

Different Methods for Keratometric Measurement and Corneal Power Formulas following Photorefractive Keratectomy

Baradaran Rafie AR, MD; Rezaie M, MD; Salehirad S, MD*; Shojaei A, MD; Moradi A, Abbasnia E, MD

Ophthalmic Research Center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

*Corresponding Author: shahram_rad1980@yahoo.com

Purpose: To measure corneal power using different methods to assess agreement between these methods among patients who underwent photorefractive keratotomy.

Methods: In this prospective comparative study, keratometry was measured in 66 eyes of 33 refractive surgery candidates using manual keratometry (kr), conventional topography average central corneal power (ACCP), Galilei total corneal power (TCP), Orbscan II and Eye sys (EffRP). Corneal power was also calculated using clinical history method (CHM) and two corneal power formula (adjusted ACCP and adjusted EffRP). The readings by these instruments and methods were compared using t-test. Agreement among the measurements by three devices was assessed using Pearson (R) and intraclass correlation coefficients (ICC). Linear regression analysis was used to quantify this correlation.

Results: The values for CHM were correlated with all keratometric methods and corneal power formulas. However, postoperative kr, ACCP, Orbscan II and EffRP were higher than CHM. (-0.58 ± 0.63 , -0.55 ± 0.66 , -0.51 ± 0.62 , -0.36 ± 0.62 , respectively, $P < 0.001$). CHM demonstrated the least mean difference with TCP, Adjusted ACCP and adjusted EffRP (0.17 ± 0.77 , -0.14 ± 0.63 , 0.07 ± 0.63 , respectively). CHM had narrowest limit of agreement with adjusted EffRP and adjusted ACCP (-1.16 to 1.3 , -1.37 to 1.09 , respectively).

Conclusion: CHM has the least mean difference with TCP, Adjusted ACCP and adjusted EffRP. However, the narrowest limits of agreement were between CHM and adjusted EffRP; and CHM and adjusted ACCP.

Keywords: Manual Keratometry, Tomey (ACCP), Galilei (TCP), Orbscan II, Eye sys (EffRP), Clinical History Method, Adjusted EffRP, Adjusted ACCP

• Bina J Ophthalmol 2013; 19 (1): 10-18.

Received: 29 December 2012

Accepted: 9 July 2013

مقایسه ابزارهای توپوگرافی و فرمول‌های محاسبه قدرت قرنیه با روش تاریخچه بالینی و روش گالیله به دنبال جراحی کراتکتومی فوتورفرکتیو

دکتر علیرضا برادران رفیعی^۱، دکتر محمد رضایی^۲، دکتر شهرام صالحی‌راد^۳، دکتر احمد شجاعی^۴، علی مرادی^۵ و دکتر احسان عباس‌نیا^۶

هدف: اندازه‌گیری قدرت قرنیه با استفاده از توپوگرافی، ارباسکن، کراتومتری دستی، قرنیه و دو فرمول AdjEFFRP و AdjACCP با TCP گالیله و CHM به عنوان مرجع و مقایسه میزان انطباق و همبستگی این دستگاه‌ها و فرمول‌ها در تشخیص قدرت قرنیه در بیماران به دنبال جراحی کراتکتومی فوتورفرکتیو.

روش پژوهش: این مطالعه بر روی ۶۶ چشم از ۳۳ بیمار کاندید جراحی رفراکتیو انجام شد. قدرت مرکزی قرنیه بیماران با استفاده از کراتومتری دستی، توپوگرافی Tomey، ارباسکن، Eye sys و گالیله اندازه‌گیری شد. به علاوه، قدرت مرکزی قرنیه با استفاده از روش تاریخچه بالینی (CHM) و دو فرمول AdjEFFRP و AdjACCP نیز اندازه‌گیری شد. از شاخص‌های همبستگی مانند ضریب پیرسون (r) و ضریب همبستگی بین گروهی (ICC) برای توصیف کیفی ارتباط داده‌ها و از آنالیز رگرسیون برای توصیف کمی ارتباط بین داده‌ها و از آزمون t برای مقایسه میانگین داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: روش CHM با همه روش‌های کراتومتری و دو فرمول AdjEFFRP و AdjACCP همبستگی داشت. اما مقادیر کراتومتری

دستی، توپوگرافی Tomey، ارب اسکن و Eye sys به طور معنی‌داری بیش‌تر از روش CHM بودند (به ترتیب 0.155 ± 0.066 ، 0.158 ± 0.063 ، 0.136 ± 0.062 و 0.151 ± 0.062). CHM کم‌ترین اختلاف میانگین را با TCP و دو فرمول AdjEfferp و AdjAccp داشت (به ترتیب، 0.107 ± 0.063 ، 0.117 ± 0.077 و 0.14 ± 0.063) ولی باریکترین محدوده توافق بین CHM و دو فرمول AdjAccp و AdjEfferp وجود داشت (به ترتیب، 1.37 - تا 1.09 و 1.16 - تا 1.3).

نتیجه‌گیری: روش‌های کراتومتري (شامل کراتومتري دستی و Tomey، ارب اسکن II و Eye Sys) مقادير کراتومتري قرنیه را بیش‌تر تخمین می‌زنند و می‌توانند منجر به تغییر هایپراپیک در محاسبه لنز داخل چشمی شوند. داده‌های AdjAccp، AdjEfferp و TCP کم‌ترین میزان اختلاف را از نظر میانگین با CHM دارند ولی با توجه به توزیع متفاوت داده‌ها، بیش‌ترین میزان توافق بین CHM و دو فرمول AdjAccp و AdjEfferp وجود دارد.

• مجله چشم‌پزشکی بینا ۱۳۹۲؛ دوره ۱۹، شماره ۱: ۱۸-۱۰.

• پاسخ‌گو: دکتر شهرام صالحی‌راد (email: shahram_rad1980@yahoo.com)

دریافت مقاله: ۹ دی ۱۳۹۱

تایید مقاله: ۱۸ تیر ۱۳۹۲

۱- دانشیار- مرکز تحقیقات مهندسی بافت چشم- چشم‌پزشک- دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۲- دستیار چشم‌پزشکی- دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۳- استادیار- چشم‌پزشک- دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌اله

۴- اپتومتریست- دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

تهران- پاسداران- بوستان نهم- خیابان پایدارفرد (خیابان امیر ابراهیمی)- پلاک ۲۳- مرکز تحقیقات چشم

مقدمه

جراحی رفرکتیو، روز به روز مقبولیت بیش‌تری پیدا می‌کند. عوارض و دشواری‌های استفاده از لنز تماسی و عینک و بهبود تکنیک‌های جراحی رفرکتیو از علل افزایش این گرایش هستند. درصد قابل ملاحظه‌ای از بیمارانی که تحت جراحی رفرکتیو قرار می‌گیرند دچار آب‌مروارید می‌شوند و نیاز به جراحی پیدا می‌کنند که گاه، سال‌ها بین این دو جراحی فاصله وجود دارد. این بیماران انتظار دید عالی بدون عینک بعد از جراحی آب‌مروارید دارند اما به دلیل تغییر شکل قرنیه، تعیین قدرت لنز داخل چشمی (IOL) در این بیماران به سادگی میسر نیست. تجارب اولیه نشان دادند که پیش‌بینی وضعیت رفرکتیو بیماران به دنبال جراحی آب‌مروارید غیر ممکن است. در صورت محاسبه قدرت IOL با روش‌های استاندارد مانند کراتومتري دستی، تنها قدرت قرنیه در چهار نقطه پاراسترال اندازه‌گیری می‌شود و ناحیه مسطح مرکزی معمولاً کم‌تر از میزان واقعی تخمین زده می‌شود که منجر به دوربینی ناخواسته می‌گردد^{۱-۱۱}.

تخمین نسبتاً دقیق قدرت قرنیه با استفاده از داده‌های رفرکشن و کراتومتري قبل از جراحی در این بیماران میسر است. اما در موارد زیادی، به علت فاصله زمانی زیاد داده‌های پیش از عمل بیماران در دسترس نیست^{۱۲}. هدف این مطالعه، یافتن روش‌های نسبتاً دقیق تعیین قدرت قرنیه در این بیماران است به طوری که منجر به انتخاب IOL دقیق‌تر در صورت بروز آب‌مروارید

در این بیماران شود. در این مطالعه، بر آنیم که قدرت قرنیه با استفاده از توپوگرافی، ارب اسکن، کراتومتري دستی، قرنیه و دو فرمول AdjAccp و AdjEfferp را با TCP گالیه و clinical history) CHM method) به عنوان مرجع مقایسه کنیم و میزان انطباق و همبستگی این دستگاه‌ها و فرمول‌ها را در تشخیص قدرت قرنیه در بیماران به دنبال جراحی کراتکتومی فوتورفکتیو بسنجیم.

روش پژوهش

بیمارانی که قدر مطلق معادل عیب انکساری آن‌ها کم‌تر از ۸ دیوپتر بود و عیب انکساری حداقل به مدت یک سال ثابت بود، وارد مطالعه شدند. میزان تغییر سیلندر بیماران کم‌تر از 0.5 D در سال بود و میزان آستیگمات کلی بیماران از یک دیوپتر بیش‌تر نبود. بهترین دید اصلاح‌شده (BCVA) بیماران در همه موارد $20/20$ یا بهتر بود. ضخامت تخمینی قرنیه بعد از جراحی، مساوی یا بیش‌تر از 400 میکرومتر بود. معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از سابقه هرگونه بیماری چشمی (شامل گلوکوم، یوویت و بیماری‌های زجاجیه و شبکیه)، ضربه و هرگونه بیماری که با فرآیند ترمیم قرنیه تداخل کند (مانند بیماری‌های بافت همبند، دیابت) و وضعیت رفرکتیو ناپایدار. استفاده از لنزهای تماسی ۲ تا ۶ هفته قبل از جراحی قطع شد.

کمیته اخلاق مرکز تحقیقات چشم دانشگاه شهید بهشتی، مطالعه را تایید کرد و از همه بیماران رضایت‌نامه کتبی اخذ

قدرت واقعی قرنیه به دنبال لیزیک/ PRK می‌باشد که با استفاده از EFFFPR حاصل از Eye sys مقادیر CHM را تخمین می‌زند:

$$\text{AdjEFFFPR} = \text{EFFFPR} - 0.015 * \Delta \text{SE} - 0.05$$
TCP1-4mm (total corneal power): قدرت کلی قرنیه با استفاده از دستگاه گالیه در محدوده ۴ میلی‌متری مرکزی.

RC (refraction correction): میزان تصحیح عیب انکساری در سطح قرنیه که رابطه آن با رفرکشن عینک (spectacle refraction) به صورت زیر است (با فرض Vertex distance = 0.012 m):

$$\text{RC: Spectacle refraction} / (1 - 0.012 * \text{spectacle refraction})$$

روش جراحی

ضد عفونی کردن محل جراحی، با استفاده از محلول بتادین ۱۰ درصد روی ابرو و پوست پلک‌ها به مدت یک دقیقه و به دنبال آن شستشوی چشم با ۲۰ cc، نرمال سالین انجام شد. دمای اتاق بین ۱۵ تا ۲۵ درجه سانتی‌گراد و رطوبت بین ۳۰ تا ۷۰ درصد تنظیم می‌شد. پس از استفاده از الکل ۱۵ درصد در یک زون ۸ میلی‌متری به مدت ۲۰ ثانیه، اپی‌تلیوم برداشته می‌شد. سپس جراحی لیزری (به وسیله دستگاه NIDEK EC 5000 با استفاده از نرم‌افزار استاندارد plano scan) انجام می‌شد. عمق برداشت براساس مولفه‌های برداشت مرکزی با اپتیکال زون ۶ تا ۶/۵ میلی‌متری و ترنزیشن زون ۰/۵ میلی‌متری بود و عیب انکساری مانیفیست به عنوان هدف اصلاح استفاده شد. در مواردی که ضخامت برداشت از ۷۵ میکرومتر بیش‌تر بود، از یک اسفنج آغشته به میتوماپسین C ۰/۰۲ درصد روی منطقه برداشت‌شده به مدت ۱۰ تا ۳۰ ثانیه استفاده شد. سپس سطح چشم با نرمال سالین فراوان شسته شد و لنز تماسی روی قرنیه گذاشته شد. در تمام طول جراحی، همه کارکنان به جز پزشک و بیمار، از عینک محافظ استفاده می‌کردند. محافظت از پوست بیمار جهت عدم آسیب با لیزر مدنظر بود و اتاق به طور متناوب تهویه می‌شد. بعد از انجام PRK بر روی ۳ بیمار متوالی، دستگاه کالیبره می‌شد. بعد از جراحی، به همه بیماران قطره کلرامفنیکل و بتامتازون ۰/۰۱ درصد هر ۶ ساعت برای ۱۵ روز و سپس قطره فلورمتولون هر ۶ ساعت داده می‌شد که به تدریج در عرض ۲ ماه کاهش می‌یافت. زمانی که سطح قرنیه به طور کامل توسط اپی‌تلیوم پوشیده می‌شد (معمولاً بین ۳ تا ۵ روز) لنز تماسی برداشته می‌شد. بیماران در روز ۱ و ۳، هفته اول و ماه ۱، ۳ و ۶ بعد از عمل معاینه می‌شدند. هیچ عمل جراحی مجددی جهت اصلاح عیب انکساری باقی‌مانده

گردید. معاینه کامل چشم‌پزشکی به ویژه با تاکید بر رد احتمالی قوز قرنیه شامل شرح حال، BCVA، رفرکشن با و بدون سیکلوپلژی، معاینه بیومیکروسکوپی، معاینه شبکیه و اندازه‌گیری فشار داخل چشمی با تونومتر گلدمن انجام شد. بیماران قبل از جراحی و ۶ ماه بعد از جراحی، پس از پایدار شدن وضعیت رفرکشن، تحت کراتومتری دستی (Jawal, Bouch & Lomb, Inc, Rochester, NY, US)، ارب اسکن II z در محدوده ۳ میلی‌متری (Bouch & Lomb, Rochester, NY, US)، گالیه در محدوده ۴ میلی‌متری (Ziemer Ophthalmic system, Switzerland)، توپوگرافی Tomey TMS04 در محدوده ۳ میلی‌متری (Tomey Inc, Newyork, NY, US)، توپوگرافی Eye sys 2000 (Eye sys vision, Inc, Houston, TX, US) و پاکی‌متری (Nidek, Kamagori, Japan) قرار گرفتند. اندازه‌گیری پاکی‌متری به این نحو بود که پروب به صورت عمود بر روی قرنیه قرار داده می‌شد و ۵ اندازه‌گیری که انحراف معیار آن در محدوده $\pm 2 \mu\text{m}$ بودند استخراج می‌گردید و میانگین آن‌ها برای آنالیز آماری مورد استفاده قرار می‌گرفت. برای آنالیز داده‌ها از نرم افزار SPSS و MEDCALC استفاده شد. از شاخص‌های همبستگی مانند ضریب پیرسون (r) و ضریب همبستگی بین گروهی (ICC) برای توصیف کیفی ارتباط داده‌ها و از آنالیز رگرسیون برای توصیف کمی ارتباط بین داده‌ها و از آزمون t برای مقایسه میانگین داده‌ها استفاده شد.

تعاریف علمی

CHM (clinical history method): روش محاسبه قدرت واقعی قرنیه به دنبال لیزیک یا کراتکتومی فوتورفکتیو (PRK) که از داده‌های کراتومتری قبل و رفرکشن قبل و بعد از جراحی استفاده می‌کند:

$$\text{CHM} = \text{Kpre} - \Delta \text{SE}$$

ACCP (average central corneal power): قدرت متوسط مرکز قرنیه در ۳ میلی‌متری که توسط دستگاه Tomey اندازه‌گیری می‌شود.

AdjACCP (adjusted ACCP): یکی از فرمول‌های تعیین قدرت واقعی قرنیه به دنبال لیزیک یا PRK می‌باشد که با استفاده از ACCP حاصل از Tomey، مقادیر CHM را تخمین می‌زند:

$$\text{AdjACCP} = \text{ACCP} - 0.16 * \Delta \text{SE}$$
EFFFPR (effective refractive power): قدرت رفرکتیو موثر قرنیه در ۳ میلی‌متری که توسط دستگاه Eye sys اندازه‌گیری می‌شود.

AdjEFFFPR (adjusted EFFFPR): یکی از فرمول‌های تعیین

در مدت پی‌گیری انجام نشد.

زون ۳ میلی‌متری، قبل از جراحی 43.82 ± 1.55 (40.05) تا 47.25 (47.25) دیوپتر بود که پس از جراحی به 37.2 ± 1.99 (37.2) تا 45.6 (45.6) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.05$). ACCP با استفاده از Tomey پیش از جراحی 43.86 ± 1.51 (40.17) تا 46.56 (46.56) دیوپتر بود که پس از جراحی به 41.13 ± 1.99 (36.92) تا 45.33 (45.33) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.05$).

میانگین EFRP پیش از جراحی 43.73 ± 1.51 (40.17) تا 46.58 (46.58) دیوپتر بود که پس از جراحی به 37.88 (37.88) تا 45.33 (45.33) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.05$). میانگین TCP پیش از جراحی 43.2 ± 1.58 دیوپتر بود که پس از جراحی به 40.45 ± 2.23 (35.17) تا 44.93 (44.93) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.05$). میانگین قدرت با استفاده از CHM 40.62 ± 2.01 (35.80) تا 45.05 (45.05) دیوپتر بود. میانگین قدرت قرنیه با استفاده از فرمول AdjACCP 40.76 ± 2.09 (36.02) تا 45.15 (45.15) دیوپتر بود. میانگین قدرت قرنیه بعد از جراحی با استفاده از فرمول AdjEFRP 40.55 ± 2.16 (35.93) تا 45.10 (45.10) دیوپتر بود (جدول ۱ و ۲).

یافته‌ها

مطالعه بر روی ۶۶ چشم از ۳۳ بیمار (۱۶ مرد و ۱۷ زن) انجام شد. میانگین سنی بیماران 26.9 ± 5 سال (۲۰ تا ۴۰ سال) بود. میانگین معادل کروی عیب انکساری بیماران قبل از جراحی D -3.69 ± 1.7 (-2.2 تا -7.7) دیوپتر بود که بعد از عمل به -0.35 ± 0.4 (-2 تا $+0.25$) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.01$). قدر مطلق میانگین میزان اصلاح در سطح قرنیه (refraction correction at corneal plane: RC) 3.17 ± 1.01 (1.39) تا 6.75 (5.00) دیوپتر) بود. متوسط ضخامت قرنیه قبل از عمل 539 ± 22.1 (500) تا 589 (589) میکرومتر و عمق برداشت 56.6 ± 20.8 (28) تا 111 میکرومتر بود.

میانگین کراتومتري دستی قبل از جراحی 43.96 ± 1.54 (40) تا 47 (47) دیوپتر بود که بعد از جراحی به 41.20 ± 1.98 (37) تا 45.6 (45.6) دیوپتر کاهش یافت ($P < 0.05$). میانگین حداکثر و حداقل (simulated keratometry) SIMK با استفاده از ارباسکن II در

جدول ۱- شاخص‌های مرکزی و پراکندگی انواع روش‌های قدرت دیوپتریک قرنیه قبل از جراحی

میانگین	SD	حداقل	میانه	حداکثر	
۴۳٫۹۶	۱٫۵۴	۴۰	۴۳٫۵	۴۷	کراتومتري دستی
۴۳٫۸۲	۱٫۵۵	۴۰٫۰۵	۴۳٫۵	۴۷٫۲۵	ارباسکن II
۴۳٫۸۶	۱٫۵۱	۴۰٫۱۷	۴۳٫۴۲	۴۶٫۵۸	Tomey
۴۳٫۲	۱٫۵۸	۳۹٫۳۵	۴۲٫۸۵	۴۶٫۳۸	TCP
۴۳٫۷۳	۱٫۵۸	۴۰٫۳۲	۴۳٫۳۳	۴۶٫۷۷	EFRP

SD, standard deviation; TCP, total corneal power; EFRP, effective refractive power

جدول ۲- شاخص‌های مرکزی و پراکندگی انواع روش‌های تعیین قدرت دیوپتریک قرنیه بعد از جراحی

میانگین	SD	حداقل	میانه	حداکثر	
۴۱٫۲۱	۱٫۹۹	۳۷٫۰۰	۴۱٫۱۲	۴۵٫۶۰	کراتومتري دستی
۴۱٫۱۷	۱٫۹۹	۳۷٫۲۰	۴۱٫۲۸	۴۵٫۶۰	ارباسکن II
۴۱٫۱۴	۲٫۰۰	۳۶٫۹۲	۴۱٫۰۷	۴۵٫۳۳	Tomey
۴۰٫۴۵	۲٫۲۳	۳۵٫۱۷	۴۰٫۴۷	۴۴٫۹۳	TCP
۴۰٫۹۸	۲٫۰۶	۳۶٫۸۸	۴۰٫۹۶	۴۵٫۳۳	EFRP
۴۰٫۷۶	۲٫۱۰	۳۶٫۰۲	۴۰٫۷۱	۴۵٫۱۵	AdjACCP
۴۰٫۵۵	۲٫۱۶	۳۵٫۹۳	۴۰٫۵۴	۴۵٫۱۰	AdjEFRP
۴۰٫۶۲	۲٫۱۶	۳۵٫۸۰	۴۰٫۶۱	۴۵٫۰۵	CHM

SD, standard deviation; TCP, total corneal power; EFRP, effective refractive power; AdjACCP, adjusted average central corneal power; AdjEFRP, adjusted EFRP; CHM, clinical history method

میزان تغییر عیب انکساری در سطح قرنیه (RC) و تغییرات کراتومتري با دستگاه‌های مختلف به دنبال جراحی رفرکتیو در جدول (۳) خلاصه شده‌اند. همان‌گونه که مشاهده می‌شود میزان قدر مطلق تغییرات RC از تغییرات کراتومتري به وسیله انواع روش‌های توپوگرافی بیش‌تر است.

جدول ۳- تغییرات رفرکشن و کراتومتري قرنیه به دنبال جراحی رفرکتیو

میزان *P	SD	میانگین	حداکثر	حداقل	عامل تغییر یافته
<۰/۰۵	۱/۷۴۴	۲/۵۳	۶/۲۶	-۲/۴۹	TCP
<۰/۰۵	۱/۲۵	۲/۷۲	۵/۸۶	۹۸	Tomey
<۰/۰۵	۱/۲۴	۲/۷۵	۶/۰۰	۱/۱۲	کراتومتري
<۰/۰۵	۱/۳۰	۲/۶۵	۵/۹۳	۷۵	ارباسکن
<۰/۰۵	۱/۳۵	۲/۷۶	۵/۹۳	۰	EFFERP
<۰/۰۵	۱/۰۱	۳/۱۷	۶/۵۷	۱/۳۹	RC

SD, standard deviation; TCP, total corneal power; EFFERP, effective refractive power; RC, refraction correction

* براساس آزمون t

همبستگی بین روش‌های مختلف کراتومتري با روش CHM در همبستگی بالایی بین روش تاریخچه بالینی با کلیه روش‌های فوق جدول (۴) نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود مشاهده می‌شود.

جدول ۴- مقایسه انواع ابزارهای توپوگرافی و فرمول‌های محاسبه قدرت قرنیه با روش تاریخچه بالینی (CHM) به دنبال جراحی کراتکتومی

فوتورفرکتیو

CHM-EFAdjTCP†	CHM-AdjEDDRP	CHM-AdjACCP	CHM-EFFERP	CHM-TCP	CHM-Tomey	CHM-Orbiscan II	CHM-Manual KR	
۰/۹۵۴	۰/۹۵۷	۰/۹۷۶	۰/۹۵۴	۰/۹۴۰	۰/۹۵۲	۰/۹۴۵	۰/۹۵۱	ضریب همبستگی پیرسون
۰/۹۴۰	۰/۸۹۳	۰/۹۱۹	۰/۹۴۰	۰/۹۳۲	۰/۹۲۲	۰/۹۱۲	۰/۹۱۲	ICC
-۰/۰۸±۰/۷۰	۰/۰۷±۰/۶۲	-۰/۱۴±۰/۶۳	-۰/۳۶±۰/۶۲	۰/۱۷±۰/۷۷	۰/۵۱±۰/۶۲	-۰/۵۵±۰/۶۶	-۰/۵۸±۰/۶۳	Δ Mean±SD (μm)
-۱/۸۲ تا ۱/۵۶	-۲/۲۶ تا ۱/۲۸	-۱/۵۸ تا ۱/۵۹	-۲/۷ تا ۰/۸۱	-۲/۰۱ تا ۲/۲۴	-۲/۰۵ تا ۱/۰۵	-۲/۰۵ تا ۱/۱۸	-۲/۱۲ تا ۱/۰۵	Δ Range
-۰/۲۶ تا ۰/۱	۰/۰۹ تا ۰/۲۳	-۰/۳ تا ۰/۰۲	-۰/۵۲ تا -۰/۲	-۰/۰۱ تا ۰/۳۵	۰/۶۷ تا ۰/۳۵	-۰/۷۱ تا -۰/۳۹	۰/۷۱ تا ۰/۴۲	CI _{۹۵}
۰/۳۴۵	۰/۰۷۹	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۰۷۲	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	میزان *P
-۱/۴۵ تا ۱/۲۹	-۱/۱۶ تا ۱/۳	-۱/۳۷ تا ۱/۰۹	-۱/۵۸ تا ۰/۸۶	-۱/۳۴ تا ۱/۶۸	-۱/۷۳ تا ۰/۷۱	-۱/۸۴ تا ۰/۷۴	-۱/۸۱ تا ۰/۶۵	LoA _{۹۵} (پایین تا بالا)

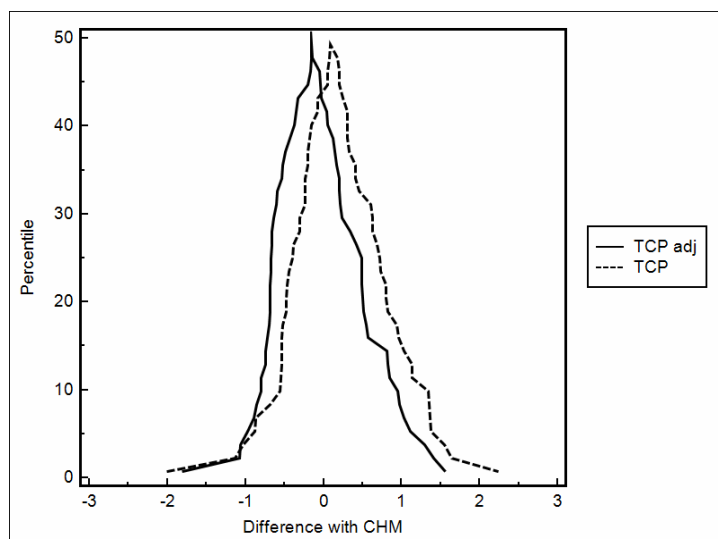
†Adj TCP= 4.3 + 0.9 TCP

Δ, interdevice difference; CI, confidence interval; LOA, limits of agreement

* براساس آزمون t زوج

ضریب همبستگی بین گروهی ۰/۹۴، با CHM ارتباط داشته است و محدوده توافق ۹۵ درصد، -۱/۴۵ تا ۱/۲۹ + دیوپتر بود (نمودار ۱). همان‌طور که در نمودار مشاهده می‌شود؛ مقادیر TCP بعد از اصلاح، برآورد بهتری از مقادیر CHM ارائه می‌دهد.

با استفاده از آنالیز رگرسیون، مقادیر TCP جهت تخمین مقادیر CHM به صورت زیر قابل تبدیل می‌باشد: $Adj\ TCP = 0.9\ TCP + 0.43$ مقادیر حاصله از این تبدیل، با ضریب پیرسون ۰/۹۵۴ و



نمودار ۱- الگوی قله‌ای (mountain) رابطه TCP و CHM قبل و بعد از تصحیح TCP, total corneal power; CHM, clinical history method

همبستگی بین روش‌های مختلف کراتومتري با روش TCP در جدول (۵) نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود همبستگی بالایی بین TCP با سایر روش‌ها در اندازه‌گیری قدرت قرنیه وجود دارد.

جدول ۵- مقایسه انواع روش‌های توپوگرافی و فرمول‌های قرنیه‌ای با TCP

TCP-AdjEFFRP	TCP-AdjACCP	TCP-EFFRP	TCP-Tomey	TCP-Orbscan II	TCP-Manual KR	
۰٫۹۶۶	۰٫۹۷۶	۰٫۹۶۴	۰٫۹۷۵	۰٫۹۶۰	۰٫۹۷۴	ضریب همبستگی پیرسون
۰٫۹۶۵	۰٫۹۶۵	۰٫۹۳۳	۰٫۹۲۱	۰٫۹۰۲	۰٫۹۰۹	ICC
-۰٫۱±۰٫۵۸	-۰٫۳۱±۰٫۴۹	-۰٫۵۳±۰٫۶	-۰٫۶۹±۰٫۵۳	-۰٫۷۲±۰٫۶۴	-۰٫۷۶±۰٫۵۴	Δ Mean±SD (μm)
-۱٫۴۹ تا ۲٫۲۴	-۱٫۳۱ تا ۱٫۷۹	-۱٫۹ تا ۱٫۹۳	-۱٫۸۷ تا ۱٫۵۳	-۲٫۲۷ تا ۱٫۷۳	-۲٫۱۹ تا ۱٫۶۸	Δ Range
-۰٫۲۴ تا ۰٫۰۴	-۰٫۴۳ تا ۰٫۱۹	-۰٫۶۷ تا ۰٫۳۹	-۰٫۸۱ تا ۰٫۵۷	۰٫۸۸ تا ۰٫۵۶	-۰٫۹ تا ۰٫۶۲	CI _{۹۵}
۰٫۱۶۷	<۰٫۰۰۱	<۰٫۰۰۱	<۰٫۰۰۱	<۰٫۰۰۱	<۰٫۰۰۱	*P
-۱٫۲۴ تا ۱٫۰۴	-۱٫۲۷ تا ۰٫۶۵	-۱٫۷۱ تا ۰٫۶۵	-۱٫۷۳ تا ۰٫۳۵	-۱٫۹۷ تا ۰٫۵۳	-۱٫۸۲ تا ۰٫۳	LoA _{۹۵} (پایین تا بالا)
-۰٫۹۲	-۱٫۹۶	-۳٫۵۸	-۴٫۷۴	-۴٫۱۵	-۴٫۱۸	Intercept
۱٫۰۲	۱٫۰۴	۱٫۰۷	۱٫۰۹۷	۱٫۰۸	۱٫۰۸	Coefficient

قدرت قرنیه در چشم‌هایی که تحت جراحی رفراکتیو قرار گرفته‌اند وجود دارند؛ روش مبتنی بر تاریخچه بالینی (CHM) از نظر تاریخی، پرکاربردترین روش است که به وسیله مطالعات مختلف تایید شده است.^{۲۴} این مطالعات بر روی تعداد کمی از بیماران انجام شده‌اند و مطالعات بیش‌تری جهت تایید صحت این روش لازمند^{۱۳، ۱۲، ۴}. داده‌های لازم در این روش شامل کراتومتري پیش از جراحی و رفراکشن مانیفست قبل و بعد از جراحی می‌باشند. در

بحث

با توجه به رشد روزافزون جراحی رفراکتیو، موارد جراحی آب‌مروارید در این بیماران نیز در حال افزایش است. هرچند جراحی آب‌مروارید در این بیماران از نظر تکنیکی با سایر بیماران تفاوتی ندارد ولی محاسبه قدرت لنز داخل چشمی، با توجه به دشواری اندازه‌گیری توان دیوپتریک قرنیه، دشوار می‌باشد. همان‌طور که در مقدمه نیز گفتیم روش‌های مختلفی برای محاسبه

مختلف قرنیه، اندکس‌های رفراکتیو متفاوتی دارند و برداشتن ناحیه سطحی قرنیه در جراحی رفراکتیو باعث تغییر در اندکس رفراکتیو قرنیه می‌شود و در نتیجه، تعیین قدرت قرنیه را تحت تاثیر قرار می‌دهد.^{۲۲}

با توجه به دلایل فوق، به روش‌های دیگری جهت تعیین قدرت قرنیه در این بیماران نیاز است. یکی از روش‌های دیگر، استفاده از ابزارهای سنجش توپوگرافی قرنیه است. قدرت قرنیه به طور معمول به وسیله کراتومتری دستی اندازه‌گیری می‌شود. کراتومترهای اولیه (Javal) قدرت کلی قرنیه را در ناحیه پاراسترال اندازه‌گیری می‌کردند. این روش به طور اولیه بر این فرض استوار بود که شعاع قدامی و خلفی قرنیه برابرند. در این روش از یک اندکس رفراکشن معادل ۱/۳۳۶ برای فیلم اشکی و یک اندکس مطلق ۱/۳۳۷۵ برای قرنیه استفاده فرض می‌شود. کراتومتر، شعاع قدامی قرنیه را اندازه‌گیری و براساس میلی‌متر بیان می‌کند. با فرض این که تمام قدرت قرنیه در سطح قدامی آن متمرکز است، رابطه بین داده‌های کراتومتری و شعاع قدامی قرنیه عبارت است از: $K = 1000 \times (1/3375 - 1)/r$.

دستگاه‌های توپوگرافی مانند Tomey و کراتومتری دستی، مقادیر کراتومتری را در زون ۳ میلی‌متری محاسبه می‌کنند و با توجه به این که مبنای آن‌ها براساس رفلکشن است، سطح خلفی قرنیه را در نظر نمی‌گیرند. (ارب اسکن II، علاوه بر placido disc از slit scanning هم استفاده می‌کنند و با استفاده از روش triangulation، قدرت خلفی قرنیه را محاسبه می‌کنند. دستگاه توپوگرافی Tomey و کراتومتری دستی به دنبال PRK، در بیمارانی که در آن‌ها ناحیه مرکزی فلت شده است ممکن است قدرت قرنیه را بالاتر از حد عادی تخمین بزنند که منجر به یک شیفت هایپراپیک به دنبال جراحی آب‌مرورید می‌شود. در مطالعه ما میانگین کراتومتری به وسیله کراتومتری Javal، ارب‌اسکن II و Tomey، به ترتیب 41.22 ± 1.99 ، 41.17 ± 1.99 و 41.14 ± 2 دیوپتر بود که با یکدیگر اختلاف معنی‌داری نداشتند ($P > 0.05$). ولی مقادیر آن‌ها به طور معنی‌داری از CHM و TCP بیش‌تر بود ($P < 0.01$) که با توجه به توضیحات فوق، انتظار ما نیز همین بود.

در هنگام معرفی دستگاه‌های توپوگرافی، فرض بر این بود که این دستگاه‌ها باعث بهبود اندازه‌گیری قدرت مرکزی قرنیه به دنبال جراحی رفراکتیو می‌شوند. Hussein و همکاران^{۲۳} روش اندازه‌گیری قدرت قرنیه با استفاده از توپوگرافی در محدوده مردمک را ابداع کردند. آن‌ها نشان دادند که میانگین کراتومتری مرکزی با استفاده از توپوگرافی در بیمارانی که ابلیشن زون کوچک

بیمارانی که داده‌های قبل از جراحی آن‌ها در دسترس نیست به سایر روش‌ها نیاز است. به علاوه، از نقاط ضعف این روش آن است که وابسته به صحت داده‌های رفراکتیو است و اگر قدرت قرنیه پایدار نباشد، در صورت ایجاد عیب انکساری ناشی از آب‌مرورید پس از جراحی، این فرمول می‌تواند تحت تاثیر قرار گیرد.

تعیین قدرت IOL بستگی به سه متغیر دارد: طول محوری کره چشم (AL)، قدرت قرنیه (corneal power) و عمق اتاق قدامی (AC depth). هرگونه خطا در هر یک از این موارد منجر به تغییرات ناخواسته رفراکتیو می‌شود. از نظر تاریخی، بیش‌تر تغییرات ناخواسته رفراکتیو به دنبال جراحی آب‌مرورید، ناشی از اشتباه در اندازه‌گیری AL بوده‌اند^{۱۴،۱۵}. به کمک روش‌های پیش‌رفته بیومتری، این خطاها رو به کاهش گذاشته‌اند. دو مطالعه جامع نشان دادند که AL به دنبال جراحی رفراکتیو (PRK و LASIK) تغییر چندانی نمی‌کند و بنابراین، نقش چندانی در میزان خطا در این بیماران ندارد^{۱۶،۱۷}. موقعیت قرارگیری لنز (ELP)، وضعیت رفراکتیو پس از جراحی را تحت تاثیر قرار می‌دهد. به لحاظ نظری، جراحی رفراکتیو ممکن است بر روی اتاق قدامی و ELP تاثیر بگذارد و به دنبال آن، رفراکشن بعد از جراحی را تغییر دهد. یک مطالعه، جابه‌جایی قدامی بسیار کوچکی را به دنبال جراحی رفراکتیو در سطح خلفی قرنیه گزارش نمود، اما مطالعات دیگر آن را تایید نکردند^{۱۸،۱۹}. این تغییرات حتی اگر واقعی باشند، آن قدر کوچکند که اثر چندانی بر روی وضعیت رفراکتیو بیماران پس از جراحی آب‌مرورید ندارند. بنابراین، تغییرات ناخواسته بزرگ به دنبال جراحی رفراکتیو، ناشی از خطا در اندازه‌گیری قدرت قرنیه هستند. محاسبه قدرت قرنیه، براساس شعاع سطح قدامی و اندکس رفراکتیو قرنیه (n) است $[power = (n-1)/r]$. محاسبه r براساس توپوگرافی و کراتومتری دستی، بر دو پیش‌فرض استوار است: نخست آن که قرنیه یک سطح کروی کامل است و دوم آن که قدرت ناحیه پاراسترال (۳ تا ۴ میلی‌متر) با مرکز قرنیه تفاوت معنی‌داری ندارد. این دو پیش‌فرض در چشم‌های نرمال قابل قبولند ولی به دنبال جراحی رفراکتیو، قابل قبول نخواهند بود.

منع دیگر خطا در اندازه‌گیری قدرت قرنیه، تغییر موقعیت سطح قدامی و خلفی قرنیه به دنبال جراحی رفراکتیو است. پس از جراحی رفراکتیو، انحناي سطح خلفی تغییر چندانی نمی‌کند ولی سطح قدامی به میزان زیادی تغییر می‌کند که این تغییر اندکس قدرت قدامی بر اندکس قدرت خلفی، اندکس رفراکتیو قرنیه را تحت تاثیر قرار می‌دهد^{۲۰،۲۱}.

سومین منبع خطا، تغییر اندکس رفراکتیو قرنیه است. لایه‌های

بعد از جراحی، میزان خطا در محاسبه IOL به دنبال جراحی آب‌مروراید را کاهش می‌دهد. نقاط ضعف این روش عبارتند از:

- (۱) وابسته به داده‌های کراتومتري پیش از جراحی است.
- (۲) وابسته به عیب انکساری (شامل قرنیه، عدسی و ...) می‌باشد. بنابراین علاوه بر تغییرات در سطح قرنیه، تغییرات عدسی نیز می‌توانند در مقادیر آن موثر باشند.
- (۳) یک رابطه یک به یک را بین تغییرات دیوپتریکی در سطح قرنیه و رفکشن در نظر می‌گیرد.

در مطالعات Patel و همکاران^{۲۴} و Hugger و همکاران^{۲۷} تغییرات رفکشن و قرنیه به دنبال جراحی رفکتیو مورد بررسی قرار گرفتند. هر دو مطالعه نشان دادند که تغییرات قدرت قرنیه به دنبال جراحی رفکتیو کم‌تر از تغییرات رفکشن می‌باشد و آن را به تغییر در اندکس رفکتیو قرنیه نسبت دادند. در مطالعه ما، میانگین تغییر RC ($1/0 \pm 3/17$) دیوپتر بود که به طور معنی‌داری از تغییرات قدرت قرنیه با انواع روش‌های توپوگرافی بیش‌تر بود ($P < 0/05$).

در مطالعه ما روش CHM کم‌ترین اختلاف میانگین را با TCP داشت ($0/17 \pm 0/77$ دیوپتر، $P = 0/072$) اما بهترین میزان توافق را با دو فرمول AdjACCP و AdjEFFRP داشت؛ به ترتیب $(-1/16)$ تا $1/3$ و $(-1/37)$ تا $1/09$). لازم به یادآوری است که هر دیوپتر خطا در سطح قرنیه معادل حدود $0/7$ دیوپتر خطا در سطح رفکشن است. بنابراین می‌توان میزان حداکثر اختلاف خطای رفکتیو برای 95 درصد داده‌ها در مورد AdjEFFRP را $0/81$ - تا $0/91$ دیوپتر و در مورد AdjACCP را $0/95$ - تا $0/76$ دیوپتر در مقیاسه با CHM تخمین زد. در توجیه توافق بیش‌تر این دو فرمول در مقایسه با TCP با CHM شاید بتوان گفت که هر دو فرمول مانند CHM بر پایه روش‌های توپوگرافی استوارند در حالی که TCP فن‌آوری جدیدی است که بر اساس روش Scheimpflug اطلاعات مستقیمی از سطح قدامی و خلفی قرنیه می‌دهد. در مطالعه‌ای که توسط Wang و همکاران انجام شده و داده‌های آن در حال انتشارند؛ MAE (mean absolute error) به دنبال جراحی آب‌مروراید با استفاده از روش CHM در حدود 1 دیوپتر و با استفاده از گالیه در حدود $0/67$ دیوپتر بود. به لحاظ نظری نیز داده‌های گالیه برآیند مستقیمی از قرنیه بدون تاثیرپذیری از رفکشن به دست می‌دهند. اگر TCP اندازه‌گیری شده توسط گالیه را به عنوان مرجع در نظر بگیریم؛ می‌توان گفت که دو فرمول قرنیه‌ای AdjACCP و AdjEFFRP بیش‌ترین توافق (LOA, limits of agreement) را در

دارند و مقادیر زیادی تصحیح انجام می‌دهند با کراتومتري متفاوت است. در مقابل، Seitz و همکاران^{۲۴} نشان دادند که کراتومتري دستی به دنبال PRK در افراد نزدیک‌بین ارجح است. در مطالعه ما مقادیر توپوگرافی و کراتومتري دستی تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند ($P < 0/05$). Sonogo-Krone و همکاران^{۲۰} و Seitz و همکاران^{۲۴} از این روش برای بیماران به دنبال لیزیک استفاده کردند و تغییرات رفکتیو را در سطح قرنیه با مقادیر اندازه‌گیری شده توسط این فن‌آوری در محدوده $2-1$ میلی‌متر مقایسه نمودند. آن‌ها همبستگی قابل ملاحظه‌ای بین تغییرات رفکتیو مورد انتظار قدرت مرکزی قرنیه و مقادیر اندازه‌گیری شده یافتند و ارباسکن را به عنوان معیاری جهت اندازه‌گیری قدرت واقعی قرنیه به دنبال لیزیک نزدیک‌بینی پیشنهاد کردند^{۲۰،۲۴}. Qazi و همکاران^{۲۵} نیز نتایج خوبی به دنبال استفاده از ارباسکن II جهت تخمین قدرت واقعی قرنیه به دنبال جراحی رفکتیو گزارش نمودند؛ هرچند صحت و کاربرد این روش هنوز اثبات نشده است. در زون 3 میلی‌متری، استفاده از ارباسکن II با مقادیر توپوگرافی و کراتومتري دستی اختلاف معنی‌داری نداشت اما به طور معنی‌داری از مقادیر EFFRP، TCP و CHM بیش‌تر بود ($P < 0/01$). شاید بتوان نتیجه گرفت که مقادیر کراتومتري تصاویر ارباسکن II در زون 3 میلی‌متری ممکن است برآیند مناسبی از فلت شدن سطح قرنیه به دست ندهد و Triangulation الگوریتم مناسبی برای محاسبه تغییرات انحناي سطح خلفی قرنیه نباشد. Eye Sys یکی از روش‌های توپوگرافی است که قدرت میانگین قرنیه را در 3 میلی‌متری محاسبه می‌کند، بنابراین انتظار ما این است که مقادیر آن با توجه به در نظر گرفتن مقادیر فلت مرکزی در بیماران PRK، از مقادیر توپوگرافی و کراتومتري کم‌تر باشد. (میانگین EFFRP پس از PRK در بیماران ما $2/06 \pm 40/98$ دیوپتر بود که به طور معنی‌داری از مقادیر Tomey ($2 \pm 41/14$ دیوپتر) و کراتومتري دستی ($1/99 \pm 41/21$ دیوپتر) کم‌تر بود ($P < 0/05$). علت آن می‌تواند ناشی از آن باشد که در این روش، بر خلاف کراتومتري دستی و Tomey، نقاط فلت مرکزی نیز در نظر گرفته می‌شوند. به علاوه، این روش نسبت به مقادیر CHM ($1/01 \pm 40/62$ دیوپتر) و $4-1$ mm TCP ($2/23 \pm 40/45$ دیوپتر) بیش‌تر بود که علت آن می‌تواند ناشی از ضعف این روش در ارایه برآیند مناسبی از قدرت خلفی قرنیه باشد.

روش مبتنی بر تاریخچه بالینی سال‌هاست به منظور کاهش خطا در محاسبه قدرت IOL به دنبال جراحی رفکتیو به کار می‌رود زیرا با در نظر گرفتن مقادیر رفکشن و توپوگرافی قبل و

به عنوان استاندارد طلایی در بیماران لیزیک و PRK مطرح بوده است ولی مطالعاتی انجام شده‌اند که نشان می‌دهند TCP گاليله نسبت به این روش ارجحیت دارد. بنابراین با توجه به پیشرفت روزافزون روش‌های Scheimflug و نرم‌افزارهای آن‌ها، شاید در آینده، این روش‌ها معیار دقیق‌تری جهت تخمین قدرت IOL و جراحی آب‌مروارید به دنبال لیزیک و PRK باشند.

سطح ۹۵ درصد دارند (به ترتیب، ۱/۲۴- تا ۱/۰۴ دیوپتر در مورد AdjACCP و ۱/۲۷- تا ۰/۶۵ دیوپتر در مورد AdjEFFRP).

به طور خلاصه می‌توان گفت که روش‌های کراتومتری (شامل کراتومتری دستی و Tomey)، ارباسکن II و Eye Sys مقادیر کراتومتری قرنیه را بیش از حد برآورد می‌کنند و می‌توانند منجر به شیفت‌های پراپیک در محاسبه IOL شوند. داده‌های TCP و CHM کم‌ترین میزان اختلاف را از نظر میانگین با یکدیگر دارند ولی با توجه به توزیع متفاوت داده‌ها، LOA این دو روش در مقایسه با

منابع

1. Leaming DV. Practice and preferences of ASCRS members: 2002 survey. *J Cataract and Refract Surg* 2003;29:1412-1420.
2. Leaming DV. Practice and preferences of ASCRS members; 1993 survey. *J Cataract and Refract Surg* 1994;20:49-67.
3. Hamilton DR, Hadten DR. Cataract surgery in patients with prior refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2003;14:44-53.
4. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, et al. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989;108:676-682.
5. Markovits AS. Extracapsular cataract extraction with posterior chamber intraocular lens implantation in post radial keratotomy patients. *Arch Ophthalmol* 1986;104:329-331.
6. Lyle WA, Jin GJ. Intraocular lens power prediction in patients who undergo cataract surgery following previous radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 1997;115:542-543.
7. Siganos DS, Pallikaris IG. Keratometric reading after photorefractive keratectomy are unreliable for calculating IOL power. *J Refract Surg* 1996;12:S278-S279.
8. Gimble HV, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1147-1151.
9. Kalski RS, Danjoux JP. Intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for high myopia. *J Refract Surg* 1997;13:362-366.
10. Gimble HV, Sun R. Refractive error in cataract surgery after previous refractice surgery. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:142-144.
11. Staheev AA. Intraocular lens calculation for cataract after previous radial keratotomy. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002;22:289-295.
12. Holladay JT. Consultations in refractive surgery (letter). *Refract Corneal Surg* 1989;5:203.
13. Olsen T. On the calculation of power from curvature of the cornea. *Br J Ophthalmol* 1986;70:152-154.
14. Sanders DR, Kraff MC. Imroving of intraocular lens power calculation using empirical data. *J Am Intarocul Implant Soc* 1980;6:263-267.
15. Oslen T. Source of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1992;18:125-129.
16. Demirok A, Cinal A. Changes in anterior chamber depth and axial length measurements after radial keratotomy. *Eye* 1999;13:55-58.
17. Wikler-von-Mohrenfels C, Gabler B. Optical biometry before and after excimer laser epithelial keratomileusis for myopia. *Eur J Ophthalmol* 2003;13:55-58.
18. Baek T, Lee K. Factors affecting the forward shift of posterior corneal surface after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2001;108:317-320.
19. Hernandez-Quintela E. Samapunphong, Posterior corneal surface change after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001;108:1415-1422.
20. Sonogo-Krone S, Lopez-Moreno G, Bedujon-Balbi OV, et al. A direct method to measure the power of the central cornea after myopic laser in situ keratomileusis. *Arch Ophthalmol* 2004;122:159-166.
21. Olsen T. On the calculation of power from curvature of the cornea. *Br J Ophthalmol* 1986;70:152-154.
22. Patel S, Marshall J, Fitzke FW. Refractive index of the human corneal epithelium and stroma. *J Refract Surg* 1995;11:100-105.
23. Husain SE, Kohnen T, Maturi R, Er H, Koch DD. Computerized videokeratography and keratometry in determining intraocular lens calculations. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:362-366.
24. Seitz B, Langenbucher A. Intraocular lens calculations status after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2000;11:35-46.
25. Qazi MA, Cua IY, Roberts CJ, Pepose JS. Determining corneal power using Orbscan II videokeratography for intraocular lens calculation after excimer laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:21-30.
26. Patel S, Alio JL, Perez-Santonja JJ. A model to explain the difference between changes in refraction and central ocular surface power after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2000;16:330-335.
27. Hugger P, Kohnen T, La Rosa FA. Comparison of changes in manifest refraction and corneal power after photorefractive keratectomy. *Am J Ophthalmol* 2000;129:68-75.