated as real refractive error and absolute error.

Results: For group 1 when SRK/T, SRK II, Binkhorst II and Holladay formulas compared, the average absolute refractive error values are respectively 1.14 ± 0.68 , 1.12 ± 0.67 , 1.27 ± 0.74 , 1.18 ± 0.70 and for all formulas the average is 1.18 ± 0.69 , but between the 4 formulas statistically significant difference was not determined($p=0.93$). For group 2 significant difference was not determined between the order above and average absolute refractive error values 0.86 ± 0.80 , 0.81 ± 0.79 , 0.94 ± 0.93 , 0.92 ± 0.85 and the average of 4 formulas is 0.88 ± 0.84 and statistically significant difference was not determined($p=0.71$). For grup 3 the average absolute refractive error values of the 4 formulas are in the same order as 1.17 ± 1.11 , 1.11 ± 1.08 , 1.42 ± 1.05 , 1.31 ± 1.0 and the average of the 4 formulas is 1.25 ± 1.06 and between the formulas for absolute refractive error, statistically significant difference was not determined.

When we look at the complete cases, the percentages of absolute refractive error less than 0.5 dioptre according to the formulas of SRK/T, SRK II, Binkhorst II and Holladay were respectively 33%, 39%, 31%, 30%. The absolute refractive error percentages less than 1.0 dioptre were found respectively as 69%, 69%, 60%, 64%. The absolute refractive error percentages less than 2.0 dioptre according to the formulas as in the same order above were 91%, 88%, 87% and 90%.

Conclusion: Between the formulas of SRK/T, SRK II, Binkhorst II, Holladay which are used to calculate the intraocular lens strength, for short, normal and long axial eyes and for all eyes to estimate the refraction correctly after operation there is not significant difference.

9.KAYNAKLAR

- 1.Dorland's Illustrated Medical Dictionary (30th edn) WB Saunders: Philadelphia 2000; 276.
- 2.Taylor A. Nutritional and environmental influence on the eye. CRC Press, London 1999; 1-5.
- 3.American Academy of Ophthalmology. Basic and Clinical Science Course. Lens and Cataract 11. Section- Chapter VIII Hecht KA ed. 1999-2000 (77-80).
- 4.Ridley H. Intraocular acrylic lenses: A recent development in the surgery of cataract. Br J Ophthalmol 1952;36:113.
- 5.Mundt GH, Huges WE. Ultrasonics in ocular diagnosis. Am J Ophthalmol 1956;41:488-99.
- 6.Oksala A, Lehtinen A. Diagnostic value of ultrasonics in ophthalmology. Ophthalmologica 1957; 134:387-95.
- 7.Gernet H. Biometrie des Auges mit Ultraschall. Klin Monatsbl Augenheilkd 1965;146:863-74.
- 8.Ossoinig KC. Quantitative echography- the basis of tissue differentiation I. Clin Ultrasound 1974;2:33-46.

9. Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology: theoretic considerations and acoustic properties of ocular media: Part 1. Reflective properties. *Am J Ophthalmol* 1958;46:319-29.
10. Bronson NR, Turner FT. A simple B-scan ultrasonoscope. *Arch Ophthalmol* 1973;90:237-8.
11. Atmaca NS. *Diagnostik Ultrasonografi 2*. Baskı Tımasay Matbaası Ankara 1979; 201-217.
12. Thompson JT, Sanders DR. Intraocular lens power calculations. In: *Anterior segment surgery*. Stark WJ, Terry AC, Maumenee AE, eds. Williams and Wilkins Baltimore 1987;31-35.
13. Alpar JJ, Fehner PU. *Intraocular lenses*. Thieme Inc. New York 1986; pp 70-99.
14. Drews RC. The determination of lens implant power. *Ophthalmic Surgery* 1989;20:625-637.
15. Sanders DR. Intraocular lens power calculations techniques and results. In: *Anterior Segment Surgery*. Stark WJ, Terry AC, Maumenee AE eds. Williams and Wilkins, Baltimore 1987; pp 37-47.
16. Fritz K. Intraocular lens power formulas. *Am J Ophthalmol* 1981;91:414-415.
17. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1980;6:35-39.

18. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1980;6:27-31.
19. Retzlaff J. Posterior chamber implant power calculation: regression formulas. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1980;6:32-34.
20. Sanders DR, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:22-26.
21. 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(3):341-6.
22. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:700-712.
23. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990;16(3):333-40.
24. 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.
25. Kuether CL. Geometric optics. In: *Clinical Ophthalmology Vol 1*. Duane TD, Jaeger EA eds. Harper and Row Publishers, Philadelphia 1987; pp 28.
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 EAeds. Harper and Row Publishers, Philadelphia 1987;pp: 52-54.
- 28.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.
- 29.Shammas HJ: Axial length measurements (chpt:8) Atlas of ophthalmic ultrasonography and biometry. In ed:Klein EA . Mosby comp. 1984;273-301.
- 30.Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1992;18:125-129.
- 31.Sanders DR, Retzlaff J, Kraff M. Implant power calculation (chpt:24). Color atlas of lens implantation. In ed: Percival P. St Louis, Mosby 1991;155-158.
- 32.Coleman DJ, Lizzi FL, Franzer LA, Abramson DH. A determination of the velocity of ultrasound in cataractous lenses. In ed: François J, Goes F. Ultrasonography in ophthalmology. Basel, Karger Bibl Ophtalmol 1975;83:246-251.
- 33.Byrne SF, Gren RL. Ultrasound of the eye and orbit. St Louis, Mosby 1992;219-20.
- 34.Tomlinson A. A clinical study of central and peripheral thickness and curvature of the human cornea. Acta Ophthalmol 1972;50:73.
- 35.Lowe RF, Clark BAJ. Posterior corneal curvature: correlations in normal eyes and involved primary angle-closure glaucoma. Br J Ophthalmol 1973;57:464.

- 36.Olsen T. On the calculation of power from curvature of the cornea. Br J Ophthalmol 1986;70(2):152-4.
- 37.Patel S, Marshall J, Fitzke FW. Shape and radius of the posterior corneal surface. Refract Corneal Surgery 1993;9:173-181.
- 38.Rengstorff RH: Corneal refraction: relative effects of each corneal component. J Am Optom Assoc 1985;56:218-219.
- 39.Kamper T, Wegener A, Dragomirescu V, Hockwin O. Improved biometry of the anterior eye segment. Ophthalmic Res 1989;21:239-248.
- 40.Holladay JT, Waring GO III. Optics and topography of radial keratotomy. In: Waring GOIII ed. Refractive keratotomy for myopia and astigmatism. St Louis CV Mosby, Yearbokk Publication 1992;62.
- 41.Pieero L, Modorati G, Brancato R. Clinical variability in keratometry, ultrasound biometry measurements and emmetropic lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1991;17:91-94.
- 42.Inan Y, Kural G. Biyometrik ölçümlerle göz içi lens gücünün hesaplanmasının postoperatif refraksiyona etkisi. T Oft Gaz 1992;22:249-252.
- 43.Binkhorst RD. Biometric A scan ultrasonography and intraocular lens power calculation. In: Emery JM ed Current Concepts in Cataract Surgery; Selected proceedings of the fifth biennial cataract surgical congress, St Louis, CV Mosby 1978;175-182.

44. Jaffe NS, Jaffe MS, Jaffe GF. *Cataract Surgery and its complications*. Mosby Company. St Louis 1990;pp:128-257.
45. Binkhorst CD. Dioptric power of lens implant. *Ophthalmologica* 1975;171:278-282.
46. Shamma HJF. Postoperative anterior chamber depth for anterior chamber lenses. *Am Intraocular Implant Soc J* 1980;6:153.
47. Hoffer KJ. Preoperative cataract evaluation: intraocular lens calculation. *Int Ophthalmol Clin* 1982;22:37.
48. Jaeger W. Tiefenmessung der Menschlichen Vorder kammer mit planparallelen platten. *Arch Ophthalmol* 1952;153:120.
49. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW and Ruiz RS. A three part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:17.
50. Fyodorov SN, Galin MA and Linksz A. Calculation of optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975;14:625.
51. Olsen T, Olsen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:587-590.
52. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997;23(9):1356-70.

- 53.Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depthprediction algorithm. J Cataract Refract Surg 1995;21:313-319.
- 54.Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of axial length of eye. Ophthalmic Surg 1981;12:363-365.
- 55.Holladay JT. International intraocular lens registry. J Cataract Refract Surg 1999;25:128-136.
- 56.Olsen T, Thim K, Corydon L. Accuracy of the newer generation intraocular lens power calculation formulas in long and short eyes. J Cataract Refract Surg 1991;17:187-193.
- 57.Eddin AS, Abdel H, Ahmad K. Intraocular lens power calculation in triple procedure. Br J Ophthalmol 1989;73:703-713.
- 58.Bafra S, Koch DD.Axial instantaneous and refractive formulas in computerized video-keratography of normal corneas. J Cataract refract Surg 1998;24:1184-1190.
- 59.Bardak Y, Zilelioğlu G. Ultrasonik biyometri ile göz içi lensi gücünün hesaplanması. MN Oftalmoloji 1997;4(1):70-74.
- 60.Byrne SF. A scan axial eye length measurements. Mars Hill, NC: Grove Park Publishers 1995;3:41-46.
- 61.Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtisch M, Petternel V, et al. 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(2):230-4.

62.Jensen PK, Rask R, Olsen T. Video controlled M-mode biometry. Acta Ophthalmol Scand. 1995;73:61-65.

63.Berges O, Puech M, Assouline M, et al. B-mode guided vector A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. J Cataract Refract Surg 1998;24:529-535.

64.Olsen T. Calculating axial length in the aphakic and pseudophakic eye. J Cataract Refract Surg 1988;14:413-416.

65.Olsen T. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. Acta Ophthalmol 1989;67:141-144.

66.Norrby NES, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane concept. J Cataract Refract Surg 1997;23:254-259.

67.Atchison DA: Optical design of intraocular lenses 1. On axis performance. Optom Vis Sci 1989;66:492-506.

68.Ilker SS. Arka kamara lens gücü hesaplamalarında regresyon formülleri. Göz içi lens implantasyonunda temel bilgiler. ED: Özçetin H. 1991;36-39.

69.Fyodorov SN, Kolinko AI, et al . Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestn Oftalmol 1967;80(4):27-31.

70.Hoffer KJ. Biometry of 7500 cataractous eyes. Am J Ophthalmol 1980;90:360-368.

71.Dasai P, Minassian DC, Reidy A. National cataract surgery survey 1997-8: a report of results of the clinical outcome. Br J Ophthalmol 1999;83:1336-1340.

72.Powe NR, Schein OD, Gieser SC, et al. Synthesis of the literature on visual acuity and complications following cataract extraction with intraocular lens implantation. Arch Ophthalmol 1994;112:239-252.

73.Brandser R, Haaskjold E, Drolsum . Accuracy of IOL calculation in cataract surgery. Acta Ophthalmol Scand 1997;75:162-165.

74.Olsen T, Bargum R. Outcome monitoring in cataract surgery. Acta Ophthalmol Scand 1995;73:433-437.

75.Thompson JT, Maumenee AE, Baker CC. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes. Ophthalmology 1984;91:485-488.

76.Krag S, Olsen T. Secondary IOL power calculation: A comparison of an optical and a biometric method. Acta Ophthalmol 1991;69:625-629.

77.Eleftheriadis H. IOLMaster biometry refractive results of 100 consecutive cases. Br J Ophthalmol 2003;87(8):960.

78.Coburn RM, Grandon SC, Grandon GM. Intraocular lens implant power calculations: Investigations controlling for lens type. J Cataract Refract Surg 1990;457-464.

79.Köse S, Kaşkaloğlu M, Akın C, Cengiz H. İntraoküler lens gücünün saptanmasında SRK-II, SRK-T ve Holladay formüllerinin karşılaştırılması. T Oft Gaz 1994;24:526-530.

80.Nurözler A, Yalvaç I, Ünlü N, ve ark. Göz içi lens gücü hesaplamasında SRK II ve Binkhorst formülü. T Klin Oftalmolji 1996;5:169-173.

81.Donos R, Mura JJ, Lopez M, Papic A. Emmetropization at cataract surgery. Looking for the best İOL power calculation formula according to the eye length. Arc Soc Esp Oftalmol 2003;78(9):477-80.

82.Tsang CS, Chang GS, Yiu EP, Ho CK. Intraocular lens power calculation formulas in Chinese eyes with high axial myopia. J Cataract Refract Surg 2003;29(7):1358-64.

83.Elder MJ. Predicting the refractive outcome after cataract surgery: the comparison of different İOLs and SRK II and SRK-T. Br J Ophthalmol 2002;86:620-622.

84.Liang YS, Chen TT, Chi TC, Chan YC. Analysis of intraocular lens power calculation. Am Intraocular Implant Soc J 1985;11:268-271.