

Göz İçi Lens Gücü Hesaplaması ve Optik Biometri

Intra Ocular Lens Power Calculation and Optic Biometry

Cem ÇANKAYA¹, Selim DOĞANAY²

Derleme

Rewiev Article

ÖZ

A-mod ultrasonografi, göz içi lens (GİL) gücü hesaplamalarında halen yaygın olarak kullanılmaktadır. Fakat bu yöntem, çeşitli sebeplerden dolayı ameliyat sonrası beklenmeyen refraksiyon hatalarına sebep olabilmektedir. Refraktif cerrahideki hızlı gelişmeler ve hastaların ameliyat sonrası görme beklentilerine paralel olarak, göz içine konulacak lens gücünün daha doğru ve uygulayıcı hatalarından bağımsız bir şekilde hesaplanması ihtiyacı doğmuştur.

Bu derlemede ultrasonik biometri, biometrideki hata kaynakları, GİL gücü hesaplamasında kullanılan formüller, optik biometri ve optik biometrinin avantajlarını değerlendirmeye çalıştık.

Anahtar Kelimeler: Optik biometri, göz içi lens gücü, A-mod ultrasonografi.

ABSTRACT

A-scan ultrasonography is still widely used for IOL power calculation but it may lead to unexpected postoperative refraction errors due to various reasons. Calculation of IOL power more precisely by an operator independent device is needed in accordance with recent developments in refractive surgery and postoperative visual expectations of the patients.

In this review, we tried to evaluate the ultrasonic biometry, error sources in biometry, IOL power calculation formulas, optical biometry and advantages of optical biometry.

Key Words: Optic biometry, intraocular lens power, A-mode ultrasonography.

Glo-Kat 2011;6:207-214

Geliş Tarihi : 18/07/2011

Kabul Tarihi : 10/09/2011

Received : July 18, 2011

Accepted : September 10, 2011

1- Malatya Devlet Hastanesi, Göz Hastalıkları Kliniği, Malatya, Uz. Dr.
2- İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi, Göz Hastalıkları Anabilim Dalı, Malatya, Prof. Dr.

1- M.D., Malatya State Hospital Eye Clinic, Malatya/TURKEY
ÇANKAYA C., cem_cankaya@yahoo.com
2- M.D. Professor, İnönü University Faculty of Medicine, Department of Ophthalmology, Malatya/TURKEY
DOĞANAY S., odoganay@windowslive.com

Correspondence: M.D., Cem ÇANKAYA
Malatya State Hospital Eye Clinic, Malatya/TURKEY

GİRİŞ

Göz içi lens (GİL) implantasyonundan önce, katarakt cerrahisi sonrası afaki tedavisinde gözlük camları veya kontakt lensler kullanılmaktaydı. Her iki yöntemin dezavantajları iyi bilinmekle beraber bir takım avantajları da bulunmaktadır. Hasta muayenelerinin ameliyattan sonra yapılması ve gerekirse bu muayenelerin tekrarlanması ve buna göre gözlük camlarının veya kontakt lenslerin modifikasyonunun yapılabilmesi önemli avantajlar arasında sayılabilir. Oysa katarakt cerrahisini takiben GİL implantasyonunun yapılması, implante edilecek lens gücünün ameliyattan önce hesaplanmasını gerektirir. Yanlış bir hesaplama ikincil bir implantasyon, yani yeniden cerrahi işlem anlamına gelmektedir. Bu nedenle GİL gücünün doğru hesaplanması çok önemlidir ve çeşitli faktörlerle doğrudan ilişkilidir. Hedeflenen ameliyat sonrası refraksiyon, gözün aksiyel uzunluğu, korneanın kırma gücü ve GİL'in ameliyat sonrası pozisyonu doğru GİL gücü hesaplaması için kabul edilen 4 önemli parametredir. Ameliyat sonrası hedeflenen refraksiyon, monovizyon veya diğer gözünde belirgin refraksiyon kusuru olan bazı özellikli olgular dışında emetropiye ayarlanır.^{1,2}

GİL gücü hesaplaması, esas olarak A-scan ultrasonografi (kontakt ve immersiyon yöntemi) ve optik koherens biometri (lazer interferometri prensibi) yöntemleri ile yapılmaktadır. Katarakt cerrahisinden sonra GİL implantasyonu ilk kez 1949'da Ridley tarafından gerçekleştirilmiştir. Ameliyat sonrası yüksek refraktif hataların ortaya çıkması ile GİL gücünün belirlenmesi önem kazanmıştır. Fakat uzun yıllar standart olarak +19 ile +21 D arası lensler kullanılmaya devam edilmiştir. Standart güçlü GİL'lerin kullanımı, 1980'li yıllardan sonra giderek azalmıştır. Bütün cerrahlar, katarakt cerrahisinden önce GİL gücünü belirlemek için biometriyi kullanmaya başlamışlar ve daha doğru sonuçlara ulaşmışlardır. Biometrinin GİL hesabında kullanımı ile ameliyat sonrası refraksiyon sonuçlarında önemli düzelme sağlanmıştır.³

Son yıllarda ultrasonik biimetriden daha hassas optik biometri cihazı geliştirilmiştir. Bu teknik, non-kontakt lazer interferometri ile biometrik ölçüm yapar. Bu cihazın ölçümlerinde, yüksek ametropi ve akomodatif durum, ölçümün doğruluğuna etki etmez. Fakik, psödo-fakik, afak ve silikonlu gözlerde aksiyel uzunluk ölçümü kolaylıkla yapılabilmektedir. Bu cihazlarda lazer interferometri ile aksiyel uzunluk ölçümüne ek olarak merkezi korneal kalınlık ölçümü, ön kamara derinliği ve GİL gücü hesaplama formüllerinin veri tabanları mevcuttur. Korneal kontakt metoda göre 5 kat daha güvenilir olan bu yöntemde, hata payı kullanıcıdan bağımsızdır.

ULTRASONOGRAFİK BİOMETRİ

Ultrasonografi, ses dalgalarının vücut dokuları ile fizik kurallarına göre etkileşmesine dayanan bir yöntemdir. Ultrasonik biometri ise, gözü oluşturan dinamik ve statik yapıların rakamsal olarak ultrason yardımı ile ölçülmesidir.⁴

Tablo 1: Çeşitli ortamlarda ortalama ultrasonik hızlar.

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

Ultrasonografinin oftalmolojide ilk kullanımı 1956'da Mundt ve Hughus tarafından gerçekleştirilmiştir. Ossoining ve Gernet ise, 1963'de ultrasonik biometriyi geliştirmişlerdir. Ultrasonik biometri, GİL gücünün hesaplanmasının yanı sıra oküler tümör, glokom, refina dekolmanı, oküler kan akımı, ametropi, fitizis bulbi ve posterior kolobom gibi durumların ölçümleri ve tanıları için de kullanılır.⁵

A-mod ultrasonografi ile ilgili dokuya düz bir hat halinde ultrason enerjisi gönderilir ve yüzeyden yansıyan ekolar izlenir. Yansıyan ekonun büyüklüğü yansıyan enerji miktarına, geliş açısına, gönderilen ve geri alınan sinyal miktarına bağlı değişmektedir. Ölçüm sırasında yeterli eşik düzeyi geçen sinyaller ekrana yansımaktadır. Aksiyel uzunluğun (AU) ölçümünde yeterli ses hızının kullanılması ölçümün güvenilirliği açısından önem taşımaktadır. AU, kornea tepesinden makülaya kadar olan uzaklık olup ultrasonografik olarak ölçülebilir. Burada 10 MHz'lik bir ultrason probu kullanılır. Bu ölçüm A-tarama veya B-tarama sistemiyle yapılabilir. Uygulama kontakt (temas) veya immersiyon (daldırma) yöntemi şeklinde olabilir. A-tarama kontakt yöntemi pratik kullanımı nedeniyle genel olarak tercih edilir.^{6,7}

Ultrasonik dalgalar, piezoelektrik kristalden üretilir. Ses hızı dokunun yoğunluğu ile belirlenir. Ses, sıvı içerisinde solidlerden daha hızlı yol alır. Gözün sıvı ve solid yapılardan oluşması, biimetride önemlidir. Ses solid kornea, sıvı aköz, solid lens, sıvı vitreus, solid retina, koroid, sklera ve orbital dokulardan geçer ve dokuların her birinde yoğunluklarına bağlı olarak belli hız (velosite) gösterir. Bugün kullanılan aletlerde fakik hastalarda AU ölçümü için ses hızı ortalama 1550 m/sn, psödo-fak ve afak hastalarda ise 1532 m/sn olarak kullanılmaktadır (Tablo 1).⁸⁻¹⁰

Biometri en sık AU ölçümü için kullanılmaktadır. Ayrıca lens, vitreus, ön kamara derinliğinin ölçümünde ve oküler patolojilerde tanı amaçlı kullanılmaktadır. Kullanılan ultrason aletlerinde AU manuel veya otomatik olarak ölçülebilmektedir. Manuel ölçümde, ölçümü yapan kişi hem ekrana yansıyan ekoları izlemek zorunda kalmakta hem de ölçümün güvenilir olması için kullandığı tekniğe dikkat etmek zorundadır.

Otomatik ölçümde ise alet, eşik değeri geçen ve sensitivitesi uygun olan ölçümü ekranda dondurmaktadır. Bu durum kullanıcının sadece ölçüm tekniği ile ilgilenmesine olanak sağlamakta ve hata riskini azaltmaktadır.⁷ AU ölçümünde kontakt ve immersiyon teknikleri kullanılmaktadır. Her iki yöntemde de gönderilen ses dalgasının optik akstan geçmesi gerekmektedir ve lens ön-arka yüz reflesi ile retina reflesi yeterli ve eşit yükseklikte olmalıdır.

1. Kontakt Tekniği: Ameliyat öncesi uygulanan su dolu problemlerin, 1980'li yılların ortasında, çok rahatsızlık verici olduğu belirtildi ve solid A-mod problemler geliştirildi. Solid A-mod problemler, sıvı kapların verdiği rahatsızlığı önledi ve hava kabarcıklarından sakınmayı sağladı, fakat bu defa kornea kompresyon problemi ortaya çıktı.¹¹

Primer bakış pozisyonunda ultrason probu korneaya temas ettirilerek ölçüm yapılır. Gözün fiksasyonunu sağlamak için genellikle probun merkezindeki ışık kullanılır. Yoğun kataraktı olan gözlerde fiksasyon diğer göz ile sağlanmaktadır. Doğru ölçüm için ses dalgasının lens ve retinaya dik ulaşması gerekir. Eğer hastanın çok yoğun kataraktı varsa lens ön-arka yüz ekoları arasında ya da çoğunlukla lens arka yüz ile retina ekosu arasında birden fazla lense ait zayıf ekolar izlenebilmektedir. Bu ekolar proba lens ön yüzü veya lens ön arka yüzü arasında ses dalgalarının yansımaları sonucu oluşmaktadır. Vitreus opasiteleri de benzer ekolara yol açmaktadır. Vitreus opasitelerini retina ekosundan ayırmak için aletin sensitivitesi azaltılmalıdır. Bu durumda retina ekosu izlenirken vitreusa ait ekolar kaybolmaktadır.⁷

Afak ve psödo-fak gözlerde AU ölçümü fakik gözlerle göre biraz daha farklıdır. Afaklarda ses hızı 1532 m/sn, psödo-faklarda 1532-1550 m/sn olarak kullanılmaktadır. Psödo-fak gözlerde AU ölçümü için ses hızı 1532 m/sn olarak kullanıldığında elde edilen ölçüme 0.2 mm'nin ilave edilmesi önerilmektedir.¹² Psödo-fak gözlerde AU hesaplanırken GİL kalınlığı da dikkate alınmalıdır. Sesin farklı materyallerden yapılmış GİL'lerdeki hızı tablo 1'de verilmiştir. Kontakt tekniğinde, özellikle GİL hesaplaması sırasında AU ölçümünde yapılan hatalar önem arz etmektedir. AU'da 1 mm'lik ölçüm hatası ameliyat sonrası dönemde 2.5 D'lik refraksiyon hatasına neden olmaktadır.

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

Diğer bir izlem ise, ön kamara derinliğinin takibidir. Derinliğin azalması korneal bası lehinedir ve bu durumda hatalı kısa ölçümler gözlenmektedir. Kornea ile prob arasında sıvı menisküsün olması, hatalı uzun sonuçlara neden olur. Probun üzerinde sıvı damlasının olması, kalın gözyaşı film tabakası, göze sürülen pomad bu duruma yol açabilmektedir.^{7,13}

Yapılan çalışmalarda immersiyon ve kontakt tekniği arasında AU ölçümlerinde 0.24 mm'lik bir fark olduğu görülmüştür. Bu fark da 0.6 D ameliyat sonrası refraksiyon hatasına yol açar.¹¹

Aşağıdaki durumların mevcudiyetinde, eğer mümkünse ilk ölçüm sonuçlarından habersiz bir başka kişiye, sonuçların her 2 gözde tekrarlatılması gereklidir.

- AU < 22 mm veya > 25 mm olması,
- 2 göz arasında 0.3 mm'den fazla fark olması (normalde 2 göz arasında AU farkı 0.25 mm'yi aşmaz),
- AU ölçümü refraksiyonla uygunluk göstermiyorsa,
- Fiksasyon veya kooperasyon iyi değilse.

2. İmmersiyon Tekniği: AU ölçümleri için ilk uygulanan yöntem immersiyon tekniği, yani su banyosu tekniğidir. Hasta supin pozisyonunda yatar ve göz kapakları arasında ölçüm için özel olarak yapılmış bir kap konulur. Kap %1'lik metil selüloz ile veya sıvı ile doldurulur ve ultrason probu sıvı içine konulur. Probun korneaya değmemesine özen gösterilmelidir. Bu durum kornea ekosunun oluşmasına yol açacaktır. Ölçümde kornea, lens ön-arka yüzü ve retinaya ait 4 refle elde edilir.

Başlangıçta yüksek sensitivite ile başlanır, sonrasında net ekolar elde edilene kadar sensitivite azaltılır. Ekoların iyi lokalize olması için probun optik aksa dik olması gerekir. Ölçüm sırasında dikkat edilecek nokta, sıvı içerisinde hava kabarcığının bulunmamasına özen göstermektir.^{7,11,14}

Göz içi cerrahisi ve delici göz yaralanması geçiren gözlerde immersiyon tekniği önerilmemektedir. Kontakt metoda göre primer avantajı, korneal basının olmamasıdır. Bu durum özellikle 22.0 mm'den kısa gözlerde önem kazanmaktadır. Çünkü bu gözlerde ihmal edilebilir diye düşünülen hatalar dahi, ameliyat sonrası dönemde anlamlı refraksiyon değişikliklerine neden olmaktadır. Ayrıca sıvı menisküs problemi de ortadan kalkmaktadır.¹⁵

Sonraki dönemlerde, içi sıvı dolu membranöz yapıdan oluşan 'water-filled' su dolu problemler geliştirilmiştir. Bu problemlerin başlıca avantajı, hava kabarcığı ile oluşan hataları önlemesidir. Çünkü 1 mm'lik hava kabarcığı 3 D ameliyat sonrası refraksiyon hatasına yol açabilmektedir. Her iki teknikte de en az 3 defa, aralarında 0.3 mm'den fazla fark olmayan ölçümün alınması önerilmektedir. 0.3 mm'lik değişikliğin uygulayıcıya ait ölçüm hatası olduğu kabul edilmektedir.¹³

AU ölçümünde, her 2 teknikte de en sık karşılaşılan problem, gönderilen ses dalgasının optik akstan geçmemesidir. Dalgalar genellikle makülanın nazaline, optik diske doğru gitmektedir. Özellikle diskin kabarıklık olduğu durumlarda veya posterior stafilom varlığında, optik disk üzerinden yapılan ölçümlerde anlamlı hatalı sonuçlar gözlenecektir. Optik disk üzerinden yapılan ölçümlerde, retina ekosu tek ve yüksek amplitüdü olarak izlenir. Bu ekonun arkasından düşük yansımalar izlenir. Görülen bu patern, retrobulber optik sinirin histolojik homojen yapısını göstermektedir.

Gönderilen ses dalgası makülaya doğru kaydırıldığında, retina ekosunun arkasında sklera ve orbita yumuşak dokusuna ait optik disktekinin aksine yüksek yansımalar görülecektir. Bir diğer problem ise maküla bölgesinde dik retina ekosunun alınamamasıdır. Bu durum uygulayıcıya veya maküla bölgesindeki anormalliğe bağlı olabilmektedir. Maküler ödem, diskiform lezyon, sığ seröz retina dekolmanı veya kitle, maküler bölgenin kalınlaşmasına, düzensizleşmesine neden olabilmektedir. Böyle durumlarda çok sayıda ölçüm alınmalıdır ve retina ekosunun en iyi olduğu ölçüm AU olarak kabul edilmelidir. Alternatif yöntem ise diğer gözle karşılaştırmalı olarak ölçüm yapılmasıdır.^{3,7} Ölçüm hatasına neden olan bir diğer problem, hastanın fiksasyonunu sağlayamamasıdır. Bu durumda, hastanın diğer gözü ile fiske etmesine çalışılmalıdır. Ölçüm yapılan gözde şaşılık varsa olabildiğince göz primer pozisyona getirilerek ölçüm alınmalıdır. Nistagmus varlığında ise immersiyon tekniğinin daha doğru sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Dekolman cerrahisi geçiren ve silikon yağı verilen gözlerin, normal gözlere göre daha uzun olmaları akılda tutulmalıdır. Silikon yağı verilen gözlerde ölçüm yapılırken, aletin ses hızı değiştirilmelidir. Çünkü ses hızı, silikon yağı içinde aköz ve vitreusa göre daha yavaştır.

GİL GÜCÜ HESAPLANMASI

GİL gücünün doğru bir şekilde hesaplanması için teorik ve regresyon formüllerinden yararlanılır. Kullanılan formüllerde, çeşitli parametrelerden yararlanılır. AU ölçümünden önce keratometrik değerler ölçülür. Keratometrik ölçümde yapılan 1 D'lik ölçüm hatası, ameliyat sonrası dönemde refraksiyonu yaklaşık 1 D etkilemektedir.¹⁶ Yapılan çalışmalarda ölçüm hatalarının yaklaşık %25'inin kornea kırıcılık hesaplamalarından kaynaklandığını, %54-68'inin ise AU ölçüm hatalarına bağlı olduğunu bildirilmiştir.^{14,17} Ameliyat öncesi ölçülmesi mümkün olmayan parametrelerden biri de ön kamara derinliği (ÖKD)'dir.

Kornea tepesi ile GİL'in ön yüzü arasındaki uzaklıktır. Her lens için öngörülen bir ÖKD değeri vardır. ÖKD yerine etkin lens pozisyonu (ELPo) da kullanılabilir. ÖKD'de 1 mm'lik hata miyop gözlerde 1D, emetrop gözlerde 1.5 D, hipermetropik gözlerde ise 2.5 D'lik ameliyat sonrası refraksiyon hatalarına neden olmaktadır.^{18,19} Teorik formüller (fiziksel, gerçek, kuramsal) geometrik optik prensiplere dayanırken, regresyon formülleri (deneysel, ampirik) hasta verilerinin retrospektif olarak incelenmesi ile elde edilmiştir.

1. Teorik Formüller: Gauss, 19. yy ortalarında gözün optik sistemini Gauss optiği olarak tanımlanmış ve bu formül günümüze kadar değişmemiştir. Gauss optiğini 1967'de GİL'lere ilk uygulayan Fyodorov olmuştur.²⁰ Farklı birkaç araştırmacı, farklı şekillerde teorik formüller önermesine rağmen, bu formüllerde yalnız retina kalınlığı, kornea indeksi veya kornea başlangıç noktası gibi önemsiz varyasyonlar görülür.

Fyodorov formülünde 6 değişken vardır;

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

- Ko: optik net kornea gücü,
- ALo: optik aksiyel uzunluk,
- GILe: GİL efektif pozisyonu,
- ELPo: efektif thin-lens pozisyonu,
- DpostRx: tasarlanmış refraksiyon,
- V: Tasarlanmış refraksiyon için verteks uzaklığı.

Teorik formüller temel olarak gözün optik modelini kullanırlar. Uzaktan gelen ışınların retina üzerinde odaklanmasına esasına dayanır. Kornea refraktif indeksi, aköz refraktif indeksi, ön kamara derinliği (ÖKD), AU ve diğer faktörler değişik tahminler yapılmasına olanak sağlar. Bu formüllerde emetropik GİL hesabı için AU, keratometri (K) ve ameliyat sonrası ÖKD'ye ihtiyaç vardır. Esas olarak tüm araştırmacıların formülleri, pupil alanında bulunan merceğin verjans etkisinden korneanın pupilla alanında oluşturduğu verjans etkisinin çıkarılmasına dayanır. Teorik formüller, düzeltme faktörleri dışında aynıdır ve matematiksel olarak aşağıda gösterilmiştir;

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

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

2. Regresyon Formülleri: Komplikasyonsuz GİL implantasyonu yapılmış gözlerin, ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası verilerinin retrospektif analizlerinden çıkarılmışlardır. Ameliyat sonrası sonuçları AU, K ve emetrop GİL gücü ile karşılaştırılmasıyla en uygun denklem bulunmaya çalışılmıştır. Emetropi için formül şu eşitliğe dayanır;

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

- P: Emetropi için güç,
- L: Aksiyel uzunluk,
- C: Kornea kırıcılığı,
- A,B,C: Sabit.

Bunlardan en popülerleri Retzlaff, Sanders ve Kraff tarafından 1980'de tanımlanan SRK formülüdür. A kişisel A sabiti, B: 2.5, C: 0.9 olarak alınmıştır.

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

- P: GİL gücü
- AL: Aksiyel uzunluk
- K: Korneal güç

A sabiti her lens firma için farklı olup GİL retinaya yaklaştıkça artar.

S-SRK kısa gözler için geliştirilen SRK formülüdür.

$$S - SRK = A - 2.5L - 0.9K + 1.4 - 1.45R$$

L-SRK uzun gözler için geliştirilen SRK formülüdür.

$$L - SRK = A - 2.5L - 0.9K - 1.69R - 1.69$$

SRKT ise teorik bir formüldür, daha ziyade uzun gözler için geliştirilmiştir. SRK-II, SRK formülünün modifikasyonudur ve tüm dünyada en çok kullanılan GİL hesaplama formülüdür.¹⁸ Teorik ve regresyon formülleri, çoğunu normal gözlerin oluşturduğu hesaplamalar ile oluşturulmuştur ve 22-24.5 mm arasındaki gözlerde refraktif hataların az olduğu kabul edilir. Fakat teorik formüller kısa gözlerde istenenden daha yüksek, uzun gözlerde istenenden daha düşük GİL gücünü verir. Böylece kısa gözlerde miyopiye, uzun gözlerde ise hipermetropiye yol açar. Regresyon formüllerinde ise bunun tam tersi olur. Kısa gözlerde hipermetropi, uzun gözlerde miyopiye sebep olurlar.^{21,22} Bu nedenle ameliyat sonrası refraksiyon hatasını azaltmak için 2. Jenerasyon formüller geliştirilmiştir.

3. İkinci Jenerasyon Formüller:

- Teorik: SRK/T, Holladay, Hoffer, Shammas...
- Regresyon: SRK-II, Donziz-Kastl-Gordon, Gills, Thompson-Maumenee...

Bu formüller 22.0-24.5 mm arasındaki gözlerde iyi sonuç vermesine rağmen, uzun ve kısa gözlerde güvenilirlikleri düşüktür. Bu anormal gözlerdeki hatayı azaltmak için, 1988'de lineer regresyon formülü olarak SRK-II, 1990'da ise teorik formül olarak SRK/T geliştirilmiştir. İkinci kuşak formüller olarak bilinen bu formüllerde; Binkhorst, Hoffer, Olsen ve Holladay formüllerinde ameliyat sonrası ÖKD, Shammas formülünde ise kısa ve uzun gözler için AU düzeltme faktörü bulunmaktadır.²³⁻²⁵

4. Üçüncü Kuşak Formüller:

- SRK/T
- Holladay I
- Hoffer Q

Birçok oftalmolog tarafından halen en sık kullanılan formüllerdir. Bu formüller sadece aksiyel uzunluk ve korneal kurvatür değerlerini kullanarak, GİL pozisyonu tahmini yaparlar. Wolfgang Haigis tarafından geliştirilen 2 değişkenli Haigis formülü, aksiyel uzunluk ve preoperatif anterior korneadan lens ön yüzüne kadar olan mesafeyi kapsayan ön kamara derinliği değerini kullanarak özellikle kısa gözlerde daha doğru sonuçlar vermektedir. Doğrulukları ÖKD tahmininin daha isabetli olmasına bağlanmaktadır.

5. Dördüncü Kuşak Formüller:

- Holladay II
- Olsen formülü

Bu formüller 3. Kuşak formüllerden farklı olarak 2 değişken yerine 4 değişken kullanırlar; aksiyel uzunluk,

korneal kurvatür, ÖKD ve lens kalınlığı. Optik düşük koherens reflektometri (ODKR) yönteminden önce lens kalınlığını hesaplamanın tek yolu, immersiyon veya kontakt biometri yöntemi ile bu formülleri kullanmaktan geçmekteydi. Sadece optik biometri kullanan veya lens kalınlığını ölçme imkanı olmayan cerrahlar tarafından kullanılmayan bu formüller, ODKR'nin lens kalınlığını ölçebilme özelliği sayesinde daha çok kullanılmaya başlanmıştır.

GİL ölçümü için geliştirilen formüllerin hangisinin daha üstün olduğu konusunda kesin bir görüş birliği yoktur. Regresyon formülleri ve III. jenerasyon formüller, GİL gücü hesaplamasında pratik hayatta sıkça kullanılan formüllerdir. Formüllerin başarısı, gözün aksiyel uzunluğuna göre değişebilmektedir.²⁰

OPTİK KOHERENS BİOMETRİ

Küçük kesili katarakt cerrahisi tekniklerinin gelişimine ve bununla beraber multifokal, akomodatif, torik ve fakik GİL teknolojilerinin ilerlemesine paralel olarak, refraktif cerrahi sonrası görme beklentisi talepleri de aynı paralelde artmıştır.

Ultrasonik AU ölçümü ve manuel keratometrik ölçümler, oftalmoloji alanında GİL gücü hesaplamasında uzun yıllar boyunca altın standart olarak kabul edilmiştir. İlk olarak 1999 yılında IOL Master (Carl Zeiss AG, Germany), 2009 yılında da Lenstar LS 900'un (Haag Streit AG, Switzerland) uygulama alanına girmesi ve bu uygulamaların 3.ve 4. kuşak GİL hesaplama formülleri ile birlikte kullanılması, fizyolojik kornealarda GİL hesaplamalarında mükemmele yakın ölçümlerin alınmasına olanak sağlamıştır.²⁶ Bu nedenle optik biometri, 1999 yılından beri GİL gücü hesaplamalarında standart teknik haline gelmiştir.²⁷⁻²⁹

Yapılan çalışmalarda AU ve keratometrik ölçümler açısından IOL Master ve Lenstar arasında ciddi farklar saptanmazken, interferometri yönteminin A-scan ultrasonografik biometriye göre daha doğru ve kesin sonuçlar sağladığı saptanmıştır.³⁰ IOL Master, AU ölçümü için parsiyel koherens interferometriyi (PKI) kullanan ilk cihazdır (780 µm diod laser infrared ışık). Bu non-kontakt teknikte AU'ya ek olarak korneal kurvatür, white-to-white genişlik ve ÖKD (kornea epitelinden anterior lens yüzü) de ölçülebilen parametreler arasındadır. Keratometrik değerler, yaklaşık 2.3 mm'lik optik zondan hegzogonal pattern içinde 6 referans nokta eşliğinde ölçülür. 2009 yılında FDA tarafından onaylanan Lenstar LS 900 (Haag-Streit USA) optik biometri yöntemi ise, optik düşük koherens reflektometri (ODKR) kullanır (820 µm süperluminesan diod). Cihaz, AU ölçümü yanında tek ölçümde 9 farklı parametrenin ölçümüne olanak vermektedir.

Cihaz, içteki 1.65 mm, dıştaki 2.3 mm optik zonda, 2 konsantrik halka içerisinde 32 referans noktası ile daha kesin keratometrik ölçümlere olanak sağlamaktadır. Ölçülen parametreler içerisinde; kornea kalınlığı, ön kamara derinliği, lens kalınlığı, aksiyel uzunluk, ke-

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

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

ratometrik değerler, white-to-white uzaklık, pupillometri, görme eksenin eksantritesi ve retina kalınlığı mevcuttur. Tüm bu parametrelerin ölçümü yaklaşık 20 sn gibi bir sürede tamamlanır. Cihaz, kornea kalınlığını epitel ile endotel arası mesafeyi ölçerek tanımlar. Endotelden kristalin lensin ön yüzü arasındaki uzaklığı ölçerek aköz derinliğini saptar. Ayrıca bu cihazla IOL Masterdan farklı olarak lens kalınlığını da ölçülebilmektedir. Holliday II ve Olsen gibi yeni jenerasyon GİL gücü hesaplama formüllerinde, lens kalınlığı önemli bir parametredir. Bu nedenle bu formüllerin kullanımlarında, ayrı bir ultrasonik biometri ölçümü ile veya sadece tahmini olarak lens kalınlığı hesaplanarak GİL gücü hesaplanabilir. Lenstar varlığında bu işlem için ayrı bir ölçüme gerek kalmamaktadır. Ayrıca 10 sn gibi ek bir sürede retina kalınlığı da cihaz tarafından ölçülebilmektedir.³⁰⁻³³ (Tablo 2).

Yapılan çalışmalarda ÖKD, Lenstar ile alınan ölçümlerde IOL Master ile alınan ölçümlere göre daha derin saptanmıştır. Bunun nedeni olarak Lenstar ile alınan ölçümlerin optik zondan, buna karşın IOL Master ile alınan ölçümlerin ise lateral slit aydınlatma ile elde edilmesinden kaynaklandığı bildirilmiştir.^{34,35} Katarakt cerrahisi planlanan hastalarda doğru AU ölçümü, ÖKD ve keratometrik ölçümler GİL gücünün hesaplanmasında çok önemlidir.

A-scan ultrasonografide olduğu gibi optik koherens biometri ölçümlerinde de grafiksel şekil elde edilebilir. Bu grafiğin son kısmında normalde 3 yükselme dalgası görülür. Bu dalgalardan önde ve küçük olanı, internal limitan membran (ILM)'den olan yansımaya, ortadaki büyük yükselme dalgası retina pigment epiteli (RPE), arkada ve küçük olan yükselme dalgası ise koroide aittir. Normal olarak ILM ile RPE den kaynaklanan dalgalar arasındaki mesafe 0.15-0.35 mm, RPE-koroid dalgaları arasındaki mesafe ise 0.15-0.25 mm dir. Koroidden kaynaklanan dalga nadiren elde edilir. Bunların değerlendirilmesi ile ölçümün doğruluğu sorgulanabilir.

Bu dalgaların ayrıntılı bir şekilde değerlendirilebilmesi için elde edilen grafiğin büyütülmesi gerekmektedir. Eğer ILM'den elde edilen dalga, RPE'den elde edilen dalgadan büyükse ve makinenin işaretleyicisi burayı gösteriyorsa, alınan ölçüm gerçek değerden 0.15-0.35 mm

daha küçüktür. Bu durumda işaretleyici, ya elle küçük olan RPE'den kaynaklanan dalgaya doğru kaydırılarak ölçüm düzeltilir ya da yeni bir ölçüm alınmalıdır. Bu durumda elde edilen ön-arka eksen mesafesinin değerinin üzerine asterisk işareti makine tarafından konur ve bu parametreleri değerlendiren kişi elle düzeltmenin yapıldığını anlar. Alınan dalga paterninde, önde büyük bir dalgayı takiben küçük bir dalga geliyorsa ve öndeki dalganın RPE'den kaynaklandığından eminsek bu ölçümü kullanabiliriz. Ancak, bundan emin değilsek ve öndeki büyük yükseklikteki dalganın ILM'den kaynaklanmış olabileceği konusunda tereddüde sahipsek o zaman ölçüm tekrarlanmalıdır. Bu teknoloji bu gün için Zeiss IOL Master makinesi sayesinde uygulanmaktadır. Bu teknolojinin ülkemiz için en büyük dezavantajı görme keskinliğinin 0.1 ve üzeri olan kataraktlı olgularda değerlendirme yapabilesidir. Ancak geçmiş yıllara oranla kataraktlı olguların görme keskinliği ileri derecede bozulmadan ameliyat olma isteklerinin artması ve modern cerrahi yöntemlerinin uygulama alanına girmesi bu sistemin A-mod ultrasonografik yöntemle oranla daha yaygınlaşmasına neden olmuştur.^{26,36-39}

Teknik olarak IOL Master ile 14-38 mm arası ön-arka eksen uzunluğu, 5-10 mm arası keratometrik ölçümler, 1.5-6.5 mm arasında ön kamara derinliği ve 8-16 mm arasında white-to-white mesafesi ölçülebilmektedir. Lenstar ile ise 300-800µ arası korneal kalınlık, 1.5-5.5 mm arası ön kamara derinliği, 0.5-6.5 mm arası lens kalınlığı, 14-32 mm arası aksiyel uzunluk, 5-10.5 mm arası keratometrik ölçümler, 7-16 mm arası white-to-white uzunluk ve 2-13 mm arası pupillometri ölçümleri alınabilmektedir. Bu sistemlerde diyot lazerin göze zarar vereceği düşüncesiyle bir gözden günde 20 den fazla ölçümün alınmaması önerilmektedir. IOL Master ile alınan ölçümlerin doğruluğunu sorgulamak amacı ile sistem tarafından SNR (signal-to-noise ratio) denen bir parametre elde edilir.

Bu değer 2'nin üzerinde ise ölçümün geçerli olduğu, 1.6 - 2 arasında ise ölçümün sınırda olduğu, 1.6'nın altında ise ölçümün güvenilir olmadığı anlamı çıkar. Bu ölçümler doğrultusunda tekrar değerlendirme yapılabilir.⁴⁰⁻⁴²

Optik koherens biometrinin yetersiz kaldığı durumlar;²⁶

- Görme aksında yoğun opasitenin olması,
- Hastanın fiksasyonunun iyi olmaması,
- Hastanın ölçüm sırasında gözlerini kırpması,
- Merkezlemenin yanlış yapılması,
- Korneal skarın mevcudiyeti,
- Tremor,
- Ciddi göz yaşı film tabakası problemleri,
- Nistagmus,
- Kapak anomalileri,
- Vitreus hemorajisi,
- Makülopati
- Retina dekolmanı sayılabilir.

Bu sistemin A-scan ultrasonla alınan ölçümlere üstünlükleri şunlardır;²⁶

1. Kornea'ya dokunmadan ölçümlerin alınabilmesi. Dolayısı ile korneada herhangi bir epitelium tabakası hasarlanmasına neden olmaması ve enfeksiyon ajanlarının hastadan hastaya geçişinin önlenmesi.
2. Yapılan işlem için topikal anestezi kullanılmaması.
3. İşlemin oldukça hızlı bir şekilde yapılabilmesi
4. Aynı aletle korneanın keratometrik ölçümleri, ön kama derinliği, iris genişliği (IOL Master+Lenstar), korneal kalınlık, lens kalınlığı ve retina kalınlığı (Lenstar) ölçümlerinin alınarak otomatik olarak lens gücünün hesaplanabilmesi.
5. Alınan ön-arka göz eksen ölçümlerinin 0.05 mm'den daha az bir hatayla alınabilmesi.
6. Özellikle yüksek miyopisi olan olgularda klasik A-scan ile optik koherens biometrisine kıyasla daha düşük ön-arka mesafe ölçümü değerleri alınmakta bunun sonucu olarak hesaplanan düşük güçteki GİL gücü ölçümleri sonucu ameliyat sonrası olgular miyopik refraksiyon kusuru ile karşılaşmaktadırlar. Silikonla dolu fakik gözlerde ise silikonlu ortamda ses dalgasının hızı yavaşlamakta, buna bağlı olarak ön arka eksen yaklaşık 8, 9 mm' ye kadar normalden daha uzun ölçülebilmektedir. Optik koherens biometri yönteminde ise bu ölçüm yanılması ortalama 0.7 mm olmaktadır. Aynı durum psödo fakik gözler için de geçerlidir.
7. Biometri ölçümünün kişiye bağlı değişiklik göstermesi.
8. Optik prensiple çalışma özelliğinden dolayı ölçümler korneal verteks mesafesi ile retina pigment epiteli (RPE) arasından alınır. Bu sayede sonuçlar daha doğru elde edilir (A-scan ultrasonografik yöntemde ölçümler kornea verteksi ile internal limitan membran (ILM) arasından alınır. Bu yüzden retinanın kalınlığı hesaba katılmaz).
9. Bu sistem Haigis, Hoffer Q, SRK II, SRK/T lens hesaplaması formüllerini içermektedir. Bu beş formüle

göre değerler otomatik olarak alınabilmektedir.

10. Cerraha ait kişisel lens konstantı hesaplanabilir.
11. Bu teknolojiye, A-scan ultrasonografide olduğu gibi grafiksel şekiller alınabilmekte ve ayrıntılı olarak GİL-arka kapsül ilişkisi değerlendirilebilmektedir. Bu sayede arka kapsül kesafetlerinin önlenmesi ve yeni lens şekilleri geliştirilmesi araştırmalarında kullanılabilir.

Sonuç olarak ameliyat sonrası refraksiyon değeri, her hastanın ihtiyacına ve yaşam biçimine göre ayarlanmalıdır. Ameliyat öncesi miyop olan hastalar hafif miyop, hipermetrop olan hastalar ise emetrop olmayı tercih ederler. Diğer gözün durumu da ameliyat sonrası anizometri ve anizokoni açısından önem kazanmaktadır.

KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Özçetin H.: Katarakt ve tedavisi. SCALA Basım yayım tanıtım Sa. 1. Baskı. İstanbul. 2005:169-175.
2. Türk Oftalmoloji Derneği Ankara Şubesi 29. Ulusal Oftalmoloji Kursu. Katarakt. Pasifik&pasifik Reklam ve Tanıtım. İstanbul. 2009:53-61.
3. Bardak YK, Zilelioğlu G.: Ultrasonik biometri ile göz içi lens gücünün hesaplanması. MN Oftalmol. 1997;4:70-74.
4. Stainer RF.: A-scan biometry and intraocular lens power calculation. In: Alber DM, Jacobiec FA; Principles and practice of ophthalmology. Philadelphia, WB Saunders. 1994:603-605.
5. Aksünger A, Bilici A, Karakaş N, ve ark.: Oküler travmalarda arka segment patolojilerinin B-mod ultrasonografi ile değerlendirilmesi. Ret-Vit. 1995;3:182-186.
6. Guthoff R.: Ultrasound in ophthalmologic diagnosis. A practical guide. Thieme Medical Publishers, Inc. New York. 1991:1-24.
7. Koçak N, Öner H, Yaman A, ve ark.: Biometri teknikleri ve özellikli olgularda biometrik değerlendirme. T Klin Oftalmol. 2002;11:108-116.
8. Ouda B, Tawfik B, Derbala A, et al.: Error correction of intraocular lens power calculation. Biomed Instrum Technol. 1999;33:438-445.
9. Murray DC, Durrani OM, Good P, et al.: Biometry of the silicone oil-filled eye. II. Eye. 2002;16:727-730.
10. Murray DC, Durrani OM, Good P, et al.: Biometry of the silicone oil-filled eye. Eye. 1999;13:319-324.
11. Shammas HJ.: A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. J Am Intraocul Implant Soc. 1984;10:444-447.
12. Holladay JT, Prager TC.: Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. Am J Ophthalmol. 1989;107:89.
13. Olsen T.: Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg. 1992;18:125-129.
14. Binkhorst RD.: The accuracy of ultrasonic measurements of the axial length of the eye. Ophthalmic Surg. 1981;12:363-365.
15. Edin AS, Abdel H, Ahmad K.: Intraocular lens power calculation in triple procedure. Br J Ophthalmol. 1989;73:709-713.
16. Hoffer KJ.: Biometry of 7500 cataractous eyes. Am J Ophthalmol. 1980;90:360-368.
17. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al.: A three party system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg. 1988;14:117-124.
18. 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.
19. Olsen T.: Prediction of intraocular lens position after cataract extraction. J Cataract Refract Surg. 1986;12:376-379.
20. Şahinoğlu N, Balcı Ö, Gücükoğlu A.: İntraoküler lens gücü hesaplamasında SRK-II formülü. T Oft Gaz. 2006;36:481-484.
21. Sanders DR, Kraff MC.: Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. J Am Intraocul Implant Soc. 1980;6:263-267.
22. Shammas HJ.: The fudged Formula for intraocular lens power calculations. J Am Intraocul Implant Soc. 1982;8:350-352.

23. Köse S, Kaşkaloğlu M, Akkın C, ve ark.: İntraoküler lens gücünün saptanmasında SRK-II, SRK-T ve Holladay formüllerinin karşılaştırılması. *T Oft Gaz.* 1994;24:526-530.
24. Sanders DR, Retzlaffa J, Kraff MC.: Comparison of the SRK II Formula and other second generation formulas. *J Cataract Ref Surg.* 1988;14:136-141.
25. Çil A, Ertürk H, Avcı R, ve ark.: İntraoküler lens gücü hesaplamasında SRK II ve Binkhorst I formülleri. *T Oft Gaz.* 1995;25:57-60.
26. Doğanay S, Borazan M.: Refraktif cerrahi geçirmiş olgularda göz içi lens gücü hesaplamasındaki problemler ve optik koherens biometri. *T Klin Oftalmol.* 2004;13:94-103.
27. Haigis W.: Optical biometry using partial coherence interferometry. In: Shammass HJ,ed, Intraocular lens power calculations. Thorofare, NJ, Slack. 2004;141-157.
28. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, et al.: Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry; outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28:239-242.
29. Bhatt AB, Scheffler AC, Feuer WJ, et al.: Comparison of predictions made by the Intraocular lens Master and ultrasound biometry. *Arch Ophthalmol.* 2008;126:929-933.
30. Hoffer KJ, Shammas HJ, Savini G.: Comparison of 2 laser instruments for measuring axial length. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36:644-648.
31. Rohrer K, Frueh BE, Walti R, et al.: Comparison and evaluation of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence reflectometer. *Ophthalmology.* 2009;116:2087-2092.
32. Cruysberg LPJ, Doors M, Verbakel F, et al.: Evaluation of the Lenstar LS 900 non contact biometry meter. *Br J Ophthalmol.* 2010;94:106-110.
33. O'Donnell C, Hartwig A, Radhakrishnana H.: Correlations between refractive error and biometric parameters in human eyes using the LenStar 900. *Cont Lens Anterior Eye.* 2011;34:26-31.
34. Rabsilber TM, Jepsen C, Auffarth GU, et al.: Intraocular lens power calculation: clinical comparison of 2 optical biometry devices. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36:230-234.
35. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, et al.: A new optical low coherence interferometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br J Ophthalmol.* 2009;93:949-953.
36. Ünsal U, Söyler M, Yıldırım E.: Göz içi lens gücü hesaplamasında IOL Master kullanımı. *T Oft Gaz.* 2006;36:490-492.
37. Haigis W.: Optical Coherence biometry. In: Kohen T ed. *Modern cataract surgery.* Karger, Dev Ophthalmol. Basel. 2002;34:119-130.
38. Kiss B, Findl O, Menapace R, et al.: Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: clinical feasibility study of a commercial prototype I. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28:224-229.
39. Connors R 3rd, Boseman P 3rd, Olson RJ.: Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28:235-238.
40. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA.: Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculation. *Eye.* 2002;16:552-556.
41. Verhulst E, Vrijghem JC.: Accuracy of intraocular lens power calculations using the Zeiss IOL Master. A prospective study. *Bull Soc Belge Ophthalmol.* 2001;281:61-65.
42. Hitzenberger CK.: Optical measurement of the axial eye length by laser doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1991;32:616-624.