

Műlencsetervezés nagyfokú myopiás szemem

(Pontszerző, referáló közlemény, tesztkérdésekkel)

VÁMOSI PÉTER DR.¹, ELEKES ÁGNES DR.¹, NÉMETH GÁBOR DR.²

¹Péterfy Sándor Utcai Kórház Rendelőintézet, Szemészeti Osztály, Budapest (Osztályvezető főorvos: Dr. Vámosi Péter)

²Miskolci Egyetem, Egészségtudományi Kar, Alkalmazott Egészségtudományok Intézete, Miskolc (Dékán: Dr. Kiss-Tóth Emőke főiskolai tanár)

Összefoglaló közleményünkben ismertetjük a modern biometria alapfogalmait, taglaljuk a műlencsetervezés pontosságát befolyásoló tényezőket, valamint a pontosság javításának általános lehetőségeit. Részletesen jellemezzük a nagyfokú myopiás szem azon anatómiai és kórélettani jellegzetességeit, amelyek alapvetően befolyásolják a műlencse-tervezés pontosságát és behatárolják a műlencseválasztást. Végig követjük a biometria fejlődését nagyfokú myopiában, és javaslatot teszünk az átgondolt műlencsetervezésre, valamint a megfelelő műlencsetípus kiválasztására. A közlemény nem titkolt célja, hogy bátorítsuk a szakma hazai képviselőit a legfejlettebb műlencse-kalkulációs formulák rutinszerű használatára nagyfokú myopiás szemeken, és hadat üzenjünk annak a régi dogmának, miszerint a hypermetropiás posztoperatív refraktív kimenetelt elkerülendő a nagyfokú myopiás szemet minden esetben $-2,0$ D-ra kell tervezni.

Intraocular lens power calculation on high myopic eye

In this review, the fundamental terms of biometry are presented, as well as the factors influence the precision of intraocular lens calculation, and available methods that improve its potential. Anatomical and pathophysiological features of the high myopic eye are characterised, which influence the precision of intraocular lens calculation fundamentally and limit the selection of intraocular lens. The development of biometry is demonstrated in high-myopic eyes, with suggestions for sophisticated determination to the appropriate intraocular lens power and type. The unconcealed purpose of the study is to encourage our surgeons for using cutting-edge intraocular lens calculation formulas during the biometry of high myopic eyes routinely and to proclaim against the old doctrine, of calculating every high myopic eye to -2.0 D for the prevention of hyperopic postoperative outcomes.

KULCSSZAVAK

biometria, műlencse-kalkulációs formulák, nagyfokú myopia

KEYWORDS

biometry, intraocular lens calculation formulas, high myopia

A műlencsetervezés az egyre pontosabb mérést lehetővé tevő műszereknek, valamint a szofisztikált műlencse-kalkulációs formuláknak köszönhetően jelentős fejlődés ment keresztül az utóbbi évtized-

ben. Ennek köszönhetően ma már reális elvárás, hogy az átlagos predikációs hiba 80-85%-ban $\pm 0,5$ D-n belül legyen (1, 2, 3), az átlagos paraméterekkel bíró szemem végzett műlencsetervezéssel szemben pe-

dig még ennél is nagyobb pontosság lenne elvárható. A biometriát és műlencsetervezést végző szemészorvos számára az igazi kihívást napjainkban a speciális esetek – a nagyfokú myopiás, a nagyfokú

A szerzők egyenlő mértékben járultak hozzá a közleményhez

Kézirat beérkezése: 2024. 02. 18. Közlésre elfogadva: 2024. 02. 29.

hypermetrópiás, a keratoconusos, a keratorefraktív műtéten átesett szemek, valamint a vitrectomia előtti vagy utáni műlencsetervezés – jelentik. Jelen írásunkban röviden ismertetjük a műlencsetervezés általános problémáit, részletesen taglaljuk a nagyfokú myopiás szemén végzett biometria kérdéseit, és ki-
térünk a műlencseválasztás problematikájára is.

Alapfogalmak

A különböző műlencse-kalkulációs formulák megbízhatóságát és pontosságát a posztoperatív manifest refrakcióval, az átlagos predikciós hibával, az átlagos abszolút hibával és az abszolút hiba mediánjával szokás jellemezni (4).

Posztoperatív manifest refrakció (postoperative manifest refraction) szférikus ekvivalense: a legjobb távoli vízús eléréséhez szükséges szubjektív szemüveges korrekció szférikus ekvivalense.

Átlagos predikciós hiba (mean prediction error = MPE): a kalkulációs formula által jósolt refraktív eltérés és a posztoperatív manifest refrakció szférikus ekvivalense különbségének átlaga. Ha egy kis mínusz dioptriára jósolt refraktív eltérés posztoperatív nagyobb mínusz dioptriájú lesz, akkor előjele negatív, ellenkező esetben pedig pozitív. Az MPE jól használható paraméter egy adott műlencse A-konstansának optimalizálása során.

Átlagos abszolút hiba (mean absolute error = MAE): a kalkulációs formula által jósolt refraktív eltérés és a posztoperatív manifest refrakció szférikus ekvivalense különbségének átlaga abszolút értékben. A MPE és a MAE különbözőségét egy egyszerű példával érzékeltetjük. Ha két szem esetén, az egyikén a posztoperatív eltérés a jósolt értékhez képest $-5,0$ D, a másikon $+5,0$ D, akkor a MPE $0,0$ D-nak, míg a MAE $5,0$ D-nak adódik.

Újabban a MAE helyett egyesek az *abszolút hiba mediánjának* (median absolute error = MedAE) használatát javasolják (5), mivel az abszolút

hiba nem Gauss-görbének megfelelő eloszlású. Mások a viszont a MAE mellett kardoskodnak, mivel ez érzékenyebb paraméter (6). Leghelyesebb, ha a vizsgálat során megadjuk az adott műlencsére vonatkozó MAE és MedAE-értéket is (4).

A különféle biométerek adatlapján előforduló paraméterek a következők:

- *Tengelyhossz* (axial length = AL): a cornea csúcsa és a makula közti távolság milliméterben kifejezve. Az AL-t ultrahangos mérés esetén a corneacsúcstól a membrana limitans internaig, az optikai módszereknél a corneacsúcstól a retinalis pigment-epitheliumig definiálják. A különbséget, a retina vastagságát azzal korrigálják, hogy a műlencsegyártók megadják a műlencse A-konstansát ultrahangos és optikai méréshez is.
- *Elülső csarnokmélység* (anterior chamber depth = ACD): a cornea epitheliuma és a lencse elülső felszíne közti távolság milliméterben kifejezve. Egyes eszközök megkülönböztetik a cornea endotheliumától a lencse elülső felszínéig mért távolságot, amelyet „internal” csarnokmélységnek (pl. Pentacam), vagy „aqueous depth”-nek (EyeStar) neveznek. Fontos megjegyezni, hogy a műlencse-kalkulációs képletek az ACD-vel számolnak.
- *Szaruhártya törőereje*: a keratometriás érték (K) a szaruhártya görbületi sugaraiból keratometriás index segítségével számított érték, dioptriában kifejezve. A K1 a lapos tengelyben mért törőerőt, a K2 pedig a K1-re merőleges, vagyis legmeredekebb tengelyben mért törőerőt jelenti dioptriában, reguláris cornea topográfiás kép mellett. A keratometriás index nem minden biométernél, illetve számítási módszerénél azonos, a leggyakrabban használt értéke $1,3375$. Az optikai biométerek megméri a szaruhártya törőerejét, ultrahangos műlencsetervezés esetén azonban ezt az értéket külön műszerrel, pl. autokerato-

refraktometerrel szükséges meghatározni.

- *Szaruhártya vízszintes átmérője* (white-to-white = WTW): a cornea horizontális átmérője milliméterben kifejezve.
- *Cornea centrális vastagsága* (central corneal thickness = CCT) a cornea epitheliuma és a cornea endotheliuma közti távolság a cornea centrumában mikrométerben kifejezve.
- *Szemlencse-vastagság* (lens thickness=LT) a lencse centrumában az elülső és a hátsó tok közti távolság milliméterben kifejezve.

A műlencse valós helyzetének megjósolása a lencsetokba való beágyazódást követően a cornea síkjához képest, azaz az ún. effektív lencsepozíció (effective lens position = ELP) megbecsülése mind a mai napig az egyik legtöbbet vizsgált kérdés a biometriában. Az ELP definíció szerint a cornea elülső felszíne és a műlencse (IOL) elsődleges síkja közti távolság. Az ELP-t preoperatív nem tudjuk megmérni, az egyes műlencse-kalkulációs formulák a fent felsorolt paramétereket kombinálva igyekeznek kikövetkeztetni értékét. Az ELP kalkulációjakor figyelembe kell venni az implantálandó műlencse optikai tulajdonságait (optika vastagsága, műlencse anyagának refraktív indexe, elülső és hátsó görbület aránya, haptikák dőlésszöge) is. A műlencsegyártók a különféle műlencse-kalkulációs formulákhoz igazodva számszerűleg megadják az adott műlencsére jellemző értéket/értékeket, amelyeket műlencsekonstansnak nevezünk. A legáltalánosabban ismert és használt konstans az ún. A-konstans, amelyet pl. az SRK/T-formula használ és a műlencse paraméterein túl a szaruhártya törőerejét és a tengelyhosszat figyelembe véve határozzák meg értékét egy-egy adott műlencsére (7). Fontos tudni, hogy sok gyártó megadja külön az ultrahang kontakt biometriánál és az optikai biometriánál használatos A-konstansokat is, amely értékek jelentősen eltérnek egymástól, és semmiképpen sem összecserélendők.

A biometria pontosságát befolyásoló tényezők, a pontosság javításának általános lehetőségei

Norrby 2008-ban a következőképpen foglalta össze a műlencsetervezés pontatlanságának legfontosabb okait: 37%-ban az ELP becslésének hibája, 27%-ban a posztoperatív refrakció meghatározásának pontatlansága, és 17%-ban a tengelyhosszmérés hibája, 8%-ban a pupilla átmérőjének változatossága, 4%-ban a cornea elülső/hátsó felszín rádiusz hányados változékonysága, 3%-ban a cornea elülső felszín aszfericitásának figyelmen kívül hagyása, 2%-ban a cornea elülső felszínének pontatlan bemérése (8). A publikáció megjelenése óta eltelt 16 évben hasonló témájú összefoglaló közlemény nem készült, mégis joggal feltételezhetjük, hogy az azóta eltelt időben bizonyos hibaforrások előfordulását sikerült csökkenteni. Az ELP elvileg annál pontosabban jósolható meg, minél több paramétert vesz figyelembe egy műlencse-kalkulációs képlet (9). Egy felmérésben a szaruhártya törőerejét és a tengelyhosszat figyelembe vevő SRK/T-formulánál kisebb abszolút hibát produkált a három paraméterrel dolgozó Haigis-képlet, és még kisebbet, az 5 paramétert figyelembe vevő Olsen-formula (10). Más források szerint viszont az opcionális biometriás paraméterek használata nem feltétlenül javít az eredményeken. A lencsevastagság használata például nem javított a Barrett Universal II, az EVO, a Kane és a Hill-RBF 2.0 formulát használva a pontosság adatokon (11). Szintén ellentmondásos, hogy az egyes formulák (Kane, Hoffer QST) által kötelezően kért biológiai nem pontosítja-e az eredményeket (12, 13). A mesterséges intelligencián alapuló képletek esetén minél több bejövő adat van egy adott műlencséről, elvileg annál pontosabb az ELP kalkulációja, és javul az adott formula teljesítménye, amint ez jól nyomon követhető például

a Hill-RBF-formula evolúciójában (14). Az ELP alakulásában szerepe lehet bizonyos, az operatőrrel összefüggő faktoroknak is, ami leginkább a capsulorhexis méretében, alakjában és készítési módjában (manuális vagy femtosecond lézer asszisztált) nyilvánulhat meg (15, 16, 17). A gyártó által megadott műlencse-konstanst kétféleképpen optimalizálhatjuk. Végezhetünk saját méréseinkre alapozott personalizációt, vagy támaszkodhatunk internetes forrásokra. A jelenleg használandó internetes adatbázis az *Achim Langenbucher* által jegyzett IOLCon (iolcon.org), ami 2017 óta mindenki számára elérhető (18).

Norrby felmérésében a biometria tengelyhosszmérésből eredő hibája 17%-ot tesz ki (8). Az immerziós ultrahangos mérés különösen gyakorlatlan vizsgáló esetén és gyermekkori kataraktás szemén pontosabb, mint a kontaktultrahangos (19). A parciális koherencia-interferometria (PCI), valamint a swept-source optikai koherencia tomográfia (SS-OCT) elvén működő optikai biométerek megjelenése és széleskörű elterjedése pedig további javulást eredményezett a tengelyhosszmérésben (20). A fentieket figyelembe véve optikai módszerrel javasolt végezni a biometriát. Amennyiben a törőközegek átlátszatlansága ezt nem teszi lehetővé, végezzük immerziós technikával az ultrahangos biometriát a kontaktmérés helyett.

A Norrby által 4%-ot kitevő biometriás hibaként megjelölt cornea elülső/hátsó felszín rádiusz hányados változékonyság kiküszöbölésére ma már több lehetőség is rendelkezésre áll. Ennek a hibának tórikus műlencsék tervezésekor van elsősorban jelentősége. A cornea hátsó felszín rádiuszát mérhetjük, vagy becsülhetjük különféle regressziós algoritmusok használatával. A két eljárást összehasonlító irodalmat elemezve általánosságban elmondható, hogy a mért hátsó felszín rádiusz csak a relatíve ritkán előforduló nagy hátsó felszín asztigmia esetén ad jobb eredményt a kalkulálnál. A Bar-

rett-kalkulátor és a Kane-kalkulátor használatkor a mért hátsó szaruhártya-görbület bevitelével nem kapunk jobb eredményt egy ilyen szempontból átlagos populációban, mint ha ezt egy matematikai algoritmus számolná (21, 22, 23), azonban a Barrett tórikus kalkulátor jobb eredményeket mutat mért hátsó cornealis törőerővel, amennyiben az nagyobb, mint 0,8 D (24). A cornea elülső felszínének mérése dioptriában kifejezhetően is pontatlan lehet súlyos száraz szem, epithelialis basal membran dystrophia, Salzmann-féle nodularis dystrophia és előrehaladott pterygium fennállása esetén (25). Ezek az állapotot, legalábbis részlegesen a biometria elvégzése előtt gyógyíthatók vagy javíthatók, amit javasolt megtenni. Ugyancsak fontos, hogy kellő időben távolítsuk el a kontaktlencsét biometria előtt. Lágymű kontaktlencse esetén az irodalom 1-2 hetet, rigid kontaktlencse esetén 4 hetet ír (26), de a tapasztalatok és az általános szakmai konszenzus alapján elegendő 3 nappal, illetve rigid lencse esetén 2 héttel a mérés előtt felfüggeszteni a használatukat.

Az átlagostól jelentősen eltérő cornealis aszfericitás úgyszintén befolyásolja a műlencsetervezés pontosságát. A centrumban kiboltosuló (nagy negatív Q-értékű) cornea myopiás, a centrumban lelapult (nagy pozitív Q-értékű) cornea hypermetropiás posztoperatív pontatlanságot eredményezhet (27). A jelenleg használatos műlencse-kalkulációs formulák nem veszik figyelembe a cornealis aszfericitást, ez a szemlélet azonban várhatóan változni fog a nem túl távoli jövőben. Van még egy alapszabály, amit mindenképpen érdemes betartani annak, aki műlencsetervezéssel foglalkozik. Végezzük el minden esetben mindkét szemén a biometriát, és ha a két szem között egy vagy több paraméterben jelentős eltérést találunk, akkor ismételjük meg a mérést, lehetőség szerint akár több másik műszert is használva. Különösen fontos ez akkor, hogyha nincs megbízható anamnesztikus

1. táblázat: A myopiás maculopathia ATN klasszifikációja Ruiz-Medrano és munkatársai szerint: atrófiás (A), trakciós (T) és neovaszkuláris (N) komponensek (32)

| Atrófiás komponens (A) | Trakciós komponens (T) | Neovaszkuláris komponens (N) |
|------------------------------------|---------------------------------|------------------------------|
| A0: nincs myopiás retinalis lézió | T0: nincs makuláris schisis | NO: nincs myopiás CNV |
| A1: csak táblázott szemfenék | T1: belső v. külső foveoschisis | N1: makuláris lacquer cracks |
| A2: diffúz chorioretinalis atrófia | T2: belső + külső foveoschisis | N2a: aktív CNV |
| A3: foltos chorioretinalis atrófia | T3: fovealis leválás | N2s: heg/Fuchs folt |
| A4: komplett makulaatrófia | T4: teljes vastagságú MH | |
| | T5: MH + retinaleválás | |

CNV: Choroidal neovascularization; MH: Macular hole

adat a két szem különbözőségére. Ha a két szem között a K1 és K2 átlaga $\geq 0,8$ D-val, vagy a WTW $\geq 1,5$ mm-rel különbözik, akkor nagyobb a 0,5 D-nál nagyobb reziduális fénytörési hiba kialakulásának esélye (28), de a tengelyhosszok közti 0,2 mm-nél nagyobb különbség is hasonló figyelmet kíván (29).

A nagyfokú myopiás szem jellemzői

Ebben az alfejezetben összefoglaljuk a nagyfokú myopiás szem azon anatómiai, optikai és kóreltani jellemzőit, amelyek relevánsak a szürkehályog-műtétet, és ennek kapcsán a műlencsetervezést illetően. Az International Myopia Institute definíciója szerint nagyfokú rövidlátás áll fenn, ha relaxált akkomodációs állapotban a refrakciós hiba szférikus ekvivalense $\leq -6,0$ D (30). Műtéttechnikai szempontból a 26,0 mm-es vagy ennél nagyobb tengelyhosszú szemeket tekintjük nagyfokú myopiásnak (31). Patológias myopiáról beszélünk, ha a rövidlátással járó túlzott tengelyhossz-növekedéshez hátsó pólusi staphyloma társul, ami az esetek jelentős részében atrófiás, trakciós vagy neovaszkuláris maculopathiát, összefoglaló néven myopiás maculopathiát (MM) fog előidézni (32, 33, 34).

A World Health Organization felmérése alapján a nagyfokú myopia 2020-ban 399 millió embert érintett a Földön. Ez a szám 2030-ra várhatóan 516 millióra fog emelkedni (35). Európában a nagyfokú

myopiások arányát 2021-ben 2,7%-ra becsülték (36). A szürkehályog bizonyos formái sokkal gyakrabban fordulnak elő nagyfokú myopiában az azonos korú átlagpopulációhoz képest. Még a kortikális katarakta OR-ja (OR=odds ratio: előfordulási gyakoriság 95% konfidencia intervallum esetén) 1,07, addig a nukleáris kataraktáé 2,87-szeres, a posterior subcapsularis pedig 4,55-szeres (37). Ez az adat azért figyelemreméltó, mert pontosan a posterior subcapsularis katarakta, és különösen annak centrális formája okoz gyakran pontatlan tengelyhosszmérést mind az immerziós ultrahanggal végzett, mind a parciális koherencia interferometria elvén működő biométerek esetében (38). Az MM ún. ATN klasszifikációját Ruiz-Medrano és munkatársai alkották meg 2019-ben. A beosztás jól áttekinthető rendszerbe foglalja a patológiás myopiával összefüggő atrófiás (A), trakciós (T) és neovaszkuláris (N) eltéréseket, valamint egységesíti a nomenklatúrát (1. táblázat) (32). Az MM-re jellemző morfológiai elváltozások és az ezekkel együtt járó vízuscökkenés/látótérkiesés miatt a nagyfokú myopiás szem geometriai tengelye gyakran nem esik egybe az optikai tengellyel, vagy ultrahangos mérés-kor nem a megfelelő határfelületről fog visszaverődni az echo. Az MM súlyosabb eseteiben a beteg nehezen fixál biometria során, ami ugyancsak pontatlanná teheti a műlencsetervezést. Közismert tény, hogy az MM-es szem állapota nemritkán gyorsan romlik (39, 40), amit

mindenképpen érdemes figyelembe venni prémium műlencse esetleges implantációja előtt. Az MM gyorsabban progrediál idősebb életkor, nagyobb tengelyhossz, kifejezetten ferdén belépő papilla, peripapillaris chorioidea-atrófia, vékonyabb subfovealis chorioidea, és 5,15 mm-nél nagyobb papilla-foveola távolság esetén (39, 40).

Általános tapasztalat, hogy a nagyfokú myopiás betegek jelentős részének egész életén át progrediál a betegsége, ami az MM rosszabbodása mellett folyamatos tengelyhossz-növekedésben is megnyilvánul. Japán szerzők 184 nagyfokú myopiás szem változását 8,2 éven át követve 31%-ban találtak $>1,0$ mm tengelyhossz-növekedést. Nagyobb tengelyhossz növekedésre hátsó pólusi staphyloma és idősebb életkor hajlamosított (41). Egy másik, 1877 beteg adatait feldolgozó kohort vizsgálat, ugyancsak Japánban, nagyfokú myopiás szemeken évi átlagos 0,05 mm-es tengelyhossz-növekedést talált. Fokozott tengelyhossz-növekedésre ebben a felmérésben a női nem, a 40 évnél idősebb életkor, 0,05-nél kisebb kiindulási vízús, 28,15 mm-nél nagyobb tengelyhossz, és MM fennállása hajlamosított (42).

Prémium műlencse esetleges implantációja előtt mérlegelendő a nagyfokú myopia mellé társuló glaukóma is. Egy metaanalízis szerint kezdetben minden 1,0 D myopianövekedés lineáris függvényvel leírhatóan mintegy 20%-kal növeli a primer nyitott zugú glaukóma kialakulásának esélyét. Mí-

2. táblázat: Az SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, Haigis és Holladay 2 formulák teljesítménye nagyfokú myopiás szemén

| | Szemek száma | Tengelyhossz (mm) | Eredmény |
|------------------------------|--------------|-------------------|-------------------------------------------------------------------|
| Tsang et al. 2003 (63) | 125 | >25,0 | legkisebb MPE: Hoffer Q > Holladay 1 > SRK/T |
| Wang et al. 2008 (64) | 68 | >25,0 | legkisebb MAE: Haigis > SRK/T > Holladay 1 |
| Terzi et al. 2009 (65) | 44 | >26,0 | legkisebb MAE: Haigis > SRK/T > HofferQ > Holladay 2 |
| El-Nafees et al. 2010 (66) | 53 | >25,5 | legkisebb MPE: SRK/T > Holladay 1 > Haigis |
| Ghanem et al. 2010 (67) | 127 | >26,0 | legkisebb MPE: Haigis > SRK/T, Hoffer Q, Holladay 2 |
| Aristodemou et al. 2011 (68) | 134 | >27,0 | legkisebb MAE: SRK/T > Hoffer Q, Holladay 2 |
| Zhu et al. 2017 (70) | 103 | ≥26,0 | legkisebb MAE: Haigis > SRK/T > Holladay 1 |
| Razmjoo et al. 2017 (71) | 54 | >25,0 | legkisebb MPE: Haigis > SRK/T > Hoffer Q |
| Voytsekhivsky 2018 (72) | 823 | ≥26,0 | legkisebb MAE: SRK/T > Haigis > Holladay 1 > HofferQ > Holladay 2 |

MPE: mean prediction error; MAE: mean absolute error

nusz 6,0 D felett viszont a növekedés akcelerált lesz, és nonlinearissá válik (43). A diagnosztikát és a betegek követését megnehezíti, hogy nagyfokú myopia esetén gyakori az alacsony nyomású glaukóma, hogy a myopiás opticus neuropathiát sokszor nehéz elkülöníteni a glaukómás opticus neuropathiától, és hogy a retinalis idegrostréteget vagy a ganglionsejt-komplexumot analizáló képalkotó eljárásoknak nincs normatív adatbázisa nagyfokú myopiás szemén (44).

A nagyfokú myopiás szem nemritkán korábbi pars plana vitrectomiát (PPV) követően kerül műtétre, vagy éppen phacoemulsificatio + PPV kombinált műtétet végzünk. PPV után pontosabb az optikai biometria, mint az ultrahangos műlencsetervezés, de az eredmények még így is elmaradnak a nem vitrectomiált szemén végzett biometria eredményétől, mivel a hiányzó üvegtesti támaszték miatt az ELP sokkal kiszámíthatatlanabb (45).

Érdekes kérdés, hogy vajon hogyan viselkednek a nagyfokú myopiás szembe ültetett tórikus műlencsék? *Vass és munkatársai* tokfeszítő gyűrű implantációját követően mérték *in vivo* a lencsetok átmérőjét és szignifikáns pozitív korrelációt találtak a tengelyhossz és a lencsetok átmérője között (46). Joggal feltételezhetjük tehát, hogy ha nagyfokú myopiás szembe standard méretű

műlencsét implantálunk, akkor legalábbis az esetek egy részében a műlencse nem fogja kellően megfeszíteni a tokot, lassabban fog begyazódni, kiszámíthatatlanabb lesz az ELP, a tórikus műlencse pedig fokozott hajlamot fog mutatni a rotációra. Az idevonatkozó irodalom azonban erre a problémára nem ad egyértelmű választ. Egyes tanulmányok a nagyfokú myopiás szem nagyobb tengelyhosszát rizikófaktoroként írták le a tórikus műlencsék rotációs stabilitását illetően (47, 48, 49), még más vizsgálatok nem találtak ilyen összefüggést (50, 51). A nagyfokú myopiás szembe ültetett tórikus műlencse posztoperatív rotációja tokfeszítő gyűrűvel csökkenthető (52). Ha a klasszikus két pozícionáló szemes tokfeszítő gyűrű helyett speciális négy pozícionáló szemes gyűrűt implantálunk, az eredmény tovább javítható (53).

A műlencsetervezés fejlődése nagyfokú myopiás szemén

Korábban a műlencse-kalkulációs formulákat generációkra osztották. Az 1. generációs klasszikus teoretikus (54), valamint a 2. generációs regressziós, vagy más néven empirikus műlencse-kalkulációs formuláknak (55, 56) ma már csak tudománytörténeti jelentősége van. A vergencia formulák, vagy más né-

ven modern teoretikus formulák a klasszikus teoretikus és az empirikus formulák tapasztalatára építve az ELP minél pontosabb becslésére törekcsenek, a geometriai optikán alapulnak és a szem-séma alapján számolnak. A vergencia formulákhoz tartozó szaruhártya-törőerőt és tengelyhosszat figyelembe vevő kétváltozós képleteket (SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1) és a háromváltozós Haigist 3. generációs, míg az ötváltozós Barrett Universal II-t, valamint a hétváltozós Holladay 2 képleteket szokás 4. generációs műlencse-kalkulációs formuláknak nevezni (57–62). Ezek a formulák az utóbbi 30 évben széles körben elterjedtek, és mind a mai napig sokan használják őket, mivel az átlagos paraméterekkel bíró szemeken elfogadható MPE-t és MAE-t produkálnak (2, 3).

A mai modern klasszifikáció vergencia-formulákra, mesterséges intelligencia formulákra és ray-tracing formulákra javasolja csoportosítani a közel 30 elérhető módszert.

A nagyfokú myopiás szemek műlencsetervezése során azonban bebizonyosodott, hogy a modernebb képletek – legkevésbé a Barrett Universal II – tendenciózus hypermetropiás hibát eredményeztek (63–72). Ha ezen formulák valamelyikét használjuk nagyfokú myopiás szemek biometriája során, akkor a jelenleg legelfogadottabb szakmai

konszenzus szerint 26,0–28,0 mm-es tengelyhossz esetén az SRK/T vagy a Haigis-képlet használata javasolt (64, 65, 70, 71, 72), 28,0 mm-nél hosszabb tengelyű szemek esetén pedig az SRK/T vagy a Barrett Universal II, a hypermetropiás shift szigorú figyelembevételével, tehát –2,0 D-ra tervezve. Az SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, Haigis és Holladay 2 formulák teljesítményét a **2. táblázatban** foglaltuk össze.

A Barrett Universal II formula kiemelkedik a modern képletek közül. Egy *Wang és munkatársai* által publikált 11 közleményt elemző, 4047, 24,5 mm-nél nagyobb tengelyhosszú szem adatait magában foglaló metaanalízis tanúsága szerint a Barrett Universal II formula MAE-ja jobb volt a Haigis, és szignifikánsan jobb volt a Holladay 2, SRK/T, Hoffer Q és Holladay 1 képletekéinél (73). Az Egyesült Királyságban a Royal College of Ophthalmologists által 2009-ben lefektetett referenciaindexet – miszerint a műlencse-kalkuláció akkor működik jól, ha a MAE az esetek legalább 85%-ában 1,0 D-án, valamint az esetek legalább 55%-ában 0,5 D-án belül van – a fent felsoroltak közül egyedül a Barrett Universal II formula teljesítette (73, 74). A Barrett Universal II képlet megfelelőnek bizonyult extrém, $\geq 30,0$ mm-es tengelyhosszú szemeken is. A MAE 0,55 D volt ebben a betegcsoportban, míg a Haigis és az SRK/T kicsivel, a Holladay 1 és a Hoffer Q pedig jelentősen nagyobb értéket produkált (75).

A modern formulák hypermetropiás MPE-ja több okra vezethető vissza. Egyrészt a cornea horizontális átmérője, a keratometriás adatok, az elülső csarnok mélységének, és a tengelyhossznak a megváltozott egymás közti aránya a hosszú szemek esetén megzavarhatja a képletek feltételezéseit és hibás ELP-bebecslést eredményez. Kell lenni azonban más oknak is, hiszen a modern formulákkal végzett biometria 0,0 D-ás IOL-beültetés esetén is hypermetropiás tévedést eredményezett, pedig ebben az esetben az ELP nyil-

vánvalóan nem releváns (76, 77). A tendenciózus hypermetropiás hibát különféleképpen próbálták orvosolni: differenciált A-konstansok születetek, optimalizált tengelyhossz-kalkulációval próbálkoztak, valamint a legmodernebb műlencse-kalkulációs formulák mind-mind a zászlajukra tűzték a nagyfokú myopiás szemeken tapasztalt hypermetropiás shift kiküszöbölését.

A különböző törőerejű műlencsék A-konstansának differenciálása azért jön szóba, mivel a pozitív és negatív dioptriájú műlencsék geometriája jelentősen különbözik, és máshová esik az optikai fősíkjuk. *Petermaier és munkatársai* oly módon tudták jelentősen csökkenteni $>30,0$ mm-es tengelyhosszú szemeken a MAE-t, hogy különböző A-konstanssal végezték a kalkulációt az AcrySof MA60MA (Alcon) IOL-nél a +1,0-től +5,0 D-ig, valamint a –1,0-től –5,0 D-ig terjedő tartományban (78).

Wang és Koch több műlencsére kiszámolták, hogy egy adott biométer által kimért tengelyhosszat mennyivel kell módosítani ahhoz, hogy ne legyen a nagyfokú myopiás szem műlencse kalkulációja során hypermetropiás tévedés, és ezzel megalkották az optimalizált tengelyhossz (adjusted axial length) és a tengelyhossz optimalizált SRK/T, Haigis, Hoffer Q és Holladay 1 képlet fogalmát (79, 80).

Ez utóbbiakat SRK/Twk, Holladay 1wk, stb. szokás jelölni. *Melles és munkatársai* megállapították, hogy nagyfokú myopiás szemeken a MPE hypermetropiásból enyhe myopiásba ment át a tengelyhossz optimalizált formulák használata esetén (81).

A legmodernebb műlencse-kalkulációs formulákat legegyszerűbben nem mesterséges intelligencia (artificial intelligence = AI) alapú, és AI-alapú formulákra oszthatjuk. A teljesség igénye nélkül a nem AI-alapú képletek: Emmetropia Verifying Optical (EVO) formula, Panacea formula, Cooke K6 formula, VRF formula, Næser 2 formula, Castrop formula, Olsen-formula;

még az AI-alapúak a következők: Ladas Super Formula (LSF), Hill-RBF formula, Pearl DGS-formula, Kane-módszer, Hoffer QST-kalkulátor, Karmona-kalkulátor, Zhu-Lu-formula, Nallasamy-formula. *Wan és munkatársai* $\geq 26,0$ mm tengelyhosszú szemeken a MedAE-t Hill-RBF 2.0 képlettel jobbnak találta a Barrett Universal II vagy a Haigis formulánál, és a MedAE szignifikánsan jobb volt, mint a Hoffer Q, Holladay 1, és SRK/T formulák esetében ($p \leq 0,036$). A Hill-RBF 2 képletnél volt ezentúl a legmagasabb azon szemek aránya (59,84%), amelyek beleestek a tervezetthez képest $\pm 0,25$ D posztoperatív manifeszt refrakció tartományába (82). *Bernardes és munkatársai* tengelyhossz optimalizált és modern képleteket összehasonlítva nagyfokú myopiás szemeken a következő MedAE-t találták a különféle formulák esetében: Hill-RBF 2.0 0,31 D; Kane 0,33 D; Barrett Universal II 0,36 D, Holladay 1_{wk} 0,37D; SRK/Twk 0,37 D; Holladay 2_{wk} 0,43D; HaigisULIB 0,54 D; és LSF 0,61 D. A Hill RBF 2.0 formula mutatta a legkisebb MPE-t is (83). Az SRK/T, Haigis, Barrett Universal II, EVO és Kane-képleteket összevetve hosszú ($26,0 \text{ mm} \leq \text{tengelyhossz} < 28,0 \text{ mm}$), nagyon hosszú ($28,0 \text{ mm} \leq \text{tengelyhossz} < 30,0 \text{ mm}$), és extrém hosszú ($\geq 30,0 \text{ mm}$) szemeken, a Kane- és az EVO-formula nyújtotta a legegyszerűsebb teljesítményt (84). A Kane, Hill-RBF 2.0, Barrett Universal II és EVO-formulákat összevetve a 26,0–28,0 mm-es tengelyhossz esetén a Hill-RBF 2.0 és a Barrett Universal II képletek MPE-ja volt a legkisebb, míg $>28,0$ mm tengelyhossznál egyértelműen a Hill-RBF 2.0 formula volt a legjobb (85). 29,0 mm tengelyhossz feletti nagyfokú myopiában a Kane, az EVO 2.0, a Barrett Universal II és az Olsen-formulák hasonló eredményt adtak (86). Egy *Ma és munkatársai* tollából megjelent, több mint 1000 szem és 11 kalkulációs formula felhasználásával végzett metaanalízis szerint 26,0 mm-es tengelyhossz felett a 0,25 D-nál nem nagyobb

predikciós hiba legnagyobb százalékban az Olsen-, a Kane- és az EVO-formuláknál volt (87). A napjainkban leggyakrabban használt 10 formula közül nagyfokú myopiában a Kane, az Olsen és a Barrett Universal II volt a három legpontosabb egy 2019-es tanulmány szerint (88). Egy 2022-es metaanalízis szerint az legjobb MPE-t a Kane, az EVO és az LSF produkálta (89). Egy 511 nagyfokú myopiás szem eredményeit elemző tanulmány a Zhu-Lu-formula előnyét mutatta a Barrett Universal II-vel, az EVO 2.0-vel és több ismertebb AI-t alkalmazó formulával (Kane, Pearl-DGS, Hill-RBF 3.0) szemben (90). Egy 2023-as közlemény viszont figyelemre int a modern AI-n alapuló formulák használatával kapcsolatban 32 mm-es tengelyhossz felett, illetve meniscus alakú műlencsék esetén. Ebben a tanulmányban az optikai alapon nyugvó EVO 2.0 és Cooke K6 formulák jobban szerepeltek, mint a Kane, Pearl-DGS, Hill-RBF 3.0 képletek (91). *Miao és munkatársai* 2024-es közleményében pedig a Cooke K6, EVO, Olsen és Barrett Universal II formulák pontosságát befolyásolták legkevésbé a nagyfokú myopiás szem különböző biometriás paraméterei, és jártak együtt a legkisebb MPE-vel (92). Fontos szempont, hogy a posztoperatív hypermetropiás eltolódás esélye nem csupán az megnövekedett tengelyhosszal hozható összefüggésbe. Az átlagosnál hosszabb szemeken az átlagostól eltérő keratometriás értékek is befolyásolják a refraktív kimenetel jósolhatóságát. *Mo és munkatársai* közleményéből kiderült, hogy ha az átlag keratometriás érték $<43,0$ D, vagy $>45,0$ D, akkor az EVO, a Kane vagy a Hill-RBF 3.0 formulákra érdemes elsősorban támaszkodni (93).

A fentieket összegezve megállapítható, hogy a legmodernebb mesterséges intelligencián alapuló, valamint a legmodernebb optikai alapokon nyugvó műlencsekalkulációs formulák között nincs „abszolút győztes”. Ugyanakkor ezen formulák használatával a modern,

korábban 3. és 4. generációsnak nevezett képletek, valamint a tengelyhossz optimalizált képletek teljesítményéhez képest lényegesen pontosabb, jobb eredményt kapunk. Ez alól csupán a Barrett Universal II formula kivétel, ami felveszi a versenyt a legmodernebb képletekkel. A mindennapi gyakorlat számára ajánlható, hogy 26,0 mm-es tengelyhossz felett használjunk legalább egy-egy modern optikai és AI-alapú képletet. Még jobb megoldás, ha a beteg biometriás adatait felvisszük a mindenki számára ingyenesen hozzáférhető ESCRS IOL Calculator-ra, ami a Barrett Universal II, Cooke K6, EVO, Kane, Pearl-DGS, Hill-RBF és Hoffer QST-formulákat tartalmazza, nem tárolja betegünk adatait, és az egyes műlencsék A-konstansát folyamatosan frissíti az iolcon.org-ról.

Az egyre pontosabb optikai biometriás műszereknek és a modern műlencse-kalkulációs formuláknak köszönhetően eljött az ideje annak, hogy elszakadjunk a több évtizedes hagyománytól. A posztoperatív hypermetropiától való félelmünkben nem szükséges minden beteget $-2,0$ D-ás manifeszt posztoperatív refrakcióra tervezni. Célszerű a beteget felvilágosítani arról, miszerint reális esély van arra, hogy a szürkehályog-műtét után távolra nem lesz szükség szemüvegre, csupán olvasáshoz kell majd használni egy kisebb pluszos szemüveget. Tapasztalatunk szerint a legtöbb beteg ezt a hírt örömmel fogadja, és relatíve kevesen választják azt az opciót, ami a műtét utáni állandó távoli szemüvegviselést és a szemüveg nélküli olvasást jelenti. Egyetértve a *Chong és Mehta* (31) által leírtakkal, a tengelyhossz növekedésével arányosan javasoljuk a tervezett posztoperatív refrakció mínusz irányban való növelését. A fenti szerzőpáros 27,0–29,0 mm között $-0,5$ D-ra, 29,0–30,5 mm között $-0,75$ D-ra, 30,5 mm felett pedig $-1,0$ és $-1,75$ D közé tervezett posztoperatív refraktív kimenetelt javasolt (31). A fenti stratégiát alkalmazva saját tapasztalatunk is kedvező volt. A 13,

nagyfokú myopiás beteg 26 szemét (tengelyhossz: 25,07–31,75 mm) operálva a posztoperatív refrakciót $-0,22$ D és $-1,07$ D közé, átlagosan $-0,59$ D ($\pm 0,46$ SD)-ra terveztük. A manifeszt refrakció átlag $-0,27$ D ($\pm 0,57$ SD) lett. Egyetlen szemre sem kellett pluszos szemüveget írni, 7 szemén lehetett kis mínuszos szemüveggel javítani a távoli látóességet. 12 beteg teljes mértékben elégedett volt a refraktív eredményvel, csupán 1 beteg kérte a második szemének monovision áttervezését (94).

Műlencseválasztás nagyfokú myopiás szemén

A prémium műlencsék közül a tórikus műlencse implantációjának nincs speciális kontraindikációja nagyfokú myopiában. Bebizonyosodott, hogy a nagyfokú myopiás szem teljes asztigmatiájának nagysága szignifikáns pozitív korrelációt mutat a tengelyhossz növekedésével. A teljes asztigmatiának azonban sem a corneára eső, sem a cornealis asztigmia nélküli maradéka önmagában nem mutatott szignifikáns korrelációt a növekvő tengelyhosszal, az összefüggés csupán trendszerű volt, azaz a teljes asztigmia két komponense nagyjából egyenlő súllyal esik a latba (95). Megállapítható tehát, hogy érdemes ugyan korrigálni nagyfokú myopiában is tórikus műlencse implantációjával a cornealis asztigmatiát, azonban az esetek egy jelentős részében számítanunk kell több-kevesebb maradék asztigmatiára, ami minden bizonnyal a hátsó pólus gömbfelszíntől eltérő görbületével függ össze, és az MM következménye.

A multifokális műlencsék implantációja nagyfokú myopiában óvatos megközelítést igényel. A fent említett, sokszor csak részlegesen kikorrigálható asztigmia mellett (95) számolnunk kell az MM-mel összefüggő retinabetegségekkel (32, 33, 34, 39, 40), a nagyfokú myopiás szem tengelyhosszának egész életen át tartó növekedésével (41, 42),

és az állapothoz gyakran társuló glaukómával is (43). A fent felsorolt valamennyi tényező a multifokális műlencse implantációjának relatív vagy abszolút kontraindikációját jelenti (96, 97, 98). Szegényes az irodalma a nyújtott fókuszú műlencsék implantációjának nagyfokú myopiában, és hosszú távú követés egyáltalán nem áll rendelkezésre (99).

Van azonban két további reális lehetőség nagyfokú myopiás betegeink részleges vagy teljes multifokálisításának szűrkehályog-műtéttel történő helyreállítására. Nagyfokú myopiás, és általában myopiás szemeken gondos tervezés után az esetek többségében jól működik a monovision korrekció (100–103). Fontos szabály, hogy először azt a szemet operáljuk, amit távolra tervezünk korrekció nélkül, és ezután következzen a myopiásra tervezett szem műtétje. Konvencionálisan a domináns szemet tervezik távolra, de myopiás betegen jól működhet a követő szem távolra tervezése is, azaz a keresztezett monovision technika (104, 105). Ha van rá lehetőség, végezzük el a posztoperatív monovision refraktív kimenetel modellezését preoperatív kontaktlencse-illesztéssel (106).

Biztonsági megoldást jelent, ha nagyfokú myopiás szemén előbb

elvégezzük a phacoemulsificációt monofokális műlencse-implantációval, majd ismételt biometriát végzünk és a sulcusba multifokális piggyback műlencsét (AddOn, Medicontur) implantálunk. A multifokális piggyback műlencse nagy előnye, hogy atraumatikusan cserélhető, ha idővel megváltozik a szem fénytörése vagy eltávolítható, ha olyan kísérőbetegség alakul ki, ami mellett nemkívánatos egy multifokális műlencse jelenléte. Ha biztosak vagyunk a biometria pontosságában, akkor végezhetünk ún. duett procedure-t is, amelynek során egy ülésben a tokba monofokális műlencsét, a sulcusba pedig multifokális piggyback műlencsét implantálunk (106).

Következtetések

A nagyfokú myopiás szemén végzett biometria számos kihívással jár. A lehetséges hibaforrások kiküszöbölése, illetve minimalizálása miatt optikai biometria használata javasolt. Ha a törőközegek egyáltalán nem világhatók át, akkor végezzük a műlencsetervezést immerziós ultrahanggal. Biometria előtt javítsuk fel a szemfelszín, távolíttassuk el időben a kontaktlencsét, és ha a két szem között egy vagy több paraméterben jelentős eltérést

találunk, akkor ismételjük meg a mérést, lehetőség szerint akár több másik műszert is használva. Használjuk rutinszerűen a legmodernebb, optikai alapon nyugvó, vagy mesterséges intelligenciát alkalmazó műlencse-kalkulációs formulákat, akár egyszerre többet is, a különösen nehéz esetekben pedig az ESCRS IOL Calculator használata javasolt. A fent felsorolt modern eszközök alkalmazásával bátran tervezhetjük a nagyfokú myopiás szem posztoperatív refrakcióját a növekvő tengelyhossz függvényében $-0,5$ D és $-1,5$ D közé. Tórikus műlencse implantálható nagyfokú myopiás szembe is, a multifokális műlencse beültetését viszont gondosan mérlegeljük, és kétséges esetben a multifokálisítás részleges vagy teljes helyreállítását inkább monovision műlencsetervezéssel vagy multifokális piggyback IOL implantációjával oldjuk meg.

Nyilatkozat

A szerzők kijelentik, hogy referáló közleményük megírásával kapcsolatban nem áll fenn velük szemben pénzügyi vagy egyéb lényeges összeütközés, összeférhetetlenségi ok, amely befolyásolhatja a közleményben bemutatott eredményeket, az abból levont következtetéseket vagy azok értelmezését.

IRODALOM

- Nemeth G, Modis L Jr. Accuracy of the Hill-radial basis function method and the Barrett Universal II formula. *Eur J Ophthalmol* 2021; 31(1): 566–571. <https://doi.org/10.1177/1120672121994720>
- Taroni L, Hoffer KJ, Barboni P, et al. Outcomes of IOL power calculation using measurements by a rotating Scheimpflug camera combined with partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2020; 46(12): 1618–1623. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000000361>
- Carmona-González D, Castillo-Gómez A, Palomino-Bautista C, et al. Comparison of the accuracy of 11 intraocular lens power calculation formulas. *Eur J Ophthalmol* 2021; 31(5): 2370–2376. <https://doi.org/10.1177/1120672120962030>
- Hoffer K J, Savini G. Update on IOL power calculation study protocols: the better way to design and report clinical trials. *Ophthalmology* 2021; 128(11): e115–e120. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2020.07.005>
- Hoffer KJ, Aramberrí J, Haigis W, et al. Protocols for studies of intraocular lens formula accuracy. *Am J Ophthalmol* 2015; 160(3): 403–405. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2015.05.029>
- Kane JX, Van Herdean A, Atik A, et al. Intraocular lens power formula accuracy: comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(11): 1490–1500. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2016.07.021>
- Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(3): 333–340. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(13\)80705-5](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80705-5)
- Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(3): 368–376. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.10.031>
- Wendelstein JA, Rothbacher J, Heath M, et al. Riaz KM. Influence and predictive value of optional parameters in new-generation intraocular lens formulas. *J Cataract Refract Surg* 2023; 49(8): 795–803. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000001207>
- Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of intraocular lens calculation formulas. *Ophthalmology* 2018; 125(2): 169–178. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2017.08.027>
- Taroni L, Hoffer KJ, Lupardi E, et al. Accuracy of new intraocular lens power calculation formulas: A lens thickness study. *J Refract Surg* 2021; 37(3): 202–206. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20210104-01>
- Behndig A, Montan P, Lundström M, et al. Gender differences in biometry prediction error and intra-ocular lens power calculation formula. *Acta Ophthalmol* 2014; 92(8): 759–763. <https://doi.org/10.1111/aos.12475>
- Kansal V, Schlenker M, Ahmed IJK. Gender does not appear to play a role in biometry prediction error and intra-ocular lens power calculation: In response to: "Gender differences in biometry prediction error and intra-ocular lens power calcu-

- lation formula" – Behngi et al., 2014 (Acta Ophthalmologica). Acta Ophthalmol 2019; 97(7): e1028–e1030. <https://doi.org/10.1111/aos.14101>
14. Tsessler M, Cohen S, Wang L, et al. Evaluating the prediction accuracy of the Hill-RBF 3.0 formula using a heteroscedastic statistical method. J Cataract Refract Surg 2022; 48(1): 37–43. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000000702>
15. Findl O, Hirschall N, Draschl P, et al. Effect of manual capsulorhexis size and position on intraocular lens tilt, centration, and axial position. J Cataract Refract Surg 2017; 43(7): 902–908. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.04.037>
16. Li S, Hu Y, Guo R, et al. The effect of different shapes of capsulorhexis on postoperative refractive outcomes and the effective lens position of the intraocular lens in cataract surgery. BMC Ophthalmol 2019; 19(1): 59. <https://doi.org/10.1186/s12886-019-1068-3>
17. Akaishi M, Teshigawara T, Hata S, et al. Multiple linear regression model for improving accuracy of capsulorhexis size calculation in femtosecond laser-assisted cataract surgery for adults: a retrospective single-center study. BMC Ophthalmol 2023; 23(1): 19. <https://doi.org/10.1186/s12886-023-02776-w>
18. Scholtz SK, Schwemm M, Eppig T, et al. Benefits and new features of a modern international internet database „IOLCon” for updated and optimized IOL constants and IOL specifications. Klin Monbl Augenheilkd 2021; 238(9): 996–1003. Epub 2021 Jul 1. <https://doi.org/10.1055/a-1493-5614>
18. Trivedi RH, Wilson ME. Prediction error after pediatric cataract surgery with intraocular lens implantation: Contact versus immersion A-scan biometry. J Cataract Refract Surg 2011; 37(3): 501–505. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.09.023>
19. Yu J, Wen D, Zhao J, et al. Eye Vis (Lond). Comprehensive comparisons of ocular biometry: A network-based big data analysis. 2022; 10(1): 1. <https://doi.org/10.1186/s40662-022-00320-3>
20. Reitblat O, Barnir M, Gassoom A, et al. Comparison of the Barrett toric calculator using measured and predicted posterior corneal astigmatism and the Kane and Abulafia-Koch calculators. J Cataract Refract Surg 2023; 49(7): 704–710. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000001178>
21. Skrzypecki J, Sanghvi Patel M, Suh LH. Performance of the Barrett Toric Calculator with and without measurements of posterior corneal curvature. Eye (Lond) 2019; 33(11): 1762–1767. <https://doi.org/10.1038/s41433-019-0489-9>
22. Yang S, Byun YS, Kim HS, et al. Comparative accuracy of Barrett Toric Calculator with and without posterior corneal astigmatism measurements and the Kane toric formula. Am J Ophthalmol 2021; 231(11): 48–57. Epub 2021 Jun 9. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2021.05.028>
23. Reitblat O, Levy A, Megiddo Barnir E, et al. Toric IOL calculation in eyes with high posterior corneal astigmatism. J Refract Surg 2020; 36(12): 820–825. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20200930-03>
24. He X, Huang AS, Jeng BH. Optimizing the ocular surface prior to cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol 2022; 33(1): 9–14. <https://doi.org/10.1097/ICU.0000000000000814>
25. Goudie C, Tatham A, Davies R, et al. The effect of the timing of the cessation of contact lens use on the results of biometry. Eye (Lond) 2018; 32(6): 1048–1054. Epub 2018 Feb 2. <https://doi.org/10.1038/s41433-018-0019-1>
26. Savini G, Hoffer KJ, Barboni P. Influence of corneal asphericity on the refractive outcome of intraocular lens implantation in cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2015; 41(4): 785–789. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2014.07.035>
27. Wai YZ, Ng QX, Adnan TH, et al. Interocular optical biometry differences as predictors of postoperative cataract surgery refractive outcomes: A retrospective cohort study. Med J Malaysia 2021; 76(6): 884–892. PMID: 34806678.
28. Kansal V, Schlenker M, Ahmed II K. Interocular Axial Length and Corneal Power Differences as Predictors of Postoperative Refractive Outcomes after Cataract Surgery. Ophthalmology 2018; 125(7): 972–981. Epub 2018 Feb 16. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2018.01.021>
29. Flitcroft DI, He M, Jonas JB, et al. IMI – Defining and classifying myopia. A proposed set of standards for clinical and epidemiologic studies. Invest Ophthalmol Vis Sci 2019; 60(3): M20–M30. <https://doi.org/10.1167/iov.18-25957>
30. Chong EW, Mehta JS. High myopia and cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol 2016; 27(1): 45–50. <https://doi.org/10.1097/ICU.0000000000000217>
31. Ruiz-Medrano J, Montero JA, Flores-Moreno I, et al. Myopic maculopathy: Current status and proposal for a new classification and grading system (ATN). Prog Retin Eye Res 2019; 69: 80–115. Epub 2018 Nov 1. <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2018.10.005>
32. Németh J, Tapasztó B, Aclimandos WA, et al. Update and guidance on management of myopia. European Society of Ophthalmology in cooperation with International Myopia Institute. Eur J Ophthalmol 2021; 31(3): 853–883. <https://doi.org/10.1177/1120672121998960> Epub 2021 Mar 5.
33. Tapasztó B, Németh J, Nagy Zs. Útmutató a rövidlátóság megelőzésére, jelentkezésének késleltetésére és progressziójának lassítására. Szemészet 2023; 160(3): 90–114. <https://doi.org/10.55342/SZEMHUNGARICA.2023.160.3.90>
34. Holden BA, Frické TR, Wilson DA, et al. Global Prevalence of Myopia and High Myopia and Temporal Trends from 2000 through 2050. Ophthalmology 2016; 123(5): 1036–42. Epub 2016 Feb 11. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2016.01.006>
35. McCrann S, Loughman J, Butler JS, et al. Smartphone use as a possible risk factor for myopia. Clin Exp Optom 2021; 104(1): 35–41. <https://doi.org/10.1111/cxo.13092>
36. Haarman AEG, Enthoven CA, Tideman JW, et al. The Complication of Myopia: A Review and Meta-analysis. Invest Ophthalmol Vis Sci 2020; 61(4): 49. <https://doi.org/10.1167/iov.61.4.49>
37. Einan-Lifshitz A, Rozenberg A, Wang L, et al. Accuracy and feasibility of axial length measurements by a new optical low-coherence reflectometry-based device in eyes with posterior subcapsular cataract. J Cataract Refract Surg 2017; 43(7): 898–901. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.04.035>
38. Zhang R, Xue J, Zheng M, et al. Progression of myopic maculopathy based on the ATN classification system. Ophthalmologica 2023 Dec 21. <https://doi.org/10.1159/000535881> Online ahead of print.
39. Wang Y, Jiang C, Zhao X, et al. CHANGES IN MYOPIC MACULOPATHY BASED ON ATN CLASSIFICATION SYSTEM: An Optical Coherence Tomography Angiography Study. Retina 2022; 42(4): 679–688. <https://doi.org/10.1097/IAE.0000000000003397>
40. Saka N, Ohno-Matsui K, Shimada N, et al. Long-term changes in axial length in adult eyes with pathologic myopia. Am J Ophthalmol 2010; 50(4): 562–568.e1. Epub 2010 Aug 4. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2010.05.009>
41. Du R, Xie S, Igarashi-Yokoi T, et al. Continued Increase of Axial Length and Its Risk Factors in Adults With High Myopia. JAMA Ophthalmol 2021; 139(10): 1096–1103. <https://doi.org/10.1001/jamaophthalmol.2021.3303>
42. Ha A, Kim CY, Shim SR, et al. Degree of Myopia and Glaucoma Risk: A Dose-Response Meta-analysis. Am J Ophthalmol 2022; 236: 107–119. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2021.10.007> Epub 2021 Oct 11.
43. Sun MT, Tran M, Singh K, Chang R, Wang H, Sun Y. Glaucoma and Myopia: Diagnostic Challenges. Biomolecules 2023; 13(3): 562. <https://doi.org/10.3390/biom13030562>
44. Shousha MA, Yoo SH. Cataract surgery after pars plana vitrectomy. Curr Opin Ophthalmol 2010; 21(1): 45–49. <https://doi.org/10.1097/ICU.0b013e32833303bf>
45. Vass C, Menapace R, Schmetterer K, et al. Prediction of pseudophakic capsular bag diameter based on biometric variables. J Cataract Refract Surg 1999; 25(10): 1376–81. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(99\)00204-7](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(99)00204-7)
46. Zhu X, He W, Zhang K, Lu Y. Factors influencing 1-year rotational stability of AcrySof Toric intraocular lenses. Br J Ophthalmol 2016; 100(2): 263–268. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2015-306656>
47. Ma D, Shen J, Qiu T, et al. Rotational stability of plate-haptic toric intraocular lenses in Asian eyes: risk period for intraocular lens rotation and its influencing factors. J Cataract Refract Surg 2023; 49(3): 253–258. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000001107>
48. Patnaik JL, Kahook MY, Berdahl JP, et al. Association between axial length and toric intraocular lens rotation according to an online toric back-calculator. Int J Ophthalmol 2022; 15(3): 420–425. <https://doi.org/10.18240/ijo.2022.03.08> eCollection 2022.
49. He S, Chen X, Wu X, et al. Early-stage clinical outcomes and rotational stability of TECNIS toric intraocular lens implantation in cataract cases with long axial length. BMJ 2020 May 25; 20(1): 204. <https://doi.org/10.1186/s12886-020-01465-2>
50. Guo T, Gao P, Fang L, et al. Efficacy of Toric intraocular lens implantation in eyes with high myopia: A prospective, case-controlled observational study. Exp Ther Med 2018; 15(6): 5288–5294. Epub 2018 Apr 25. <https://doi.org/10.3892/etm.2018.6102>
51. Tataru CP, Dogaroiu AC, Tataru CI, et al. Enhancing rotational stability of toric intraocular lenses using a type 2L Cionni capsular tension ring in patients with high myopia. J Cataract Refract Surg 2019; 45(9): 1219–1221. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2019.05.045>
52. Jiang HM, Liang K, Tao LM. Comparative evaluation of rotational stability of toric IOLs with four-eyelet vs. two-eyelet capsular tension rings in eyes with high myopia. Int J Ophthalmol 2021; 14(3): 378–382. <https://doi.org/10.18240/ijo.2021.03.07> eCollection 2021.
53. Fedorov SN, Kolinko AI, Kolinko AI. Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestn Oftalmol 1967; 80(4): 27–31.
54. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. J Am Intraocul Implant Soc 1980; 6(2): 148–152. [https://doi.org/10.1016/s0146-2776\(80\)80008-5](https://doi.org/10.1016/s0146-2776(80)80008-5)
55. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. J Am Intraocul Implant Soc 1980; 6(3): 263–267. [https://doi.org/10.1016/s0146-2776\(80\)80075-9](https://doi.org/10.1016/s0146-2776(80)80075-9)
56. Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implantation power calculation formula. J Cataract Refract Surg 1990; 16(3): 333–340. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(13\)80705-5](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80705-5)
57. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg 1993; 19(6): 700–712. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(13\)80338-0](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80338-0)
58. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1988; 14(1): 17–24. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(88\)80059-2](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(88)80059-2)
59. Haigis W. The Haigis formula. In: Shamma HJ, ed. Intraocular Lens Power Calcul-

- lations. Thorofare, NJ, Slack 2004; 41–57.
60. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19(6): 713–720. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(13\)80339-2](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80339-2)
61. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23(9): 1356–1370. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(97\)80115-0](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(97)80115-0)
62. Tsang CS, Chong GS, Yiu EP, Ho CK. Intraocular lens power calculation formulas in Chinese eyes with high axial myopia. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(7): 1358–1364. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(02\)01976-4](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01976-4)
63. Wang JK, Hu CY, Chang SW. Intraocular lens power calculation using the IOL-Master and various formulas in eyes with long axial length. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(2): 262–267. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.10.017>
64. Terzi E, Wang L, Kohner T. Accuracy of modern intraocular lens power calculation formulas in refractive lens exchange for high myopia and high hyperopia. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(7): 1181–1189. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.02.026>
65. El-Nafees R, Moawad A, Kishk H, et al. Intra-ocular lens power calculation in patients with high axial myopia before cataract surgery. *Saudi J Ophthalmol* 2010; 24(3): 77–80. <https://doi.org/10.1016/j.sjopt.2010.03.006>
66. Ghanem AA, El-Sayed HM. Accuracy of intraocular lens power calculation in high myopia. *Oman J Ophthalmol* 2010; 3(3): 126–130. <https://doi.org/10.4103/0974-620X.71888>
67. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, et al. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(1): 63–71. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.07.032>
68. Yokoi T, Moriyama M, Hayashi K, et al. Evaluation of refractive error after cataract surgery in highly myopic eyes. *Int Ophthalmol* 2013; 33(4): 343–348. <https://doi.org/10.1007/s10792-012-9690-6>
69. Zhu XJ, He WW, Du Y, et al. Intraocular lens power calculation for high myopic eyes with cataract: comparison of three formulas. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* 2017; 53(4): 260–265. <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.0412-4081.2017.04.007>
70. Razmjoo H, Atarzadeh H, Kargar N, et al. The Comparative Study of Refractive Index Variations between Haigis, Srk/T and Hoffer-Q Formulas Used for Preoperative Biometry Calculation in Patients with the Axial Length >25 mm. *Adv Biomed Res* 2017 Jul 14; 6: 78. eCollection 2017 <https://doi.org/10.4103/2277-9175.210657>
71. Voytsekhivskyy OV. Development and Clinical Accuracy of a New Intraocular Lens Power Formula (VRF) Compared to Other Formulas. *Am J Ophthalmol* 2018; 185(1): 56–67. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2017.10.020>
72. Wang Q, Jiang W, Lin T, et al. Accuracy of intraocular lens power calculation formulas in long eyes: a systematic review and meta-analysis. *Clinical & experimental ophthalmology* 2018; 46(7): 738–49.
73. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, et al. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye* 2009; 23(1): 149–152. <https://doi.org/10.1038/sj.eye.6702954>
74. Zhou D, Sun Z, Deng G. Accuracy of the refractive prediction determined by intraocular lens power calculation formulas in high myopia. *Indian J Ophthalmol* 2019; 67(4): 484–489. https://doi.org/10.4103/ijo.IJO_937_18
75. MacLaren RE, Sagoo MS, Restori M, et al. Biometry accuracy using zero- and negative-powered intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(2): 280–290. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2004.04.054>
76. Pomberg ML, Miller KM. Preliminary efficacy and safety of zero diopter lens implantation in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol* 2005; 139(5): 914–915. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2004.11.031>
77. Petermeier K, Gekeler F, Messias A, et al. Intraocular lens power calculation and optimized constants for highly myopic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(9): 1575–81. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.04.028>
78. Wang L, Shirayama M, Ma XJ, et al. Optimizing intraocular lens power calculations in eyes with axial lengths above 25.0 mm. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(11): 2018–2027. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.05.042>
79. Wang L, Koch DD. Modified axial length adjustment formulas in long eyes. *J Cataract Refract Surg* 2018; 44(11): 1396–1397. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.07.049>
80. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology* 2018; 125(2): 169–78. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2017.08.027>
81. Wan KH, Lam TCH, Yu MCY, et al. Accuracy and Precision of Intraocular Lens Calculations Using the New Hill-RBF Version 2.0 in Eyes With High Axial Myopia. *Am J Ophthalmol* 2019 Sep; 205: 66–73. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2019.04.019>
82. Bernardes J, Raimundo M, Lobo C, et al. A Comparison of Intraocular Lens Power Calculation Formulas in High Myopia. *J Refract Surg* 2021; 37(3): 207–211. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20201123-01>
83. Lin L, Xu M, Mo E, et al. Accuracy of Newer Generation IOL Power Calculation Formulas in Eyes With High Axial Myopia. *J Refract Surg* 2021; 37(11): 754–758. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20210712-08>
84. Chen Y, Wei L, He W, et al. Comparison of Kane, Hill-RBF 2.0, Barrett Universal II, and Emmetropia Verifying Optical Formulas in Eyes With Extreme Myopia. *J Refract Surg* 2021; 37(10): 680–685. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20210712-03>
85. Guo C, Yin S, Qiu K, et al. Comparison of accuracy of intraocular lens power calculation for eyes with an axial length greater than 29.0 mm. *Int Ophthalmol* 2022; 42(7): 2029–2038. <https://doi.org/10.1007/s10792-021-02194-1>
86. Ma Y, Xiong R, Liu Z, et al. Network Meta-analysis of IOL Power Calculation Formula Accuracy in 1016 Eyes with Long Axial Length. *Am J Ophthalmol* 2023 Sep 17; S0002-9394(23)00375-6. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2023.09.009>
87. Melles RB, Kane JX, Olsen T, et al. Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmol* 2019; 126(9): 1334–1335. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2019.04.011>
88. Li H, Ye Z, Luo Y, et al. Comparing the accuracy of the new-generation intraocular lens power calculation formulae in axial myopic eyes: a meta-analysis. *Int Ophthalmol* 2023; 43(2): 619–633. <https://doi.org/10.1007/s10792-022-02466-4>
89. Guo D, He W, Wei L, et al. The Zhu-Lu formula: a machine learning-based intraocular lens power calculation formula for highly myopic eyes. *Eye Vis (Lond)* 2023 Jun 1; 10(1): 26. <https://doi.org/10.1186/s40662-023-00342-5>
90. Mo E, Chen Z, Feng K, et al. Accuracy of Seven Modern Online IOL Formulas in Eyes With Axial Lengths Longer Than 30 mm. *J Refract Surg* 2023; 39(10): 705–710. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20230831-03>
91. Miao A, Lin P, Ren S, et al. Influence of Ocular Biometry Parameters on the Predictive Accuracy of IOL Power Formulas in Patients with High Myopia. *Ophthalmol Ther* 2024; 13(1): 435–448. <https://doi.org/10.1007/s40123-023-00856-0>
92. Mo E, Feng K, Li Q, et al. Efficacy of corneal curvature on the accuracy of 8 intraocular lens power calculation formulas in 302 highly myopic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2023; 49(12): 1195–1200. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000001303>
93. Vámosi P, Elekes Á. Szükséges-e rutinszerűen –2,0 D posztoperatív refrakcióra tervezni a nagyfokú myopiás szemeket? Magyar Szemorvortársaság 2023. évi Kongresszusa, Bükkfürdő, 2023. június 22–24.
94. Kaye SB, Patterson A. Association between total astigmatism and myopia. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23(10): 1496–1502. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(97\)80020-x](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(97)80020-x)
95. Pedrotti E, Neri E, Bonacci E, et al. Extended Depth of Focus Versus Monofocal IOLs in Patients With High Myopia: Objective and Subjective Visual Outcomes. *J Refract Surg* 2022; 38(3): 158–166. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20211220-01>
96. Bhaskar S, Ying LH, He C, et al. Modern Phacoemulsification and Intraocular Lens Implantation (Refractive Lens Exchange) Is Safe and Effective in Treating High Myopia. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila)* 2016; 5(6): 438–444. <https://doi.org/10.1097/APO.0000000000000241>
97. Servet C, Oncel AN, Fatma CY, et al. Phacoemulsification in eyes with cataract and high myopia. *Arq Bras Oftalmol* 2015; 78(5): 286–289. <https://doi.org/10.5935/0004-2749.20150076>
98. Bruno Z, Mohammad S, Stephen T. Phacoemulsification in eyes with extreme axial myopia. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(2): 335–340. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2008.10.044>
99. Ken H, Motoaki Y, Hiroshi S, et al. Binocular visual function of myopic pseudophakic monovision. *Jpn J Ophthalmol* 2018; 62(3): 357–364. <https://doi.org/10.1007/s10384-018-0564-y>
100. Greenbaum S. Monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(8): 1439–1443. [https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(02\)01218-x](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01218-x)
101. Finkelman YM, Ng JQ, Barrett GD. Patient satisfaction and visual function after pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 998–1002. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.01.035>
102. Mahrous A, Ciralsky JB, Lai EC. Revisiting monovision for presbyopia. *Curr Opin Ophthalmol* 2018; 29(4): 313–317. <https://doi.org/10.1097/ICU.0000000000000487>
103. Fuxiang Z, Alan S, Lisa A, et al. Crossed versus conventional pseudophakic monovision: Patient satisfaction, visual function, and spectacle independence. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(9): 1845–1854. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.10.013>
104. Xun Y, Wan W, Jiang L, et al. Crossed versus conventional pseudophakic monovision for high myopic eyes: a prospective, randomized pilot study. *BMC Ophthalmol* 2020; 20(1): 447. <https://doi.org/10.1186/s12886-020-01694-5>
105. Liekfeld A, Ehmer A, Schrötter U. Visual function and reading speed after bilateral implantation of 2 types of diffractive multifocal intraocular lenses: Add-on versus capsular bag design. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(10): 2107–14. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.10.055>