

Göz İçi Mercek Gücü Hesaplamasında Özelleştirilmiş A Sabiti Kullanımı*

Use of Customized A-Constant in Calculating Intraocular Lens Power

Emine Deniz EĞRİLMEZ¹, Emrah MAT², Arda KARAGÖZ³, İlkey ÇAKIR MERMUT⁴, Şeyda UĞURLU⁵

ÖZ

Amaç: Kataraktlı hasta grubumuzda özelleştirilmiş a sabiti kullanımının hedeflenen refraksiyona ulaşma üzerindeki etkisini araştırmak.

Gereç ve Yöntem: Çalışmaya ek göz hastalığı bulunmayan, katarakt evlendirmesi ameliyat öncesinde yapılmış hastalar dahil edildi. A-scan ultrasonik biometri (HiScan, Optikon, İtalya) cihazı ile temaslı A-scan aksiyel uzunluk ölçümü, keratometri (Ophthalmometer, CSO, İtalya) cihazı ile kornea gücü ölçümü aynı hekim tarafından yapılmıştı.

Bulgular: Dosyaları eksiksiz olup, çalışmaya dahil edilen 52 hastanın, 32'si bayan 20'si erkekti. Katarakt evreleri ortalama 2.66 ± 0.52 (1 ila 4 arası), ortalama hedef sferik eşdeğer -0.70 ± 0.24 dioptri (D) olup ortalama sonuç refraksiyon -1.28 ± 0.66 D idi. Hedef refraksiyondan mutlak sapma miktarı, ortalama 0.65 ± 0.45 D (0.04 ila 2.51 arası), net sapma miktarı, ortalama -0.58 ± 0.54 D (+0.85 ila -2.51 arası) bulundu. Standart a sabiti ile hedef refraksiyonu ± 0.50 D'de yakalama başarımlarımız %38.4 (21/52 göz); ± 1.00 D'de yakalama başarımlarımız %82.7 (43/52 göz) idi. Net sapma ortalamasını dikkate alarak oluşturduğumuz özelleştirilmiş A-sabiti (standart a sabiti+net sapma ortalaması) kullanıldığında, hedef refraksiyonu ± 0.50 D'de yakalama başarımlarımızın %69.2 (36/52 göz); ± 1.00 D'de yakalama başarımlarımızın da %96.2 (50/52 göz) düzeyine çıkabileceği görüldü.

Sonuç: Temaslı ultrasonik biometri sırasında göze yapılan bası nedeniyle kısa aksiyel uzunluk ölçümü, miyopik yönde sonuç refraksiyon sapmasına neden olmaktadır. Ölçüm yapanın alışkanlığına bağlı bu hata, özelleştirilmiş A-sabiti kullanımıyla, etkin biçimde düzeltilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biometri, refraksiyon, göz içi lensi.

ABSTRACT

Purpose: To investigate the effect of using customized A-constant on reaching target refraction in cataract patients.

Materials and Methods: The study included patients whose cataract stage was determined prior to surgery and who had no additional ocular disease. The same physician measured contact A-scan axial length and corneal strength using an A-scan ultrasonic biometry device (HiScan, Optikon, Italy) and a keratometry device (Ophthalmometer, CSO, Italy), respectively.

Results: Of the 52 patients with complete medical files accepted to the study, 32 were women and 20 were men. The average cataract grade was 2.66 ± 0.52 (1 to 4); mean target spheric equivalent was -0.70 ± 0.24 diopter (D) and mean final refraction was -1.28 ± 0.66 D at the 2 month post-operative examination. Mean absolute deviation from target refraction was found to be 0.65 ± 0.45 D (0.04 to 2.51), mean net deviation was -0.58 ± 0.54 D (+0.85 to -2.51). Using standard A-constant, 38.4% (21/52) of the eyes were within ± 0.50 D of the target refraction and 82.7% (43/52) of eyes were within ± 1.00 D. When the customized A-constants based on mean net deviation were used, these levels increased to 69.2% (36/52) for within ± 0.50 D of the target refraction and 96.2% (50/52 eyes) for within ± 1.00 D.

Conclusion: Contact with the eye during contact ultrasonic biometry results in a short axial length measurement and causes deviation in the final refraction toward myopia. Through the use of customized A-constant, this habitual measurement error can be corrected effectively.

Key Words: Biometry, refraction, intraocular lens.

*Bu çalışma TOD 41. Ulusal Oftalmoloji Kongresi'nde (2007, Antalya) sunulmuştur.

- 1- M.D., Atatürk Training and Research Hospital, Eye Clinic, Izmir/TURKEY
EGRILMAZ E.D., denizegrilmez@hotmail.com
- 2- M.D., Ersin Aslan State Hospital, Eye Clinic, Gaziantep/TURKEY
MAT E., dremrahmat@yahoo.com
- 3- M.D., Duzce State Hospital, Eye Clinic, Duzce/TURKEY
KARAGOZ A., ardakaragozdr@yahoo.com.tr
- 4- M.D., Esrefpasa State Hospital, Eye Clinic, Izmir/TURKEY
ÇAKIR MERMUT I., tycheisme5@gmail.com
- 5- M.D. Associate Professor, Atatürk Training and Research Hospital, Eye Clinic, Izmir/TURKEY
UGURLU S., ugurluseyda@yahoo.com

Geliş Tarihi - Received: 04.08.2014

Kabul Tarihi - Accepted: 07.08.2014

Glo-Kat 2015;10:111-114

Yazışma Adresi / Correspondence Address: M.D., Emine Deniz EGRILMEZ
Atatürk Training and Research Hospital, Eye Clinic, Izmir/TURKEY

Phone: +90 232 244 44 44

E-mail: denizegrilmez@hotmail.com

GİRİŞ

Günümüzde katarakt ameliyatları, görsel rehabilitasyon için olduğu kadar refraktif düzeltme için de yüksek beklentilerin olduğu bir göz cerrahisidir 1-3. Bu beklenti, göz hekimlerini, göziçi mercek gücü implantasyonunda daha öngörülebilir davranmaya zorlamaktadır. Formüller ve cihaz teknolojileri giderek bu amacı kolaylaştırırken, cerrahların kendine özel yaklaşım farklılıkları, halen varlığını sürdürmektedir. Optik ölçüm temelli biometri cihazları, temassız ölçüm rahatlığı, fiksasyona odaklı görsel ekseninde aksiyel uzunluk ölçümü, ses dalgası yerine ışık dalgalarına dayalı yüksek duyarlılık, ölçümlerin ölçüm yapan kişiye ait değişkenlik katsayısını çok azaltmıştır.³⁻⁵ Ancak, optik biometri cihazlarının giderek yaygınlaştığı günümüzde, halen gözlerin %10-20'sinde optik yöntem ile ölçüm alınamamakta, en yaygın oküler biometrik donanım olan ultrasonik biometri cihazları kullanılmaya devam etmektedir.³ Hem optik hem ultrasonik ölçümler için, aynı hesaplama formüllerinin kullanıldığı oftalmoloji pratiğinde, bu formüllerdeki "a sabiti"nin özelleştirilmesi, cerraha özel değişkenlik faktörlerinin sonuçlarını dikkate alarak, göz içi mercek gücü hesaplarının daha öngörülebilir hale getirilmesi için önemli bir gerekliliktir.^{2,4,6,7}

Biz bu çalışmamızda göz hekimlerinin, göziçi mercek gücü hesaplamalarında, kendilerine özel (kişiselleştirilmiş) a sabiti oluşturabilmeleri için kolay bir yaklaşım örnekleyerek, mevcut donanım ve yazılımlarıyla elde edebilecekleri refraktif sonuç başarısını, temaslı ultrasonik biometri özelinde ve SRK-T formülü üzerinde araştırdık.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, kliniğimizde rutin katarakt ameliyatı yapılmış, dosya kayıtları eksiksiz olan hastaların verileri üzerinden, retrospektif veri analizi biçiminde yapılmıştır. Tüm işlemler Helsinki Deklerasyonu Prensipleri'ne (www.wma.net/e/policy/b3.html) uygun olarak yapılmış, her hastanın yapılan işleme ait yazılı bilgilendirilmiş onam formu dosyasında yer almaktadır. Çalışma, dosya üzerinden verilerin analizi ve bu analizlere dayanarak teorik çıkarım yapılması biçiminde geriye dönük bir yorum biçiminde olduğu için etik kurul onayı gerekli görülmemiştir.

Çalışmaya katarakt ameliyatı olmak üzere kliniğimize başvuran, ek göz hastalığı veya geçirilmiş başkaca göziçi cerrahisi öyküsü bulunmayan, dosyaları eksiksiz, katarakt evrelemesi ameliyat öncesinde yapılmış hastalar dahil edildi. Kataraktlar lens opasite sınıflandırma sistemine (LOCS III) göre değerlendirildi.⁸ A-scan ultrasonik biometri (Hi-Scan, Optikon, İtalya) cihazı ile temaslı A-scan aksiyel uzunluk ölçümü, keratometri (Ophthalmometer, CSO, İtalya) cihazı

ile kornea gücü ölçümü aynı hekim (E.M.) tarafından yapıldı. Ameliyat sonrası 2. ayda subjektif refraksiyon ile sonuç refraksiyonun belirlendi. Hedef refraksiyon ile sonuç refraksiyon arasındaki farklar net ve mutlak ortalamalar halinde hesaplandı. Tüm hesaplamalar SRK-T formülü ile yapıldı.

Tekrarlanabilirlik analizinde, Bland-Altman yaklaşımı uygulandı 9. Aynı hekimin, aynı gönüllünün gözünde yaptığı 10 ölçümden ilki referans kabul edilerek, diğer 9 tanesi ile ilk ölçüm arasındaki farklar üzerinden hesaplandı (Tablo). Ölçüm tekrarı sayısı 60'tan fazla olanlarda ortalama ile 1.96 standart sapma aralığı esas alınırken, tekrar sayısı daha az olan örneklerde 1.96 yerine 2 standart sapma aralığı esas alınarak aşağıdaki formül kullanıldı:

Tablo: Biometri yapan kişiye ait ölçümlerin tekrarlanabilirlik analizi.

İlk (Referans) Ölçüm	Sonraki 9 ölçüm	Fark
22.91	22.88	0.03
22.91	22.95	-0.04
22.91	22.91	0
22.91	22.91	0
22.91	22.88	0.03
22.91	22.91	0
22.91	22.88	0.03
22.91	22.91	0
22.91	22.91	0
	Ortalama	0.006
	Standart sapma	0.022

Ölçümler arası tutarlılık sınırı=Ortalama +2 standart sapma

Bu farkların ortalaması ile standart sapmasının iki katının oluşturduğu aralık (ortalama+2 standart sapma), ölçümler arası tutarlılığın sınırı (limits of agreement) kabul edildi.⁹ Bu aralıktaki değişimler gerçek bir ölçüm farkı sayılmayıp, ölçüm yapan kişinin ve cihazın ölçümler arası değişkenlik payı olarak kabul edildi.

İstatistiksel Analiz

Ameliyat öncesi ve sonrasına ait ölçümler bağımlı t testi ile karşılaştırıldı. Hedeflenen refraksiyondan sapmalar aritmetik net ortalama ve mutlak değer ortalaması cinsinden hesaplandı. Standart a sabiti ve özelleştirilmiş a sabiti ile elde edilen hedef refraksiyonu yakalama oranları ki-kare testi ile karşılaştırıldı.

BULGULAR

Çalışmaya katarakt ameliyatı kliniğimizde yapılan 32'si bayan 20'si erkek 52 hastanın 52 gözü dahil edildi. Katarakt evresi ortalama 2.66±0.52 (1 ila 4 arası), hedef sferik eşdeğer -0.70±0.24 dioptri (D) olup sonuç refraksiyon -1.28±0.66 D idi.

İmpante edilen katlanır hidrofilik akrilik göz içi merceklerinin (Ocuflex, ANUG, Hindistan) dioptri ortalaması 21.41 ± 2.53 D (11 ila 26 arası) olup, "a sabiti", 118.0 idi. Aksiyel uzunluk ortalama 23.36 ± 1.06 mm (21.22 ila 26.76 arası) bulundu.

Hedef refraksiyondan mutlak sapma ortalaması 0.65 ± 0.45 D (0.04 ila 2.51 arası), net sapma ortalaması -0.58 ± 0.54 D (+0.85 ila -2.51 arası) bulundu. Göziçi mercek üreticisinin standart standart a sabiti ile hedef refraksiyonu ± 0.50 D'de yakalama başarımlarımız %38.4 (21/52 göz); ± 1.00 D'de yakalama başarımlarımız %82.7 (43/52 göz) idi. Net sapma miktarını dikkate alarak, oluşturduğumuz özelleştirilmiş A-sabiti (standart a sabiti+net sapma ortalaması= $118.0 + (-0.58) = 117.4$) kullanıldığında, hedef refraksiyonu ± 0.50 D'de yakalama başarımlarımızın %69.2 (36/52 göz); ± 1.00 D'de yakalama başarımlarımızın da %96.2 (50/52 göz) düzeyine çıkabileceği görüldü. Hedef refraksiyon aralığını yakalama başarısındaki artışlar, hem ± 0.50 , hem ± 1.00 D için, istatistiksel açıdan çok anlamlı bulundu ($p > 0.01$, ki-kare testi).

Özelleştirilmiş a sabiti ile mutlak sapma ortalaması 0.65 ± 0.45 D (0.04 ila 2.51 arası) düzeyinden, 0.39 ± 0.37 D (0.00 ila 1.93 arası) düzeyine azaldı ($p < 0.01$, bağımlı t testi).

Tekrarlanabilirlik analizinde, temaslı ultrasonik biometri için ölçümleri yapan çalışmacımızın (E.M.), ilk ölçümü olan 22.91 mm referans ölçüm olarak alındı. Diğer 9 ölçüm ile ilk ölçüm arasında ortalama 0.006 mm fark bulundu. Bu farkların standart sapması 0.022 mm olup, bu standart sapmanın 2 katı ortalama ya eklenince, ölçümler arası tutarlılığının sınırı (limits of agreement) = $0.006 + 2 * 0.022 = 0.05$ mm bulundu.

TARTIŞMA

Günümüzde katarakt cerrahisinde göz içi mercek gücünün öngörülebilir olması, görsel artış beklentisi kadar önemli hale gelmiştir. Biometri teknolojisinin ultrasonik cihazlardan, optik cihazlara doğru değişmesi, ölçüm hassasiyetini 100-120 mikron seviyesinden 10-12 mikron seviyesine değiştirmiştir¹⁰. Optik biometri, 10 kat yüksek hassasiyet dışında, temassız ölçüm yapması avantajıyla, temas kaynaklı aksiyel uzunluk ölçüm hatalarını ortadan kaldırırken, hasta ve uygulayıcıya da önemli bir konfor sunmuştur. Amerika Birleşik Devletleri'nde 2000'li yılların ilk on yılı içinde ultrasonik biometrinin yaygınlığı giderek azalırken, optik biometrininki artmış, 2009 yılı anketlerinde optik biometri kullanımı %80'i bulmuştur.³ Olgun kataraktlar, yoğun arka subkapsüler kataraktlar ve makula dejeneresansı gibi fiksasyon bozukluğu olan hasta grubunda optik biometri ile ölçüm yapılamaması, halen olguların %10-20'sinde ultrasonik biometri kullanımını zorunlu ve vazgeçilmez kılmaktadır.³

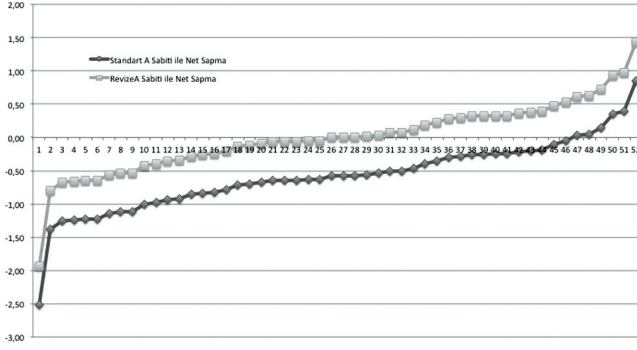
Gerek ülkemizde, gerekse gelişmekte olan ülkelerde halen en yaygın biometrik ölçüm cihazı grubunu oluşturan ve optik biometrinin kullanılmadığı hasta grubu için vazgeçilmez olan ultrasonik biometrilerin, daha etkili ve başarılı kullanımlarını sağlamak da önemli bir gerekliliktir.^{6,7} Dördüncü nesil teorik formüllerde daha çok parametre kullanılmakla birlikte, göziçi mercek gücü hesaplamalarının tümünde kullanılan en temel iki parametre keratometri ve aksiyel uzunluktur.³ Keratometrik ölçüm temassız ve tekrarlanabilirliği yüksek bir parametre olması yanında, hesaplamalarda her bir dioptrilik keratometrik ölçüm hatası sadece 0.9 dioptrilik bir hata kaynağı olmaktadır.¹⁰ Aksiyel uzunluk ise her 1 mm'lik yanlış ölçümün 2.5 dioptri hesap hatasına yol açtığı çok önemli bir parametre olup, ölçümün temasa dayalı olduğu ultrasonik biometri cihazlarında en temel hata kaynağıdır.¹⁰

Tüm ameliyatların aynı teknikle, tüm ölçümlerin aynı kişi tarafından yapılmış olması, hatayı telafi edecek yaklaşımı standardize etme avantajı sunmaktadır. Kapsülöreksis çapı ile göz içi mercek optiğinin çapı arasındaki ilişki, ön kamara derinliği açısından belirleyici olup, serimizin tamamında aynı mercek ve aynı ameliyat tekniği (optik çapından küçük kapsülöreksis çapı) kullanılması da bizleri, hatayı daha çok aksiyel uzunluk üzerinde aramaya yöneltmiştir.

Uygulayıcının kornea üzerine yaptığı bası ve aksiyel uzunlukta yarattığı kısıalma, ölçümler arasında tutarlılık gösterecek bir tarzda ise, bu etkiyi, kullanılan lensin a sabitine yansıtarak, özelleştirilmiş a sabiti yaratılması etkili bir çözüm yoludur.^{2,3}

Kendi olgu serisini geriye dönük olarak inceleyen göz hekimlerinin, net sapma miktarı ortalaması üzerinden biometri hesaplarını revize etmeleri, özellikle temaslı ultrasonik biometri için önemli bir gerekliliktir.^{1,2,10} Kendi serimizde saptadığımız -0.58 dioptrilik miyopik sapma, aksiyel uzunluğu ortalama 0.23 mm kısa ölçecek kadar bası yaptığımızı göstermektedir. Literatürde basıya bağlı bu kısa ölçüm, 0.14 mm ila 0.47 mm arasında olduğu bildirilmiştir.^{1,4,11}

Ölçümler arası değişimin standart sapması ne kadar küçükse, ölçümler arası tutarlılık o kadar yüksek olacaktır. Bland ve Altman'ın 9 klinik ölçümler arası tutarlılık konusundaki yaklaşımı doğrultusunda, ölçümler arası tutarlılık sınırını 0,05 mm bulduk. Serimizde, cihaza ve ölçüm yapan kişiye ait, kontrol edemeyeceğimiz bu miktar, tüm sapma düzeyimizin (0.23 mm) yaklaşık beşte birine karşılık gelmektedir. Bu şekilde ölçümler arası standart sapması düşük olan meslektaşlarımızın, sapmayı dikkate alarak a sabitini özelleştirmelerinin etkili bir çözüm olacağı, yıllar önce ulusal literatürümüzde ifade edilmiştir.^{6,7} Ancak bu iki yayının ardından üzerinde pek durulmamış olan bu konunun, özelleştirilmiş a sabitinin oluşturulmasını açık, net ve anlaşılır biçimde göstermeyi amaçladığımız bu yazıyla tekrar oftalmoloji pratiğimize gireceğini umuyoruz.



Grafik: Standart ve özelleştirilmiş a sabiti ile hedef refraksiyondan sapma düzeyleri.

Hedef refraksiyonu yakalama başarımız standart a sabiti ile ± 0.50 dioptri aralığında %38.4; ± 1.00 dioptri aralığında ise %82.7'dir. Olsen⁵, ± 0.50 dioptri aralığında ultrasonik biometri ile %45, IOL Master ile %62 başarı bildirmiştir. Bu çalışmada⁵, hedef refraksiyondan mutlak sapma miktarı, ultrasonik biometri ile bizim serimizdeki gibi 0.65 D, optik biometriyle 0.43 dioptridir. Standart a sabiti kullanımı ile nispeten düşük olan hedef refraksiyonu yakalama başarımızın, özelleştirilmiş a sabiti ile ± 0.50 dioptri aralığında %69.2; ± 1.00 dioptri aralığında %96.2'ye çıkabileceği görülmüştür. Bu oran, optik biometri ve immersiyonlu ultrasonik biometri ile elde edilen başarılarla karşılaştırılabilir düzeydir. Ülkemizden Kamış ve ark.¹² optik biometriyle yaptıkları (IOL-Master, Zeiss, Almanya) çalışmalarında hedef refraksiyonu yakalama oranlarını ± 0.50 dioptri aralığında %68.75; ± 1.00 dioptri aralığında %87.5 olarak bildirmişlerdir. Haigis¹³ tarafından immersiyonlu ultrasonik biometri ile bildirilen ± 1.00 dioptri aralığındaki başarı oranı %86'dır. Serimizde yüksek miyopi veya hipermetropisi olan olguların pek az yer almış olması başarımızı artıran bir etmendir.

Ultrasonik biometrinin optik biometri ile ölçüm alınamayan olgularda da kullanılabilen bir yöntem olması nedeniyle, kullanımından vazgeçilmesi mümkün değildir. Meslektaşlarımızın kendi ölçümlerinden ve cihaza bağlı ölçüm hatalarından kaynaklanan sapmaları dikkate alarak, refraktif sonuçlarındaki sapma ortalamasına göre özelleştirilmiş a sabiti ile hedef refraksiyona ulaşma başarısını etkin biçimde yükseltilebileceklerini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Gale RP, Saha N, Johnston RL. National Biometry Audit II. Eye 2006; 20:25-8.
2. Osman L, Chung AK. UK national survey on personalized customization of A-constant in cataract surgery. Eye 2010; 24:938-40.
3. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. Saudi Ophthalmol 2012;26:7-12.
4. Findl O, Kriechbaum K, Sacu S, et al. Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry compared to optical biometry before cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2003;29:1950-5.
5. Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. Acta ophthalmologica Scandinavica 2007;85:84-7.
6. Bardak Y, Zilelioğlu G. Ultrasonik biometri ile göz içi lens gücünün hesaplanması. MN Oftalmol Derg 1997;4:70-4.
7. Oğuz H, Üstüner A. Arka kamara göz içi lens gücü kişisel a sabiti hesaplanmasının önemi. MN Oftalmol Derg 1998;5:5-6.
8. Chylack LT, Jr., Wolfe JK, Singer DM, et al. The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group. Arch Ophthalmol 1993;111:831-6.
9. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;1:307-10.
10. Alpíns N, Walsh G. Accurate Biometry and Intraocular Lens Power Calculations. In: A A, ed. Refractive Surgery Nightmares - Conquering Refractive Surgery Catastrophes. NJ: Slack Inc; 2007:237-44.
11. Hennessy MP, Franzco, Chan DG. Contact versus immersion biometry of axial length before cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2003;29:2195-8.
12. Kamış Ü, Kerimoğlu H, Bozkurt B, ve ark. Göz içi lens gücünün hesaplanmasında Iolmaster ile alınan biyometrik ölçümlerin güvenilirliği. Glo-Kat 2009;4:234-7.
13. Haigis W, Lege B, Miller N, et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2000;238:765-73.