

Biometri Teknikleri ve Özellikli Olgularda Biometrik Değerlendirme

BIOMETRY TECHNIQUES AND BIOMETRY IN CHALLENGING CASES

Nilüfer KOÇAK*, Hakan ÖNER*, Aylin YAMAN*, Süleyman KAYNAK**, Güray ÇİNGİL**

* Uz.Dr., Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları AD,

** Prof.Dr., Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi. Göz Hastalıkları AD, İZMİR

Özet

Oftalmolojik muayenede kullanılan ultrasonografinin temel öğelerinden birisini biometri oluşturmaktadır. Ultrasonografi en sık göziçi merceğinin hesaplanması için aksiyel uzunluk ölçümünde kullanılmaktadır. Bu derlemede biometri teknikleri, göziçi mercek gücünün hesaplanması ve biometrideki hata kaynakları değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biometri, Aksiyel uzunluk, Göziçi merceği

T Klin Oftalmoloji 2002, 11:108-116

Summary

Biometry is one of the most constant data of an echography in ophthalmologic examination. The most common use of echography in the eye is the measurement of axial length for intraocular lens power calculation. In this review, we evaluate the various techniques of biometry, intraocular lens power calculation and sources of errors in biometry.

Key Words: Biometry, Axial length, Intraocular lens

T Klin J Ophthalmol 2002, 11:108-116

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

A- mod ultrasonografi ile ilgili dokuya düz bir hat halinde ultrason enerjisi gönderilir ve yüzeyden yansıyan ekolar ekranda görüntü halinde izlenirler. Eko; iki ortam arasında oluşan değişik akustik empetansdır. Akustik empetans ise maddenin yoğunluk ve elastisitesine bağlı faktördür. Yansıyan ekonun büyüklüğü, yansıyan enerji miktarına- geliş açısına, gönderilen ve geri alınan sinyal miktarına bağlı değişmektedir. Kullanılan alete göre doku sensitivitesi değişmektedir. Biometrik ölçümde ise amplifikasyonun yaklaşık 15 dB azaltılması önerilmektedir (1). Ölçüm sırasında yeterli eşik düzeyini geçen sinyaller ekrana yansımaktadır. Ultrasonik ses hızı gönderildiği dokuya görede değişmektedir (2). Aksiyel uzunluğun (AU) ölçü-

münde yeterli ses hızının kullanılması ölçümün güvenilirliği açısından önem taşımaktadır. 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 (3-5).

Çeşitli ortamlarda ortalama ultrasonik hızlar (4, 5);

Kornea (0.55 mm)	1640 m/ sn
Aköz ve vitreus (18.18 mm)	1532 m/ sn
Kristal lens (4.72 mm)	1696 m/ sn (1590-1670 m/ sn arası)
PMMA lens	2780 m/ sn
Silikon lens	1486 m/ sn
Akrilik lens	2180 m/ sn
Silikon yağı	980 m/ sn
Afak	1532 m/ sn

Biometri en sık aksiyel uzunluğu ölçmek amaçlı kullanılmaktadır. Ayrıca lens, vitreus, ön kamara derinliğinin ölçümünde ve oküler patolojilerde tanı amaçlı olarak kullanılmaktadır. Kullanılan ultrason aletlerinde AU manuel veya otoma-

tik olarak ölçülebilmektedir. Manuel ölçümde ölçümü yapan kişi hem ekrana yansıyan ekoları izlemek zorunda kalmakta hem de ölçümün güvenilir olması için kullandığı tekniğe dikkat etmek durumundadır. Otomatik ölçümde ise alet eşik değeri geçen ve sensitivitesi uygun olan ölçümü ekranda dondurmaktadır. Bu durum kullanıcının sadece ölçüm tekniğiyle ilgilenmesine olanak sağlamakta ve hata riskini azaltmaktadır. Bazı çalışmalarda manuel ölçümün afak ve psödo-faklarda daha yararlı olduğuna dair görüşler bildirilmiştir (2, 3).

Aksiyel uzunluğun ölçümünde kontakt ve immersiyon metodları kullanılmaktadır. Her iki yöntemde de gönderilen ses dalgasının optik akstan geçmesi gerekmektedir ve lens ön- arka yüz refleksi ile retina refleksi yeterli ve eşit yükseklikte olmalıdır (2,3,6,7).

Kontakt Tekniği

Hasta sırt üstü pozisyonda yatar ve primer bakış pozisyonunda ultrason probu korneaya temas ettirilerek ölçüm yapılır. Diğer bir ölçüm tekniği ise aplanasyon aleti ile biyomikroskopi kullanılarak yapılanıdır. Bu durumda hasta oturur pozisyonda iken ölçüm yapılmaktadır. Gözün fiksasyonunu sağlamak için tavana asılı bir objeden yararlanılır veya fiksasyon, probun merkezindeki ışık ile sağlanır. Yoğun kataraktı olan hastalarda fiksasyon diğer göz ile sağlanmaktadır.

Ölçüm sırasında retina ekosunun hemen arkasında skleraya ait eko izlenir (2). Doğru ölçüm için ses dalgasının lens ve retinaya dik ulaşması gerekmektedir (3). Eğer hastanın çok yoğun kataraktı varsa lens ön- arka yüz ekoları arasında ya da çoğunlukla lens arka yüz ile retina ekosunu arasında birden fazla lense ait zayıf ekolar izlenebilmektedir. Bu ekolar proba lens ön yüzü ve/veya lens ön- arka yüzü arasında ses dalgasının yansımaları sonucu olmaktadır. Vitreus opasiteleri de benzer ekolara yol açabilmektedir. Vitreus opasitelerini retina ekosundan ayırmak için aletin sensitivitesi azaltılmalıdır (2). Bu durumda retina ekosunu izlenirken, vitreusa ait ekolar kaybolmaktadırlar. Eğer bu durumda da ölçümden şüpheleniliyorsa diagnostik B- mod ultrasonografi yapılmalıdır.

Asteroid hyalosis varlığında da benzer durumla karşılaşılabilir. Bir gözlerinde asteroid hyalosis olan diğer gözleri normal olan 20 hasta AU ölçümünde manuel ve otomatik ölçümün güvenilirliği açısından iki gözleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır (8). Sonuçta 5 gözde otomatik ölçümün 1 mm' nin üzerinde hatalı kısa ölçüm yaptığı, manuel ölçümün daha güvenilir olduğu bildirilmiştir. Otomatik ölçümün hatalı ölçümünde asteroid hyalosisden yansıyan ekonun alet tarafından retina ekosunu ile karıştırılabileceği belirtilmiştir. Erkin ve ark.' larının (9) 15 asteroid hyalosisi olan hasta grubu üzerinde yaptıkları çalışmada hem manuel hemde otomatik ölçümlerin birbirleri ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmemişlerdir. Ayrıca asteroid hyalosis varlığında hastanın diğer gözünün AU'nun göz içi lens (GİL) hesaplanmasında kullanılabileceği bildirilmiştir.

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 (10). Çalışmalarda psödo-fak gözlerde AU hesaplanırken GİL'nin kalınlığının da önemli olduğu vurgulanmaktadır (2,3). Rutin kullanılan değerler PMMA lense göre ayarlanmıştır. Örneğin silikon GİL'lerinde daha düşük ses hızı kullanılmaktadır (11). Ayrıca psödo-fak gözlerde GİL'ine ait çok sayıda yüksek refraktiviteye sahip ekolar izlenebilmektedir. Bu ekolar proba GİL arasında oluşan yansımalarından dolayı görülmektedirler. Uygulayıcının bu ekoları retina ekosundan ayırması gerekmektedir. Özellikle kısa gözlerde artefakt ekoların retinal eko üzerine süperempose olması hatalı ölçümlere neden olmaktadır. Hatayı engellemek için aletin sensitivitesi azaltılmalıdır, böylece artefaktlar kaybolurken retina ekosunu devam etmektedir.

Kontakt tekniğinde özellikle GİL hesaplanması sırasında AU ölçümünde yapılan hatalar önem kazanmaktadır. AU'da 1 mm'lik ölçüm hatası postoperatif dönemde 2.5 D'lik refraksiyon hatası-

na neden olmaktadır (2, 3). En sık karşılaşılan hata kaynağını ölçüm sırasında korneaya bası yapılması oluşturmaktadır. 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 (2). Aplanasyon tekniğine oranla elle uygulanan yöntemde korneal basıyı önlemek daha güçtür. Basıyı engelleyebilmek için ölçüm sırasında yan taraftan kornea izlenmelidir. Diğer bir izlem ise ön kamara derinliğinin takibidir. Derinliğin azalması korneal bası lehinedir ve bu durumda hatalı kısa ölçümler görülmektedir.

Kornea ile prob arasında sıvı menisküsünün olması hatalı uzun ölçümlere neden olmaktadır. Probu üzerinde sıvı damlasının olması, kalın göz yaşı film tabakası, göze sürülen pomad da bu duruma yol açabilmektedir. Bu yüzden ölçümden önce probun kuru olduğu, gözde pomad veya aşırı göz yaşının olup olmadığı kontrol edilmelidir. Ayrıca aletin sensitivitesinin yeterliliği ekoların amplitüdü ile kontrol edilmelidir.

İmmersiyon Tekniği

Su banyosu tekniği de denilen bu yöntemde, hasta sırt üstü pozisyonda yatar ve hastanın kapaklarının arasına ölçüm için özel olarak yapılmış bir kap konur. Kap % 1' lik metil selüloz ile doldurulur ve ultrason probu, sıvı içine konur. Probu korneaya değmemesine özen gösterilmelidir. Bu durum kontakt metotta izlenmeyen kornea ekosunun oluşmasına neden olmaktadır. Ölçümde kornea, lens ön- arka yüzü ve retinaya ait dört 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 gerekmektedir. Ölçüm sırasında dikkat edilmesi gereken nokta solüsyonun içinde hava kabarcığının bulunmamasıdır. Hava kabarcığını alet, elde etmemiz gereken refreler yerine algılayabilmektedir.

Göz içi cerrahisi ve delici travma geçiren gözlerde immersiyon tekniği önerilmemektedir. Kontakt metoda göre primer avantajı korneal bası-

nın olmamasıdır. Bu durum 22.0 mm'den kısa gözlerde önem kazanmaktadır, çünkü bu gözlerde ihmal edilebilir diye düşünülen hatalar dahi postoperatif dönemde anlamlı refraksiyon değişikliklerine neden olmaktadır. Ayrıca sıvı menisküs problemi de ortadan kalkmaktadır. Yapılan bir çalışmada kontakt tekniğinde immersiyon yöntemine göre AU'un 0.24 mm daha kısa ölçüldüğü gösterilmiştir (12). Bu farkta 0.6 D'ye karşılık gelmektedir.

Her iki teknikte de en az üç adet, aralarında 0.3 mm'den fazla fark olmayan ölçümün alınması önerilmektedir (13). 0.3 mm'lik değişikliğin uygulayıcıya ait ölçüm hatası olduğu kabul edilmektedir. Üretici firmalar otomatik modda yapılan ölçümde alete ait 0.1 mm hata payı bildirmektedirler (14,15). 0.1 mm'lik hatalı ölçüm GİL hesaplanmasında 0.3 D'lik değişikliğe neden olmaktadır. 1998 yılında randomize seçilmiş gözler üzerinde yapılan bir çalışmada yeterli sensitivite ile yapılan tek ölçümle, üç ölçümün ortalamasının alınması ile elde edilen değer karşılaştırılmış ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmemiştir (16). 30 hasta üzerinde yapılan diğer bir çalışmada üç ölçümün ortalamasının alınmasının daha güvenli olduğu belirtilmiştir (17).

Aksiyel uzunluk ölçümünde, her iki teknikte de karşılaşılan en sık problem, gönderilen ses dalgasının optik akstan geçmemesidir. Dalgalar genellikle makulanın nazaline optik diske doğru gitmektedir. Özellikle diskin kabarık olduğu durumda veya posterior stafilom varlığında optik disk üzerinden yapılan ölçümlerde anlamlı hatalı ölçümler görülecektir. Optik disk üzerinden yapılan ölçümlerde retina ekosunu tek ve yüksek amplitüdü olarak izlenir. Bu ekonun arkasından düşük yansımalar izlenir. Görülen bu patern retrobulber optik sinirin histolojik homojen yapısını göstermektedir (3). Gönderilen ses dalgası makulaya doğru kaydırıldığında retina ekosunun arkasında sklera ve orbita yumuşak dokusuna ait optik disktekinin aksine yüksek yansımalar görülecektir. Bir diğer problem ise makula bölgesinde dik retina ekosunun alınmamasıdır. Bu durum uygulayıcının tecrübesizli-

ğine veya maküler bölgedeki anormalliğe bağlı olabilmektedir. Öncelikle aletin sensitivitesi kontrol edilmelidir. Düşük sensitivitede yeterli yansıma alınamayabilmektedir. Proben optik aksa dik olduğundan emin olunmalıdır. Bu manevralar yardımcı olmaz ise arka kutupta problem olduğu düşünülmelidir. Maküler ödem, diskiform lezyon, sığ seröz retina dekolmanı veya kitle maküler bölgenin kalınlaşmasına- düzensizleşmesine neden olabilmektedir. Böyle durumlarda çok sayıda ölçüm alınmalı retina ekosunun en iyi olduğu ölçüm AU olarak kabul edilmelidir. Alternatif yöntem ise diğer göz ile karşılaştırmalı ölçüm yapılmasıdır.

Yüksek miyopiye bağlı arka stafilom varlığında makulanın eğimli olabileceği düşüncesi ile optik aksa oblik ölçüm yapılabilir (18). Ayrıca B- mod ultrasonografi ile stafilom ve makulanın durumu anlaşılmalı çalışılmalıdır. Eğer arka stafilom mevcutsa ve maküla eğimli ise ölçümler arasında en uzun olanı tercih edilmelidir. Miyopik ve miyopik olmayan gözler üzerinde yapılan çalışmada AU ölçümü için A ve B mod kullanımı karşılaştırılmış ve her iki grupta da B- mod ile daha kısa ölçüm yapıldığı, B- mod ile A- modun birlikte kullanılmasının AU ölçümünde daha güvenilir olduğu bildirilmiştir (19). 27.0 mm'nin üzerinde AU olan 50 hasta retrospektif değerlendirildiğinde B- mod ultrasonografi ile arka stafilom olup olmadığının kontrol edilmesinin biometrik ölçümün güvenilirliğini arttırdığı bildirilmiştir (20).

Ölçüm hatasına neden olan diğer bir problem hastanın fiksasyonunu sağlayamamasıdır. Bu durumda hastanın diğer gözü ile fikse etmesine çalışılmalıdır. Ölçüm yapılan gözde şaşılık mevcutsa olabildiğince göz primer pozisyona getirilerek ölçüm yapılmalıdır. Nistagmus varlığında ise immersiyon tekniğinin daha doğru ölçüm verdiği belirtilmektedir (2).

Bazı gözlerde lenste oluşan kalsifikasyon, gönderilen ses dalgası için parsiyel veya tam blokaj yapabilmektedir. Lense ait yansımalar çok yüksek izlenirken, retina refleksi daha düşük izlenebilir (3). Blokajı yenmek için aletin sensitivitesi arttırılmalıdır, yine net refle alınmazsa B- mod

ultrasonografi ile beraber karşılaştırma amacı ile diğer gözün AU ölçülmesidir. Aslında bugün kabul edilen görüş her zaman için her iki gözün AU'nun beraber ölçülmesidir. Ayrıca kişinin daha önceki refraksiyon durumu sorulmalıdır.

AU ölçümü için geliştirilen diğer bir teknik ise kontakt olmayan parsiyel koherens interferometridir. Cihaz, AU'yu, keratometriyi, ön kamara derinliğini ölçtüktan sonra GİL gücünü hesaplamaktadır (21). Yüksek ametropi, pupil çapı ve akomodasyondan etkilenmemektedir. Alet aynı zamanda afak, psödo-fak ve silikon yağı verilen gözlerde de güvenilir ölçümler yapabilmektedir.

Dekolman cerrahisi geçiren gözlerin, silikon yağı verilen gözlerin, normal gözlere göre daha uzun olacakları akılda tutulmalıdır. Silikon yağı verilen gözlerde ölçüm yapılırken aletin ses hızı değiştirilmelidir. Çünkü ses hızı silikon yağı içinde aköz ve vitreusa göre daha yavaştır. Silikon yağı verilmiş 18 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada ses hızının silikon içinde azalmasına ve hastanın pozisyonuna bağlı silikonun yer değiştirmesi sonucu AU' un normalden daha uzun ölçüldüğü bildirilmiştir (22).

Diagnostik amaçlı AU ölçümü (3);

- Konjenital glokom; göz içi basıncının (GİB) artmasına bağlı AU artar. AU ölçümü megalokorneanın ayırıcı tanısında kullanılmaktadır. Megalokorneada AU normal sınırlardadır. Ayrıca filtrasyon cerrahisinin etkinliğini de gösterir. Başarısız cerrahi sonrası AU artmaya devam etmektedir.
- Psödoekzoftalmus; ekzoftalmus görüntüsünün aksiyel miyopiye bağlı olduğu durumlarda izlenir. İki göz arasındaki AU farkı 1 mm'den fazladır.
- Arka kutup kolobomu; yüksek miyop gözlerde AU'un artmasına bağlı izlenmektedir. İki göz arasındaki AU farkı 1 mm'den fazladır.

- Fitizis bulbi; atrofiye bağlı normal göze göre daha kısadır. Göz içi yapılar düzensizdir.

Temizleme ve kalibrasyon;

Her hastadan sonra prob dezenfeksiyon solusyonu (örneğin; Descosept AF® - etanol-didekildimetilamonyumklorid) ile temizlenmelidir. Sonrasında, kornea hasarlanmasını engellemek için su ile durulanmalıdır. Prob sıcağa maruz kalmamalıdır. Zira probun içindeki piezoelektrik kristali hasarlanabilmektedir. Alet her hafta kalibre edilmelidir.

Ameliyat öncesi biometri uygulaması sayesinde ameliyat sonrası tahmin edilemeyen yüksek ametropi engellenmektedir. GİL implantasyonunda ameliyat sonrası refraktif hatalar genellikle kısa ve uzun gözlerde olmaktadır. Bu hatayı gidermek amaçlı GİL gücünü hesaplayan çok sayıda değişik formül bulunmaktadır. Bazı formüller kısa, bazıları uzun, bazıları da normal gözler için önerilse de hala tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Fikir birliği olunan tek nokta ise, formüller arasındaki hatanın biometrik hataların yanında kabul edilebilir düzeyde olmasıdır.

Ameliyat sonrası refraksiyon değeri her hastanın ihtiyacına, yaşam biçimine göre ayarlanmalıdır. Ameliyat öncesi miyop olan hastalar ameliyat sonrası hafif miyop, hipermetrop olanlar ise emetrop olmayı tercih etmektedirler. Diğer gözün durumu da ameliyat sonrası anizometri ve anizokoni açısından önem kazanmaktadır. Diğer gözünde kataraktı olan ve ameliyat planlanan hastalarda - 0.50 D miyopi planlanması tercih edilmektedir. Diğer gözü psödo-fak olan hastalarda ise o gözün refraksiyon kusuruna göre GİL hesaplanmalıdır.

GİL gücünün hesaplanmasında teorik ve regresyon formülleri kullanılmaktadır. Kullanılan formüllerde çeşitli parametrelerden yararlanır. AU ölçümünden önce keratometrik değerler ölçülmelidir. Çünkü AU ölçümü sırasında azda olsa kornea hasarlanabilmektedir. Keratometreler kornea ile havanın kırma indeks farkını kornea ön

eğim yarıçapına bölerek korneal kırıcılığı ölçerler. Keratometrik ölçümde yapılan 1 D'lik ölçüm hatası ameliyat sonrası dönemde refraksiyonu yaklaşık 1 D etkilemektedir (23). Çalışmalarda ölçüm hatalarının yaklaşık %25'inin korneal kırıcılık hesaplamalarından kaynaklandığı, fakat en yüksek hata payının %54-68 ile AU ölçüm hatalarına ait olduğu belirtilmiştir (24, 25).

Tahmini ön kamara derinliği (ÖKD), kornea tepesi ile GİL' nin ön yüzü arasındaki uzaklıktır. Ameliyat öncesi ölçülmesi mümkün olmayan parametredir. Retrospektif yapılan çalışmalarda ÖKD ortalaması yapılan regresyon formülleri ile belirlenmiştir (26). Her lens için öngörülen bir ÖKD değeri mevcuttur. ÖKD yerine etkin lens pozisyonu (ELPo) da kullanılabilir (14). ÖKD değeri ön kamara lenslerinde 2.8- 3.3 mm, iris destekli lenslerde 3.3-3.5 mm, arka kamara lenslerinde 4.0-5.3 mm arasında değişmektedir (3). GİL implante olması gereken yerden daha önde ise refraksiyon daha miyopik, daha arkada ise daha hipermetropik olacaktır. ÖKD'de 1 mm'lik hata miyop gözlerde 1 D, emetrop gözlerde 1.5 D, hipermetrop gözlerde ise 2.5 D'lik postoperatif refraksiyon hatasına neden olmaktadır (27, 28).

Regresyon formülleri ile normal gözlerin dışına çıkıldığında refraksiyon hatalarının arttığı görülmüştür. Bu durumda önerilen her cerrahın kendisine ait kişisel A sabitinin kullanılmasıdır (27).

$$A = (SE \times Rf) + GİL + (2.5 \times L) + (0.9 \times K) - C$$

SE: Sferik eşdeğer (D) L: Aksiyel uzunluk (mm)

Rf: Refraksiyon faktörü (GİL 16 D'den küçükse 1.25, 16 D'den büyükse 1.0)

K: Ortalama keratometri (D)

C: Aksiyel uzunlukla ilgili düzeltme faktörü

Teorik formüllerin temelini Gauss Optiği oluşturmaktadır. Formül teorik sabitlerle geometrik kuralların şematik gözlerle uyarlanması sonucu ortaya çıkmıştır.

$$P = (n / L - \text{ÖKD}) - (n \times k / n - K \times \text{ÖKD})$$

P: Emetropi için gerekli GİL gücü (D)

n: Aköz ve vitreus refraktif indeksi

L: Aksiyel uzunluk K: Korneal kırıcılık

Colenbrander, Hoffer, Shammaş, Holladay, Sanders-Retzlaff- Kraff/ T (SRK/T), Binkhorst formülleri teorik formüllerdir.

Regresyon formülleri postoperatif hastaların refraktif ölçüm değerlerinin retrospektif incelemeleri sonucu ortaya çıkmıştır.

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

P: Emetropi için gerekli GİL gücü

L: Aksiyel uzunluk

K: Korneal kırıcılık A: Kişisel A sabiti

SRK en ünlü ve en sık kullanılan regresyon formülüdür.

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.

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

SRK/ T ise teorik bir formüldür, daha ziyade uzun gözler için geliştirilmiştir. SRK- II, SRK formülünün modifikasyonudur ve tüm dünyada en yaygın olarak kullanılan GİL hesaplama formülüdür.

Yapılan çalışmalarda teorik formüllerin kısa gözlerde daha yüksek miyopi, uzun gözlerde ise hipermetropiye neden olduğu görülmüştür (29, 30). Regresyon formüllerinde ise bu durumun tam tersi görülmektedir.

Sanders, Retzlaff ve Kraff (5) 4000 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada SRK/ T, Holladay, Binkhorst ve SRK- II formüllerini karşılaştırmışlardır. AU' u 22.0- 24.5 mm olan hastalarda formüller arasında farklılık izlenmemiştir. 22. 00' den kısa gözlerde ve 24.5- 26.9 mm arasında SRK- II' nin daha az refraksiyon hatası verdiği; 29.0 mm' in

üzerindeki AU da ise SRK/ T' nin daha güvenilir olduğu görülmüştür. Aynı grubun 1050 göz üzerinde yaptıkları diğer bir çalışmada kısa gözlerde SRK/ T' nin daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (31). 344 göz üzerinde SRK- II' nin güvenilirliği araştırılmış ve 22.0 – 24.5 mm arasında olan gözlerde güvenilir olduğu, 24.5 mm' in üzerinde olan gözlerde ise güvenilir olmadığı görülmüştür (32). Diğer bir çalışmada 27.0 mm' nin üzerinde AU' u olan 170 gözde L- SRK ve SRK/ T' nin diğer formüllerden daha güvenilir olduğu bildirilmiştir (33). Japon çalışma grubunun (34) 786 göz üzerinde yaptıkları çalışmada 22.0 mm' den kısa gözlerde S- SRK, 22.0- 26.5 mm arasında olan gözlerde SRK- II ve Holladay, daha uzun gözlerde ise SRK/ T ve L- SRK güvenilir bulunmuştur.

Inatomi ve ark.'larının (35) yaptıkları çalışmada kısa gözlerde SRK/ T' nin S- SRK, SRK- II, Holladay ve Hoffer Q' dan daha doğru sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. 2 ayla 10 yaş arasında GİL konan 47 hasta retrospektif olarak değerlendirildiğinde SRK/ T, SRK- II, Holladay ve Hoffer Q formülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmemiştir (36). 22.5 mm' den kısa AU olan 217 gözde S- SRK' nın SRK- II, SRK/ T ve Binkhorst formüllerine göre daha güvenilir olduğu görülmüştür (37). Hoffer' in (38) 450 olguluk çalışmasında Hoffer Q, Holladay ve SRK/ T' nin benzer sonuçlar verdiği, SRK- II' den daha güvenilir oldukları gösterilmiştir. Ayrıca çalışmada 22.0 mm' den kısa gözlerde Hoffer Q daha doğru sonuçlar vermiştir.

Olsen' nin (39) yaptığı çalışmada, teorik formüllerin postoperatif beklenen refraksiyondan ortalama 0.72 D daha miyopiye neden olduğu, SRK' nin ise 0.77 D hipermetropiye neden olduğu kaydedilmiştir. Teorik formüllerde ÖKD sabitinin, regresyon formüllerinde A sabitinin kişiselleştirilmesi ile hataların azalacağını belirtmiştir. Singh ve ark.'larının (40) çalışmasında da SRK ve Binkhorst formüllerinin A sabitinin kişiselleştirilmesiyle daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Kiki ve ark.'larının(41) yaptıkları çalışmada biometri yapılan grup ile yapılmayan grup karşıla-

tırılmış ve biometri yapılmayan grupta hatanın daha az olduğu görülmüştür. Fakat hatanın biometrinin başarısızlığından değil, ölçüm hatalarından kaynaklandığı düşünülmüştür. İnan ve ark.'larının (42) yaptıkları çalışmada yine biometri yapılan grup ile yapılmayan grup karşılaştırılmış ve biometri yapılan grubda hatanın daha az olduğu görülmüştür. Oğuz ve ark.'larının (43) 153 göz üzerinde yaptıkları çalışmada SRK- II formülünde kişisel A sabitinin kullanılması ile sonuçların daha güvenilir olduğu görülmüştür.

PPK + katarakt ameliyatı olan 46 olguda SRK, SRK/ T, Holladay ve Hoffer Q formülleri karşılaştırılmış ve aralarında anlamlı bir farklılık izlenmemiştir (44). Formüllerde cerrahın kişisel değerlerini kullanması önerilmiştir. 4 D'nin altında 70 göz ile 4 D'nin üstünde 42 gözün radial keratotomi öncesi ve sonrası AU ölçümleri yapılmış ve aralarında anlamlı bir farklılık izlenmemiştir (45). PRK yapılan iki olguda ameliyat öncesi ölçülen AU ve keratometri değerleri ile SRK/ T ve SRK- II formülleri kullanılarak GİL gücü hesaplanmış; keratometrik değerler açısından korneal plana göre hesaplandığında SRK/T'nin, gözlük planına göre hesaplandığında SRK- II'nin daha güvenilir olduğu görülmüştür (46).

Silikon yağı verilen 8 gözde ameliyat öncesi yapılan AU ve keratometri değerlerine göre SRK-II, SRK/ T ve Holladay formülleri ile GİL gücü hesaplanmış ve aralarında farklılık izlenmezken hastalarda yaklaşık 4 D hipermetropi görülmüştür (47). Katarakt ameliyatından 2 ay sonra silikon yağı geri alınan 2 hastada refraksiyonun 0.50 D'ye düşmesi üzerine silikon yağının hipermetropik şifte neden olduğu ve katarakt ameliyatından sonra göz içinde uzun süre silikon yağı kalacaklarda bu durumun göz önünde tutulması gerekliliği vurgulanmıştır.

Aksiyel uzunluk ölçümü ve GİL gücünün hesaplanmasında hataları en aza indirmek için;

- AU ölçümü dikkatli ve mümkün olduğunca aynı kişi tarafından yapılmalıdır
- Prob optik aksa dik olmalıdır

- Lens ön- arka kapsülüne ve vitreo- retinal ara yüzeye karşılık gelen ekolar yeterli yükseklikte ve eşit olmalıdır
- Periyodik aralıklarla ultrason ve keratometri aleti kalibre edilmelidir
- Her lens için kişisel A sabiti ve ÖKD değeri kullanılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Guthoff R. Ultrasound in ophthalmologic diagnosis. A practical guide. New York: Thieme Medical Publishers, Inc. 1991: 1-24.
2. Byrne SF, Green RL. Axial eye length measurements. In: Craven, eds. Ultrasound of the eye and orbit. St Louis: Mosby Company, 1992: 215- 41.
3. Shammas HJ. Axial length measurements. In: Klein EA, eds. Atlas of ophthalmic ultrasonography and biometry. St Louis: Mosby Company, 1984: 273-301.
4. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. Implant power calculation. In: Percival P, eds. Color atlas of lens implantation. Mosby Company, 1991: 155-8.
5. Shammas HJ. Intraocular lens power calculations. In: Glendale CA, eds. Avoiding the errors. The new circle publishing House, 1996: 64-78.
6. Masson PJ. Echography in ophthalmology. 3rd ed. USA: Year Book Medical Publishers, Inc. 1985: 13-21.
7. Koplın RS, Gernsten M, Hodes B. Real time ultrasonography and biometry. SLACK incorporated, 1985; 170-89.
8. Allison KL, Price J, Odin L. Asteroid hyalosis and axial length measurement using automated biometry. J Cataract Refract Surg 1991; 17: 181-6.
9. Erkin EF, Tarhan S, Öztürk F. Axial length measurement and asteroid hyalosis. J Cataract Refract Surg 1999; 25: 1400-03.
10. Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. Am J Ophthalmol 1989; 107: 89.
11. Milauskas AT, Marney S. Pseudo axial length increase after silicone lens implantation as determined by ultrasonic scans. J Cataract Refract Surg 1988; 14: 400.
12. Eddin AS, Abdel H, Ahmad K. Intraocular lens power calculation in triple procedure. Br J Ophthalmol 1989; 73: 709-13.
13. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1992; 18: 125-9.
14. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1997; 23: 1356-70.

15. Olsen T, Corydan L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21: 313-9.
16. Raj PS, Ilango B, Watson A. Measurement of axial length in the calculation of intraocular lens power. *Eye* 1998; 12: 227-9.
17. Butcher JM, O'Brien C. The reproducibility of biometry and keratometry measurements. *Eye* 1991; 5: 708-11.
18. Ossoining KC. Standardized echography: Basic principles, clinical applications and results. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19: 127.
19. Berges O, Puech M, Assouline M, Letenneur L, Gastellu-Etchegorry M. B-mode-guided vector-A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24: 529-35.
20. Zaldivar R, Shultz MC, Davidorf JM, Holladay JT. Intraocular lens power calculations in patients with extreme myopia. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 668-74.
21. Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK et al. Partial coherence interferometry: A novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 1998; 126: 524-34.
22. Eryıldırım A, Alaluf A, Topçu H, Çağlayan M, Sağban L, Topaloğlu E. İntravitreal silikon içeren olgularda ultrasonografi. XXVII. Ulusal Türk Oftalmoloji Kongre Bülteni. İzmir: Yeniyo Matbaası, 1993: 1046-50.
23. Hoffer KJ. Biometry of 7500 cataractous eyes. *Am J Ophthalmol* 1980; 90: 360-8.
24. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JV, Russ RS. A three party system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 17-24.
25. Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981; 12: 363-5.
26. Olsen T, Olsen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperatif intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 587-90.
27. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 333-40.
28. Olsen T. Prediction of intraocular lens position after cataract extraction. *J Cataract Refract Surg* 1986; 12: 376-9.
29. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using epiracal data. *Amer Intraoc Implant Soc J* 1980; 6: 263-7.
30. Shammas HJ. The fudged formula for intraocular lens power calculations. *Amer Intraoc Implant Soc J* 1982; 8: 350-2.
31. Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC, Gimbel HV, Roonan MG. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 341-6.
32. Nurözler A, Ünlü N, Yalvaç IS, Rasim R, Duman S. The SRK-II formula in calculation of intraocular lens power. *Ophthalmologica* 1998; 212: 153-6.
33. Kijimata T, Kozawa T, Kora Y, Yaguchi S, Inatomi M, Koide R et al. Accuracy of intraocular power calculation formulas. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 1999; 103: 470-6.
34. Kora Y, Kitazato T, Inatomi M, Koide R, Yaguchi S, Ozawa T et al. An intraocular lens power calculation for high myopia. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 1995; 99: 692-5.
35. Inatomi M, Ishii K, Koide R, Kora Y, Ozawa T. Intraocular lens power calculation for microftalmos. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 1208-12.
36. Andreo LK, Wilson ME, Saunders RA. Predictive value of regression and theoretical IOL formulas in pediatric intraocular lens implantation. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 1997; 34: 240-3.
37. Kora Y, Nishihara H, Inatomi M, Koide R, Ozawa T, Kaneko M. Intraocular lens power calculation for short eyes. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 1995; 99: 1186-89.
38. Hoffer KJ. The Hoffer-Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 700-12.
39. Olsen T, Andersen CU, Plesner HJ. Computerised intraocular lens calculation: Clinical results and predictability. *Br J Ophthalmol* 1989; 73: 220-4.
40. Singh M. SRK-II formula in the calculation of intraocular lens power. *Br J Ophthalmol* 1989; 73: 823-6.
41. Kiki M, Alanyalı A, Yıldırım A. Göz içi lens implantasyonunda biometrinin önemi ve hata kaynakları. *Türk Oftalmoloji Derneği 30. Ulusal Kongresi* 1996; 2: 392-9.
42. İnan Y, Kural G. Biometrik ölçümlerde göz içi lens gücünün hesaplanmasının postoperatif refraksiyona etkisi. *T Oft Gaz* 1992; 22: 249-52.
43. Oğuz H, Üstüner A. Arka kamara göz içi lens gücü, kişisel A sabiti hesaplamasının önemi. *MN Oftalmoloji* 1998; 5: 5-6.
44. Flowers CW, McLeod SD, McDonnell PJ, Irvine JA, Smith RE. Evaluation of intraocular lens power calculation formulas in the triple procedure. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22: 116-22.
45. Demirok A, Cinal A, Şimşek S, Yaşar T, Bayram A, Yılmaz ÖF. Changes in anterior chamber depth and axial length measurements after radial keratotomy. *Eye* 1999; 13: 55-8.

46. Kalski RS, Danjoux JP, Fraenkel GE, Lawless MA, Rogers C. Intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for high myopia. J Refract Surg 1997; 13: 362-6.
47. Grinbaum A, Treister G, Moisseiev J. Predicted and actual refraction after intraocular lens implantation in eyes with silicone oil. J Cataract Refract Surg 1996; 22: 726-9.

Geliş Tarihi: 14.05.2001

Yazışma Adresi: Dr.Nilüfer KOÇAK
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi
Göz Hastalıkları AD,
İnciraltı, İZMİR