

**MAGYAR TUDOMÁNYOS AKADÉMIA
DOKTORI ÉRTEKEZÉS**

**A szem elülső szegmentumának műszeres
vizsgálati lehetőségei**

Dr. Németh Gábor



Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Kórház és Egyetemi Oktató Kórház

Szemészeti Osztály

2016

Tartalomjegyzék

1. Rövidítésjegyzék	1
2. Bevezetés és a vizsgálatok klinikai háttere	2
3. Célkitűzések	8
4. Módszerek	9
4.1 Statisztikai analízis.....	10
4.2 A vizsgálatok során alkalmazott szemészeti műszerek.....	12
5. Az eredmények összefoglalása és megbeszélése	
5.1 A corneális átmérő vizsgálata különböző eszközökkel.....	17
5.2 A cornea centrális vastagságának mérése különböző eszközökkel	19
5.3 Keratometriás vizsgálatok képvezérelt módszerrel	21
5.4 A corneális astigmatismus vizsgálata	
5.4.1 az elülső corneális felszínen.....	26
5.4.2 a hátsó corneális felszínen.....	28
5.5 A sebészileg indukált corneális astigmatismus vizsgálata	
5.5.1 az elülső corneális felszínen, egyszeres illetve kettős corneális sebzés esetén.....	34
5.5.2 a hátsó corneális felszínen.....	41
5.6 A cornea magasabb rendű aberrációinak vizsgálata és életkori összefüggéseinek leírása.....	46
5.7 Corneális biomechanikai paraméterek vizsgálata	
5.7.1 egészséges, nem operált szemeken.....	49
5.7.2 keratorefraktív műtétek után	51
5.8 Az elülső csarnok mélységének mérése phakiás és pseudophakiás szemeken	62
5.9 A szürkehályogműtét során tervezett posztoperatív refrakciós cél pontosságának elemzése különböző biometriai technikákkal.....	66
5.10 Az effektív műlencsehelyzet becslési hibája és a szubjektív látásélesség közti kapcsolat vizsgálata.....	69
5.11 Az accommodatio amplitudójának mérése pseudophakiás szemeken, 3 módszerrel.....	76
5.12 Az accommodatio vizsgálata phakiás és pseudophakiás szemeken, szubjektív és objektív módszerrel.....	82
6. Az új eredmények összefoglalása	91
7. Irodalomjegyzék	93
8. Közleménylista	
8.1 Az értekezés alapjául szolgáló közlemények listája	118
8.2 Egyéb, jelen értekezéshez nem felhasznált, angol nyelvű közlemények listája.....	120
8.3 Egyéb, jelen értekezéshez nem felhasznált, magyar nyelvű közlemények listája.....	122
9. Scientometriai paraméterek	123
10. Köszönetnyilvánítás	124

1. Rövidítésjegyzék

ACD.....	anterior chamber depth, elülső csarnok mélység
ANOVA	analysis of variance, varianciaanalízis
ATA.....	angle-to-angle, csarnokzugok egymástól mért távolsága
CC.....	clear corneal, tisztán corneális (sebzés)
CH.....	corneális hysteresis
CI.....	confidencia intervallum
CRF	corneális rezisztencia faktor
CXL	corneális cross-linking
CV	coefficient of variation, variációs koefficiens
D.....	dioptria
ELP	effective lens position, effektív műlencsehelyzet
HOA	higher-order aberration, magasabb rendű aberráció
ICC.....	intraclass correlation coefficient
IOP	intraocular pressure, intraocularis nyomás
IQR	interquartile range, interquartilis tartomány
LASIK	laser-asszisztált in situ keratomileusis
LoA	limits of agreement, egyezési határ
OCCI	opposite clear corneal incision, kettős corneális sebzés
OCT.....	optikai coherentia tomographia
ORA	Ocular Response Analyzer
PCI.....	partialis coherentia interferometria
PRK.....	photorefractiv keratectomia
RMS	root mean square, a négyzetösszegek négyzetgyöke
SD.....	standard deviatio, standard szórás
SRK/T.....	Sanders-Retzlaff-Kraff/T (formula)
UH	ultrahang
WTW.....	white-to-white távolság, horizontális corneaátmérő

2. Bevezetés és a vizsgálatok klinikai háttere

A szem elülső szegmentum paramétereinek pontos, ismételhető és non-invazív mérése különösen fontos a cornea és a szemlencse egyre növekvő precizitást igénylő műtéteihez. A cornea paramétereinek (átmérő, vastagság, görbületi sugár, topographiás adatok, biomechanikai jellemzők, aberrometriás értékek) és az elülső csarnok mélységének (angolban anterior chamber depth, ACD) non-kontakt mérései a szemészeti műtétek tervezéséhez és azok posztoperatív monitorozásához elengedhetetlenek. A szemészetben használt diagnosztikus eszközök tárháza folyamatosan bővül, egyre újabb technikákkal felszerelt és újabb fizikai elveket felhasználó műszerek kerülnek forgalomba. A folyamatos és gyors technikai fejlesztés egyik célja, hogy a szemészeti paramétereket minél nagyobb pontossággal határozhassuk meg, így minél jobban kiszámíthatóvá tegyük a műtétek refraktív és anatómiai kimenetelét. A szemészetben szinte minden paraméter esetén használunk egy gold standard mérési módszert, aminek eredményét elismerjük, biztosnak, pontosnak és megbízhatónak tartjuk. A technikai fejlődés és a növekvő pontosság igénye viszont elkerülhetetlen és elengedhetetlen a szemészetben is. Ismert, hogy a kereskedelmi forgalomba kerülés időpontjában az új műszerek jelentős részénél nincsenek rendelkezésre álló adatok a mérések ismételhetőségéről illetve megbízhatóságáról. ¹ Egyik kutatási célunk az volt, hogy modern diagnosztikus eszközökkel részleteiben vizsgáljuk a szem elülső szegmentumának mérhető paramétereit, valamint több téma esetén a kapott eredményeket összehasonlítsuk a még mindig standardként kezelt technikák mérési eredményeivel. Másik célunk az volt, hogy ezen eszközökkel nyomon kövessük az elülső szegmentumban az életkor előrehaladtával bekövetkező változásokat, illetve különböző típusú szemészeti műtétek után megfigyeljük és leírjuk egyes mérhető paraméterek változását.

Ismert, hogy a szem fejlődésében az első két életévben gyors változások állnak be. Irodalmi adatok támasztják alá a tengelyhossz és a keratometriai értékek gyors változását. ²⁻⁴ A szem tengelyhossza 14 éves korban, a keratometriai értékek 6 hónapos korban, a szemlencse dioptriaértéke 10 éves korban érik el a felnőltre jellemző átlagos értékeket. ²⁻⁴ Az idősödő szervezetben bekövetkező anatómiai és biomechanikai változások kevésbé ismertek. A jelenlegi, kifinomult műtéti technikák és refraktív sebészeti beavatkozások az idősödő és megváltozó szem jellegzetességeit kevésbé veszik figyelembe. Az életkorral együtt bekövetkező változások jelentős része éppen a szem teljes törőerejének nagy részét kitevő szaruhártyát érinti. A cornea vastagságnak, a keratometriai értékeknek, a corneális átmérőnek, a corneális aberrációknak, az elülső csarnok mélységének, a szemlencse

vastagságának és a tengelyhossznak életkorral megfigyelt változásaival néhány közlemény már foglalkozott. ⁵⁻⁹ A corneális astigmatismus tengelyének életkori megváltozását az elülső és hátsó corneális felszínen már korábban is felismerték, ¹⁰ és ismert a pupilla életkorral együtt járó fokozatos szűkülése, a senilis miosis is. Ezen életkori változások, legalábbis részben, a kollagénrostok degradációjával magyarázhatóak. ⁵

A corneát számos statikus és dinamikus paraméter jellemzi. Statikus paraméterek a cornea horizontális és vertikális átmérője és a cornea vastagsága. A cornea törőereje (görbületi sugarak illetve a számított keratometriai értékek és ezek legnagyobb különbsége, a corneális astigmatismus) és a cornea alacsony- és magasabb rendű aberrációinak térképeloszlása is jellemző, statikus paraméterei a corneának. Dinamikus paraméterek közé sorolják a corneát illetve az egész elülső szegmentumot jellemző biomechanikai adatokat.

A cornea horizontális átmérőjének ismerete fontos paraméter phakiás műlencse beültetések esetén, ¹¹ illetve egy biometria képlet, a Holladay formula használatánál; a cornea vastagság pontos mérése pedig az elülső szegmentum számos műtétjének tervezése során, valamint a szemnyomásérték helyes megítéléséhez is elengedhetetlen.

Az emberi szem fénytörésének kétharmad részét a cornea elülső illetve hátsó felszínének tulajdonítjuk. A corneális astigmatismust (a legnagyobb és legkisebb corneális törőerő értékei közti különbséget) az új módszerekkel átlagosan 1,0 D körüli nagyságúnak mérik. ¹²⁻¹⁶ Ez az átlagos érték és a 1,0 D feletti astigmatismus irodalomban leírt magas előfordulási aránya ^{14,15} a mai, refraktív eredmény szempontjából igen érzékeny szürkehályog-sebészetben is kitüntetett figyelmet érdemel. Ma a cataracta műtét során célunk a meglévő corneális astigmatismus mértékének csökkentése, de legalábbis növelésének elkerülése. Ezt a corneális sebzés helyének és méretének helyes megválasztásával, vagyis a sebészileg indukált astigmatismus tervezésével tudjuk elérni. Bonyolítja a kérdést, hogy a corneális törőerőket és az astigmatismus tengelyét a különböző eszközök eltérően mérhetik, ¹⁷ egy új képvezérelt eszköz (VERION, Alcon) mérésének megbízhatósága és ismételhetsége pedig nem is volt ismert e műszer forgalomba helyezése idejében. Tovább nehezíti a corneális astigmatismus megítélését és műtėti korrigálását az életkor előrehaladtával leírt jelentős tengelyelfordulása, ^{15,18} valamint az elülső és hátsó corneális felszín görbületi sugarak mérésének ismert gyakorlati problematikája is. A cornea elülső felszíne mellett annak hátsó felszíne is jelentős szereppel bír a teljes corneális astigmatismus kialakításában. ^{19,20} A cornea hátsó felszínének astigmatismusa többnyire vertikális irányú, ¹⁹ így a teljes corneára vonatkoztatva legtöbbször indirekt irányú astigmatismust hoz létre. ²¹ Ma a hátsó corneális felszín vizsgálatára a Scheimpflug

képalkotást felhasználó Galilei Dual Scheimpflug Analyzer (Zeimer Group, Port, Svájc), a Pentacam és a Sirius (Costruzione Strumenti Oftalmici, Firenze, Olaszország) készülékek képesek, mely utóbbi a Scheimpflug képalkotást Placido-topographiával kombinálva alkalmazza. Egy új készülék, a Cassini topograph (i-Optics, Hága, Hollandia) pedig színes LED fényforrás segítségével végez teljes corneális topographiát, figyelembe véve annak hátsó felszínét is. Corneális törőerővel kapcsolatos vizsgálatainknak három célja volt: vizsgálni egy képzérelt eszköz keratometriás mérési megbízhatóságát és összehasonlíthatóságát; elemezni a cornea elülső és hátsó felszínének görbületi értékeit nagyszámú beteganyagon modern képalkotó rendszerekkel; vizsgálni cataracta műtétek után a cornea elülső és hátsó felszínén a sebészileg indukált astigmatismus vektorainak mértékeit, irányait, összefüggéseit.

Az alacsonyabb rendű fénytörési hibák mellett (prizma, myopia, hypermetropia) ismertek a szem illetve a cornea magasabb rendű aberrációi (angolban: higher-order aberration, HOA), melyek átlagostól, illetve a normáltól való jelentős eltérései a látás minőségét és a kontrasztérzékenységet képesek számottevően befolyásolni, elsősorban rontani. A szemészeti műtétek után főleg rosszabb fényviszonyok mellett sokszor észlelt dysphotopsiás tünetek hátterében a szem magas értékű magasabb rendű aberrációi állnak.²⁰ A leginkább vizsgált ilyen eltérés a szférikus aberráció, mely negatív hatását a modern, aszférikus (helyesebben szférikus aberráció korrigált) műlencsék különböző módon próbálnak kiküszöbölni. Különösen a corneális szférikus aberráció mértékét illetve életkorral megfigyelt változását fontos ahhoz elemezni és megérteni, hogy olyan műlencsét fejlesszenek ki, melyek ténylegesen, a lehető legjobban, akár egyénileg kompenzálják a teljes szem illetve döntően a cornea ezen aberrációját. A cornea magasabb rendű aberrációit annak elülső és hátsó felszíne együttesen határozza meg. Jelenleg a cornea hátsó felszínének elemzésében a Scheimpflug képalkotáson alapuló analízis vált meghatározóvá, jó ismételhetősége és megbízhatósága miatt.²²⁻²⁶ Az emberi szem anatómiai, statikus paraméterei között a cornea magasabb rendű aberrációi is változnak az életkorral.²⁷ Egyik vizsgálatunk célja az volt, hogy a Scheimpflug technikával működő Pentacam nagyfelbontású verziójával analizáljuk a corneális aberrációkat és azok életkori változásait a cornea elülső és hátsó felszínén.

A jelenleg alkalmazott szemészeti diagnosztikus módszerek tehát döntően a cornea statikus paramétereit mérik, a corneát azonban viszkózus és elasztikus tulajdonságok is jellemzik.²⁸ A szaruhártya biomechanikáját jellemző paramétereket korábban csak a 2005-ben bemutatott Ocular Response Analyzer (ORA, Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, New York, USA) mérte in vivo körülmények közt, pontosan és megbízhatóan.²⁹ A cornea dinamikus paramétereit egy nagy intenzitású levegőáram befúvását felhasználva

mérhetjük egy újabb eszközzel is (CorVis ST), 2011 ősze óta. Ezen műszerrel végzett vizsgálatok során a levegőáram hatására kapott deformációs választ elemzi a készülék egy ultragyors Scheimpflug kamera felvételeinek segítségével. A készülék által számított specifikus adatokból következtethetünk a szaruhártya viszkoelasztikus tulajdonságára, melynek megváltozása különböző kórképekben és elülső szegmentum műtétek után lehet jellemző. Ezirányú vizsgálataink célja volt, hogy a CorVis ST készülékkel feltérképezzük a cornea ezen új biomechanikai paramétereit, azok ismételhetségét és esetleges életkori változásait. Másik célunk az volt, hogy elemezzük a corneális biomechanikai paraméterek változásait keratorefraktív műtétek illetve perforáló keratoplasztika kapcsán.

A szem elülső szegmentumának következő lényeges anatómiai eleme az elülső csarnok, mely a cornea és a szemlencse közötti tér. Az elülső csarnokra jellemző adatok a centrális mélység, a térfogat és a csarnokzug szöge. Az elülső csarnok mélysége a szemlencse illetve a szürkehályogműtét során beültetett műlencse helyzetének jellemző számszerű mutatója. Az elülső csarnok adatainak ismerete egyes szemészeti műtétek előtt igen fontos, a műtétek után pedig monitorozhatjuk a bekövetkező változásokat. Ezirányú vizsgálataink célja volt, hogy a különböző optikai eszközök elülső csarnok mélység mérési eredményeit értékeljük, és azokat összevessük a standard technikák adataival.

Az elülső szegmentum következő képlete a szemlencse, melynek műtétei a szemészet egyik legnagyobb ágát képezik. Manapság a cataracta műtéti megoldása a legsikeresebb sebészeti beavatkozások közé tartozik. A modern szürkehályogműtét egyben refraktív sebészeti beavatkozás is, melynek célja a korrekció nélküli látásélesség gyors javítása, a preoperatív corneális astigmatismus csökkentése valamint az elveszett accomodatio lehetőség szerinti helyreállítása. A reziduális refraktív astigmatismus ismerten az egyik legfontosabb korlátozó tényező a látásélesség és a betegelégedettség szempontjából, műlencse beültetése után.^{30,31} Minden, a corneán végzett beavatkozás bizonyos fokú astigmatismust indukál. Már Donders megfigyelte 1864-ben, hogy a cataracta műtét során változik a corneális astigmatismus,³² Snellen pedig már 1869-ben javasolta a corneális sebzést a legmeredekebb corneális tengelyben készíteni.³³ A szürkehályogműtét során készített corneális incisio a sebkészítés tengelyében a cornea törőerejét csökkenti, a műtétileg indukált astigmatismus mértékét az incisio mérete,³⁴⁻³⁶ a seb alakja³⁷ és helyzete³⁸⁻⁴⁰ is befolyásolja. Az astigmatismus csökkentésére a limbális relaxációs incisio,⁴¹ a corneális refraktív beavatkozásokon és a toricus műlencsék implantációján kívül egy lehetséges módszer a kettős corneális sebnytás (angolban: paired opposite clear corneal incision, OCCI) technikája, amit először Lever és Dahan írt le, 2000-ben.⁴² Ezirányú

vizsgálatunkban egyrészt arra kerestük a választ, hogy 3,0 mm-es sebméret mellett az OCCI technika mennyivel nagyobb corneális astigmatismust indukál felül elhelyezett, temporális illetve ferde sebhelyzet mellett, mint egy szokványos corneális incisio. Másik célunk az volt, hogy elemezzük az OCCI technikával indukált astigmatismus változását és a változást befolyásoló tényezőket a posztoperatív időszakban.

A cataracta sebészet a mai modern műtéti technika mellett egyben refraktív sebészeti eljárás is. Az optikai rehabilitáció célja az egyre magasabb igényeknek megfelelően a tervezett posztoperatív refrakció elérése és a corneális astigmatismus fentebb említett tényezőket figyelembe vevő tervezett csökkentése. Azonban a cataractaműtét előtt elvégzett ultrahangos vagy optikai biometria számos hibalehetőséget rejt magában.⁴³ A biometriai hibák forrásai elvileg tengelyhossz és keratometriai hibák lehetnek, de ma már döntően a posztoperatív elülső csarnok mélység becslésének hibája áll a háttérben.⁴³ A megfelelő matematikai képlet alkalmazása mellett a biometria technikája is lényeges. Ismert, hogy a vízelőtétellel végzett immerziós biometria pontosabb, mint a kontakt applanációs biometria,⁴⁴ az optikai biometriának pedig számos előnye és nagyobb mérési pontossága is ismert az ultrahangos mérésekkel összehasonlítva.^{43,45} Egyik vizsgálatunk célja az volt, hogy zárt immerziós kamrával végzett ultrahangos biometria és az optikai biometria során kapott refraktív eredményeinket összehasonlítsuk egymással a biometriai képletek konstansainak matematikai optimalizálása előtt és után.

A cataracta sebészet egyik fő célja a páciens és az operatőr által tervezett posztoperatív refrakciós cél elérése. A szürkehályogműtét utáni csarnokmélység becslése, vagyis a műlencse végső, axiális pozíciójának tervezése az egyik legfontosabb feladat a nem tervezett posztoperatív refrakciós hibák számának és mértékének csökkentése érdekében. A posztoperatív műlencse pozíció tervezési bizonytalansága egyike az elkerülhetetlen hibaforrásoknak a műlencse dioptriaértékének meghatározásában. Ez a hibaforrás az oka a posztoperatív tapasztalt, átlagosan 0,35 D-ás, azonban igen nagy szórású refrakciós hibának;⁴⁶ más szavakkal, a pseudophakiás csarnokmélység becslési hibája felel az összes posztoperatív tapasztalt refrakciós hiba 22-38%-áért.⁴⁷ Definíció szerint, az effektív műlencse-helyzet (angolban: effective lens position, ELP) a cornea másodlagos fősíkjá és a beültetett műlencse vékonylencse-ekvivalens fősíkjá közötti axiális távolság. Mivel a műtét után kialakuló effektív, valódi műlencse-helyzet becslése -a preoperatív mérés lehetőségének értelemszerű hiánya miatt- tisztán matematikai feladat, ennek többnyire hibás volta egy biológiai mintán elkerülhetetlen. Emellett pedig az is ismert a klinikai gyakorlatból, hogy az objektív és szubjektív refrakciós hiba mértéke sok esetben különbözik egymástól.

A cataracta műtétei során az operatőr egyik célja, hogy növelje a 0,5 D-ás refrakciós hibán belül eső szemek százalékos arányát, -ami ma maximum 75-80%-ra tehető-⁴⁸⁻⁵⁰, és, hogy jelentősen csökkentse a nagyfokú, 1,5 D feletti refrakciós „meglepetések” számát. E témával kapcsolatos célunk az volt, hogy elemezzük a különbséget a cataracta műtét előtt mért, az SRK/T formula által becsült és a posztoperatív mért elülső csarnokmélységek között, Scheimpflug képalkotás segítségével. Másik célunk volt, hogy kapcsolatot keressünk e csarnokmélység-különbség és a posztoperatív elért szubjektív refrakciós hiba között.

A cataracta műtét célja sok esetben az accomodatio helyreállítása is lehet. A közeli tárgyak fixálása során aktív mechanizmusok segítségével a szem összesített törőereje megnő. Ezt a folyamatot alkalmazkodásnak, accomodationak hívjuk és döntően a musculus ciliaris aktív munkájának és a szemlencse alakváltozásának tulajdonítjuk. Számos, egymásnak részben ellentmondó teória⁵¹⁻⁵³ ismert az alkalmazkodás folyamatának leírására. A szemészet jelenkori egyik legnagyobb kihívása a presbyopiás korral megjelenő, jelentősen lecsökkenő, majd megszűnő accomodatio helyreállítása, akár műtéti módon is. A human accomodatio mérése, valamint a szubjektív és objektív accomodatio elkülönítése fontos az alkalmazkodás fiziológiájának megértéséhez, egyes presbyopia ellenes műtétek hatásának vizsgálatához,^{54,55} és a különböző típusú műlencsék hatásvizsgálatához. Ahhoz, hogy megértsük az accomodatio folyamatát, e folyamat pontos, ismételhető és megbízható mérése elengedhetetlen. Az accomodatio mérése szubjektív^{56,57} és objektív⁵⁸⁻⁶⁰ módszerekkel végezhető. Monofocalis műlencse implantációját követően is megváltozhat accomodatiós inger hatására a szem szubjektív illetve objektív fénytörése. E jelenség, a pseudophakiás accomodatio háttérében többféle magyarázat állhat. Az enyhe fokú, myopiás, indirekt irányú corneális astigmatismus eleve segítheti a közeli visust, ugyanúgy, mint egyes emelkedett mértékű magasabb rendű aberrációk (döntően a szférikus illetve coma aberráció) illetve a pupilla szűkülésével együtt járó, blendező, mélységélességet növelő hatás.⁶¹⁻⁶⁴ Ezenkívül ismert egyes műlencsék a szem anteroposterior tengelye mentén megvalósuló minimális elmozdulása is.⁶⁵⁻⁶⁹ Egyik célunk az accomodatio témakörében az volt, hogy pseudophakiás szemeken vizsgáljuk meg az accomodatio amplitudóját két különböző típusú műlencse beültetése után, egy szubjektív és két, objektív módszerrel. Másik célunk pedig az volt, hogy phakiás és pseudophakiás szemeken vizsgáljuk és összehasonlítsuk a szubjektív tapasztalt és egy binocularis, open-field accomodometerrel objektíven mért accomodatiós amplitudót és pupillaméret-változást, valamint megfigyeljük az accomodatio során létrejövő elülső szegmentum változásokat Scheimpflug képalkotás segítségével.

3. Célkitűzések

Céлом volt a cornea részletes anatómiai, fénytörési és biomechanikai vizsgálata, az elülső csarnok mélység vizsgálhatóságának elemzése és több, a szemlencsével kapcsolatos kérdés analízise. Vizsgálataimat az alábbi anatómiai/logikai sorrend szerint csoportosítottam:

1. A corneális átmérő vizsgálata különböző eszközökkel.
2. A cornea centrális vastagságának mérése különböző műszerekkel.
3. Egy képvezérelt eszköz keratometriás méréseinek vizsgálata.
4. A corneális astigmatismus vizsgálata az elülső és hátsó corneális felszínen.
5. A cataractaműtét során, sebészileg indukált corneális astigmatismus vizsgálata különböző sebtípusoknál a cornea elülső és hátsó felszínén.
6. A cornea magasabb rendű aberrációinak vizsgálata és életkori összefüggéseinek leírása.
7. Új típusú corneális biomechanikai paraméterek vizsgálata egészséges szemeken és keratorefraktív műtétek után.
8. Az elülső csarnok mélységének mérése különböző eszközökkel és a csarnokmélység életkorfüggésének vizsgálata phakiás és pseudophakiás szemeken.
9. A szürkehályogműtét során tervezett posztoperatív refrakciós cél pontosságának elemzése különböző biometriai technikákkal.
10. A cataracta műtétje után kialakuló effektív műlencsehelyzet becslési hibája és a szubjektív látásélesség közti kapcsolat vizsgálata.
11. Az accomodatio amplitudójának mérése pseudophakiás szemeken, 3 módszerrel.
12. Az accomodatio vizsgálata phakiás és pseudophakiás szemeken, objektív módszerrel.

4. Módszerek

A corneális átmérővel kapcsolatos, a keratometriai, a pachymetriai, a biomechanikai mérések egy részénél, az aberrometriai és elülső csarnok mélység mérések esetén egészséges önkénteseket vizsgáltunk, akik a szemészeti vizsgálat során jó távoli látásélességgel rendelkeztek (minimum 20/25 Snellen ekvivalens) és cataractán illetve kisebb, mint 3,0 D szférikus és/vagy kisebb, mint 1,5 D cylinderes refrakciós hibán kívül egyéb szemészeti problémával nem rendelkeztek. Az astigmatismus vizsgálata során ez utóbbi kritériumok nem szolgáltak kizáró okként. Korábbi szemészeti műtéten átesett pácienseket nem vontunk be, kivéve a Pentacammal, pseudophakiás szemén vizsgált elülső csarnok mélység és accomodatio vizsgálatoknál illetve a keratorefraktív műtétek után végzett biomechanikai vizsgálatoknál. A műlencsetervezéssel és az effektív műlencsehellyel kapcsolatos vizsgálatok cataractaműtét után zajlottak, de korábbi, egyéb műtét ezen szemeken sem történt. Kontaktlencsét viselő páciens a vizsgált betegcsoportok esetén nem volt. Minden esetben anamnesztikus adatokat rögzítettünk, látásélességet vettünk fel, melyet biomikroszkópos- és a műszeres vizsgálatok követtek.

A biometriai számítások és az effektív műlencsehellyel kapcsolatos vizsgálataink esetén lege artis phacoemulsificatiós műtét, tokzsákba implantált műlencse és a posztoperatív szakban elért minimum 0,1-es logMAR visusérték voltak a feltételek. Kizártunk minden olyan beteget az elemzésből, akiknél a cataractán kívül preoperatív szemészeti elváltozás volt, ha anamnézisükben korábbi szemészeti műtét szerepelt, vagy ha intraoperatív komplikáció adódott. A műtétek után stabil refraktív állapotban értékeltük a látásélességet szubjektív refrakciós teszttel. Emellett meghatároztuk a Holladay, Hoffer-Q és a Haigis formulák esetén is a várható posztoperatív refrakciós hibák értékeit.

A biometriai képletek optimalizálásához először az ultrahangos eszköz leírásában is elérhető matematikai képletek bekerültek egy Microsoft Excel munkafüzetbe. Az összes betegnél, mérési csoportonként kiszámítottuk az SRK/T képlet mellett tervezett és beültetés után elért posztoperatív eredményeink különbségét („refraktív hiba”), majd meghatároztuk a többi képlet mellett létrejövő feltételezett refraktív hibák mértékeit. Az optimalizálást egy nem-lineáris optimalizálásra alkalmas eszközzel végeztük, a Microsoft Excel Solver beépülő modulja (plug-in) segítségével. A Solver elnevezésű plug-in képes egy meghatározott, akár függvényeket is tartalmazó adattáblázatban a célcella, vagyis a kimeneteli eredmény (jelen esetben a refraktív hiba) meghatározott értékű vagy előjelű megváltoztatására (jelen esetben cél a refraktív hiba minimalizálása volt) úgy, hogy bizonyos, a felhasználó által

meghatározott cellák értékeit változtatja (jelen esetben ez az A-konstans volt), miközben egyes korlátozó feltételek teljesülnek (jelen esetben azonos volt a betegcsoportban az A-konstans és az A-konstans pozitív érték volt). Mindkét vizsgált betegcsoport esetén az optimalizálás előtt és után is kiszámítottuk az átlagos refrakciós hibát, amit a tervezett posztoperatív refrakciós céltól való eltérések átlagaként definiáltunk és meghatároztuk a 0,5 D-ás posztoperatív refraktív hibán belül eső szemek százalékos arányát.

4.1 Statisztikai analízis

A statisztikai analíziseket a MedCalc 10.0 (MedCalc Software, Ostend, Belgium) és a Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, Washington DC, USA) software-ekkel végeztük. Leíró statisztika esetén átlag, szórás (standard deviatio, SD) értékeket, mediánt, mérési tartományt (range), az átlag 95% fiducia intervallumát (95% CI) illetve interquartilis tartományokat (IQR) adtuk meg. Az adatok normál eloszlását a Kolmogorov-Smirnov teszttel vizsgáltuk. Ha a normális eloszlást elvetettük ($p < 0,05$), non-parametrikus tesztek alkalmaztunk. Wilcoxon illetve Mann-Whitney U tesztet használtunk az egyes adatcsoportok összehasonlítására, kettőnél több adatcsoport összehasonlításánál ANOVA tesztet végeztünk. Spearman tesztet használtunk a korrelációk kiszámítására. Bland-Altman analízist illetve ábrázolást végeztünk egyes műszerek közti különbségek leírására és meghatároztuk az egyezési határ (limits of agreement, LoA; átlagos különbség \pm a különbség szórásának 1,96-szorosa) értékeit. Lineáris regressziós analízist végeztünk a magasabb rendű aberrációk életkorfüggésének számítása során. A statisztikai analízisek során $p = 0,05$ szignifikanciaszintet alkalmaztunk.

Az elülső szegmentum optikai coherentia tomographos (OCT) és a corneális biomechanikai vizsgálatok során mérési ismételtetőséget is számoltunk. Ennek leírásához intraobserver variációs koefficiens (CV), a reprodukálhatóság megítéléséhez pedig interobserver CV-t és megbízhatósági (reliabilitási) koefficiens számoltunk. Osztályon belüli (intraclass) korrelációs koefficiens (ICC) is meghatároztunk, ami egy mérési sorozat megbízhatóságát jellemzi, ennek 95% CI értékével együtt. Az ICC adatok alapján gyenge ($< 0,75$), közepes ($0,75-0,9$) és jó ($> 0,9$) ismételtetőségi értékekről írtunk.⁷⁰ Meghatároztuk a Cronbach alfa értékeit is.

Többszörös regressziós analízist végeztünk a CorVis ST specifikus paraméterei és az életkor, a tengelyhossz valamint a keratometriai adatok között, és meghatároztuk a

determináltsági koefficienseket. Minden paraméter esetén kiszámítottuk az átlagos variációs koefficienst.

A keratometriai mérések összehasonlítása esetén a corneális mért értékeket J_0 és J_{45} vektorkomponensekre bontottuk Thibos és munkatársai ajánlása szerint,⁷¹ és ezen vektoradatok elemzését végeztük. A J_0 vektorkomponens a direkt- illetve negatív szám esetén az indirekt corneális astigmatismus mértékét fejezi ki, a J_{45} vektorkomponens pedig pozitív szám esetén a 135 fok körüli, negatív szám esetében pedig a 45 fok körüli, ferde astigmatismus mértékét mutatja. A sebészileg indukált corneális astigmatismus (angolban SIA, surgically induced astigmatism) vektorának mértékét és irányát a Holladay-Cravy-Koch féle vektor analízis módszerrel számoltuk ki⁷² az automata keratometria illetve a Pentacam HR keratometria alapján a pre- és posztoperatív, átlagolt eredményeket figyelembe véve. Az SPSS DeltaGraph software-t (verzió: 5.0.1) használtuk az indukált astigmatismus vektorok analízisének az esetek polar-grafikonokon történő egyenkénti megjelenítéséhez.

Vizsgálatainkat a Helsinki Deklaráció alapelveinek megfelelően és a Debreceni Egyetem Klinikai Központ Tudományos Bizottságának Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága engedélye alapján (protokoll azonosító: DE OEC RKEB/IKEB 4071-2013) végeztük. Műtéttel kapcsolatos vizsgálataink esetén minden páciens beleegyező nyilatkozatot írt alá a műtét illetve beavatkozás ismertetése után.

4.2 A vizsgálatok során alkalmazott szemészeti műszerek

Szemészeti ultrahang

Az elülső csarnok mélység méréséhez és a szürkehályogműtét során beültetendő mülencse kalkulációjához szemészeti ultrahang (UH) készüléket használtunk (Ultrascan Imaging System, Alcon). Az immerziós kamra felhelyezése előtt szemfelszíni érzéstelenítést végeztünk tetracain hydrochloriddal. A páciens fekvő helyzetében helyeztük fel a zárt immerziós kamrát, és azt jelentős nyomás nélkül steril izotóniás sóoldattal töltöttük fel. A 20 MHz-es ultrahangos kézfőj végét a folyadékba merítve mértünk centrális elülső csarnok mélységet és on-axis tengelyhossz értéket, 10-10 alkalommal. Az ultrahangos fej ilyen esetben a vizsgált szemek felszínétől mindig azonos távolságra van, mert az immerziós kamra egy meghatározott helyen beszűkül.

Egy másik ultrahangos készülékkel (AL-2000, Tomey, Erlangen, Németország) centrális corneavastagság meghatározást végeztünk kontakt módszerrel, 20 MHz-es frekvenciával dolgozó transducer fejjel, az ultrahang sebességet 1640 méter/secundumra állítva, szemenként minimum három alkalommal.

Pentacam és Pentacam HR

A Pentacam és nagyfelbontású verziója, a Pentacam HR a Scheimpflug képalkotás elvét használja. Ezt az elvet Theodor Scheimpflug után nevezték el, aki osztrák tengerésztisztként térképészeti feladatokat látott el a Haditengerészetnél és légifelvétel torzításmentes készítéséhez először alkalmazta ezt a képalkotási technikát. E képalkotás lényege, hogy a készülékben az objektív fősíkja, a film (vagy képrögzítő eszköz) síkja és a kép síkja nem párhuzamosak egymással, mint a hagyományos képalkotásnál, így a képkészítés során a mélységélesség jelentősen megnő az apertura (fényképezetben rekesz) változtatása nélkül.

A Scheimpflug kamera (Pentacam és Pentacam HR, az utóbbi software verziója 1.17r139) a szem optikai tengelye körül forogva 25, 50 vagy 100 képet készít két másodperc alatt, 475 nm-es monochromatikus kék fény segítségével, non-kontakt módon. A Pentacam HR esetében a képek teljes mérete 1392x1040 pixel. A kamera forgása közben 25000 (Pentacam) illetve 138000 (Pentacam HR), valódi elevációs mérési pont eredményeit rögzíti.

A software ezeket az adatokat felhasználva rekonstruálja a szem elülső szegmentumát. A műszer képes a teljes elülső szegmentum analízisére: corneatopographiát készít a cornea elülső és hátsó felszínéről, pachymetriát végez a teljes corneafelszínen, kiszámolja az elülső csarnok mélységét, térfogatát és a csarnokzug szögét. A Pentacam HR a cornea alacsony- és magasabb rendű aberrációinak elemzését is elvégzi. A Zernike polinomok meghatározása mellett kiszámolja a root mean square (RMS) értékeket is, ami a polinomok négyzetes összegének a négyzetgyöke és a hullámfront-aberrációk összességét jellemzi. A műszer a Scheimpflug képalkotásból eredő geometriai torzításokat a software segítségével korigálja. A fentiek mellett a Pentacam HR háromdimenziós képet is készít a teljes elülső szegmentumról, valamint képes a szemlencse optikai denzitometriás elemzésére is.

A Pentacamot illetve a Pentacam HR készüléket 25 kép/2 másodperc beállítás mellett használtuk, a felvételek hibátlan centrálás mellett, automata módon készültek. Amennyiben a képalkotás során bármilyen, a műszer által is jelzett hiba jelentkezett (pl. pislogás, adathiány), a felvételt megismételtük. A corneális aberrometria mérése során 8,0 mm-es beállítást alkalmaztunk.

A Pentacam keratometria mérési ismételhetősége és megbízhatósága jó, az inter-operator intraclass korrelációs koefficiensek pedig magasak. ^{23-26,73} A Placido-topographia és a Scheimpflug-képalkotás azonban néhány páciens esetén klinikailag is jelentős különbséget igazolhat a corneális astigmatismus tengelyét tekintve. ⁷⁴

Visante OCT

Az elülső szegmentum optikai coherentia tomograph (Visante AS-OCT, Carl Zeiss Meditec Inc., Dublin, California, USA) az optikai coherentia interferometria fizikai elvét felhasználva nagyfelbontású keresztmetszeti képeket készít az elülső szegmentumról, non-kontakt módon, 1310 nanométeres infravörös fény segítségével. Corneális vastagságot és elülső csarnok mélységet mér. Beépített, software-es vonalzó („Chamber tool”, verziószám: 1.0) segítségével horizontálisan és vertikálisan mértük a csarnokzugok közti távolságot (angolban: angle-to-angle, ATA), manuálisan beállítva a software-es vonalzó végpontjait. Tekintettel arra, hogy a mérések nem automatikusan készülnek, méréseinket 3 alkalommal ismételtük és az átlagolt adatokkal dolgoztunk tovább. A műszerben beépített fixáló fényforrást a páciens szemének fénytöréséhez állítva kizárhatjuk vagy indukálhatjuk az alkalmazkodást.

Grand Seiko WAM-5500 binocularis accomodometer

A Grand Seiko WAM-5500 binocularis accomodometer (Grand Seiko Co., Ltd.) egy nyitott mezejű (open-field) autorefractometer, infravörös pupillometriás funkcióval. A beteg ülő állapotában, előretámasztott, függőleges fejtartás mellett egy nyitott kereten tekint át, két szemmel együtt, és valódi célpontot figyel, tehát nem a műszerben elhelyezett fényforrás a fixáló pont. A távoli refraktív állapot és pupillaméret vizsgálatát a kerettől 5 méterre elhelyezett célpont (egy fekete csillag, fehér alapon) fixáltatásával érjük el. A közeli vizsgálat során, egy a műszer keretének felső részéhez gyárilag rögzített lécről lelógó, fehér alapon fekete csillag alakú célpontot fixál a beteg 50, 33 és 20 cm-es távolságban. A mérés során a vizsgáló a készülék joystick-ja segítségével az eszköz képernyőjén a pupillát fókuszban tartja és instruálja a páciens a feladatra.

IOLMaster

Az IOLMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Németország, software verzió 5.4.3.0002) szintén a partialis coherentia interferometria fizikai elvével, 780 nanometeres, multimodális dióda lézerefény segítségével, magas mérési ismételhetőséggel, ⁷⁵ kontaktus nélkül méri a szem tengelyhosszát. Az elülső csarnok anatómiai mélységét -mely az 1970 óta élő definíciója szerint a cornea elülső felszíne és a szemlencse elülső felszíne közötti axiális távolság- a cornea és a szemlencse oldalról, 30 fokról irányuló, 0,7 mm széles rés alakú megvilágításával, fehér, 590 nanometeres LED fényforrás segítségével méri, a Scheimpflug elvet felhasználva. Képvisszaverődéses technikával ezek mellett meghatározza a cornea elülső görbületi sugarát a cornea centrumától 2,5 mm-re, hat pontban, melyből keratometriás értéket számol refraktív index segítségével. A keratometriás méréshez megvilágításként egy 880 nanometeres hullámhosszú LED fényforrást használ. Az IOLMaster a fentiek mellett alkalmas a horizontális corneaátmérő (white-to-white távolság, WTW) meghatározására is digitális szürkeskálás fénykép segítségével, melyen a műszer automatikusan detektálja a limbust. Ehhez az 590 nanometeres LED fényforrást használja.

A műszer elsődleges felhasználási területe a szürkehályogműtét során beültetendő mülencse dioptriaértékének meghatározása. Ehhez különböző matematikai formulák állnak rendelkezésre, mely közül a mért adatok tükrében a műtétet végző orvos egyéni mérlegelése szerint választható ki a felhasználni kívánt képlet, figyelembe véve a mindenkori szemészeti

módszertani útmutató ajánlását. Az IOLMaster emellett alkalmas a posztoperatív refrakciós eredmények feldolgozásával a biometriai konstansok optimalizálására illetve perszonalizálására.

ACMaster

Az ACMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Németország) a partialis coherentia interferometria (PCI) fizikai elvvel, 700 nanométeres LED fény segítségével méri a cornea perifériás és centrális vastagságát, 850 nanométeres superluminescens dióda fény segítségével az elülső csarnok mélységét és a szemlencse vastagságát különböző mértékű, beállítható, belső accommodációs ingerek mellett. Képes a cornea horizontális átmérőjének mérésére is, 590 nanométeres LED fény megvilágítást alkalmazva. Minden mérés non-kontakt módon zajlik.

A VERION rendszer

A VERION képvezérelt rendszere (VERION Image Guided System, Alcon Laboratories, Fort Worth, Texas, USA, software verzió 2.5, 2014. február 12) a „VERION Reference Unit” és a „VERION Digital Marker” nevű készülékekből áll. A „VERION Reference Unit” a VERION mérőeszközéből („VERION Measurement Module”) és a „VERION Vision Planner”-ből áll. Az utóbbival a cataractaműtét egyes lépései tervezhetők meg és a posztoperatív eredmények elemezhetők. A „VERION Reference Unit” képes a keratometriai értékek mérése mellett limbus átmérőt, valamint pupilla pozíciót és átmérőt meghatározni. A képvezérelt rendszer optikája érzékeli a limbus-környéki erek és az iris rajzolatát a páciens ülő helyzetében, majd ezen adatokat a műtőben elhelyezett „VERION Digital Marker” alkalmazza a műtét során, az operatőr ellenőrzése mellett.

A keratometria során, az első, fókuszáló lépésben három, infravörös-közeli, 830 nanométeres hullámhosszú LED fénypont visszaverődése segítségével 0,8-1,2 mm-es átmérőben meghatározza a cornea szférikus értékét, miközben az eszköz és a cornea közti távolságot a vizsgáló manuálisan változtatja meg néhány alkalommal. A második lépésben, 12 fehér, 450 nanométeres LED fényforrás visszaverődése segítségével méri a corneális astigmatismus mértékét és tengelyét, 2,8 mm-es sugarú centrális körben. A körülbelül 20

másodperces mérés alatt, miközben a páciens egy vörös, 624 nm-es hullámhosszú, fixációt segítő LED fényforrásba tekint, több mint 300 felvétel és több, mint 1000 adatpont felhasználásával számolja a készülék a keratometriai értékeket a cornea elülső felszínén. A cornea leglaposabb és legmeredekebb tengelyében mért görbületi sugarainak és a cylinderérték tengelyének meghatározásán kívül a készülék alkalmas a horizontális corneális átmérő mérésére is.

A CorVis ST

A Corneal Visualization Scheimpflug Technology (CorVis ST, Oculus, Wetzlar, Németország, az általunk használt software verzió: 1.00r24 rev. 772) egy non-kontakt tonometer, pachymeter és a cornea biomechanikai paramétereit is mérő készülék. A műszerben egy nagysebességű Scheimpflug kamera (4330 kép/másodperc) működik, 455 nanometer hullámhosszú, kék LED fényt használva. Megfelelő beállítás és fókuszálás után a cornea felszínére 11 mm-ről egy nagy intenzitású, 25 kilopascal nyomású levegőoszlop befúvása indul, melynek hatására a szaruhártya deformálódik; ez az alakváltozás videofelvételen egy 30 millisekundumos tartományban láthatóvá is válik. A video a cornea horizontális 8 mm-es átmérőjéről készül; a 640x480 pixeles felbontású képkockákból a cornea kontúrok változásának elemzését és 10 specifikus adat számítását végzi el a software. A kapott adatok további elemzéshez táblázatban exportálhatók a műszerből.

A vizsgált páciens ülő helyzetben van, a műszer belső fixációs pontjára tekint. Pontos beállításnál, vagyis az első Purkinje-reflex éles képe esetén, a levegőimpulzus automatikusan elindul. A levegőimpulzus hatására bekövetkező változás három szakaszra osztható (első applanáció, legnagyobb kitérés és második applanáció szakasza), ami alatt számos paraméter kerül rögzítésre: a cornea csúcsának maximális kitérése (a cornea legnagyobb homorulata), az ennek eléréséhez szükséges idő, az első és második applanáció szélessége és ideje, a maximális corneális sebesség az első és második applanáció szakasza alatt, a két corneális csúcs közti távolság a legnagyobb homorulat idejében, valamint a legnagyobb kitérésnél mért centrális konkáv görbületre illeszthető kör görbületi sugara. A készülék meghatározza a cornea centrális vastagságát és a corneavastagsággal nem kompenzált intraocularis nyomást (IOP) is, melyet az első applanációnál mér a vizsgálatban használt software-rel rendelkező készülék.

5. Az eredmények összefoglalása és megbeszélése

5.1 A corneális átmérő vizsgálata különböző eszközökkel

5.1.1 Módszer

Prospektív vizsgálatot végeztünk, melynél kizáró ok volt bármilyen elülső szegmentum rendellenesség és a több, mint 1,0 D-ás szférikus vagy cylinderes korrekció. Először IOLMasterrel határoztuk meg a horizontális corneális átmérőt, szemenként három-három alkalommal. Az IOLMasterrel ezenkívül meghatároztuk a tengelyhosszat és az elülső csarnok mélységét is. Ezután Visante OCT készülékkel mértük horizontálisan és vertikálisan a csarnokzugok legnagyobb távolságát, 3 különböző képen, a refrakciós értéket a páciens távoli fénytöréséhez beállítva, hogy az accomodatiós ingert csökkentsük. A két műszerrel mért minden mérést ugyanaz a tapasztalt szemész végezte, nem ismervén a másik műszer által kapott eredményeket.

5.1.2 Eredmények

54 páciens 91 szemét vontuk be a vizsgálatainkba (életkor átlag 66,55 év; SD: 12,96 év; range: 27-85 év; 95% CI: 58,13-67,33 év). IOLMasterrel a horizontális corneális átmérő átlagosan 11,99 mm (SD: 0,47 mm; 11,0-13,3 mm között; 95% CI: 11,85-12,05 mm) volt, a tengelyhossz átlaga 23,31 mm (SD: 1,52 mm; range: 20,92-30,96 mm; 95% CI: 22,95-23,59 mm), az anatómiai elülső csarnok mélység átlaga pedig 2,99 mm (SD: 0,4 mm; range: 1,63-4,01 mm; 95% CI: 2,88-3,05) volt.

Az elülső szegmentum optikai coherentia tomograph-al a horizontális ATA átlaga 11,43 mm (SD: 0,51 mm; range: 10,21-12,72 mm; 95% CI: 11,35-11,56 mm) volt, a vertikális ATA pedig átlagosan 10,72 mm (SD: 0,66 mm; range: 9,02-12,5 mm; 95% CI 10,66-10,94 mm). A WTW távolság statisztikailag szignifikánsan nagyobb volt, mint a horizontális ATA távolság, a horizontális ATA mértéke pedig szignifikánsan magasabb volt a vertikális ATA távolságnál (mindkét $p < 0,01$). Szignifikáns korreláció volt igazolható a WTW távolság és a horizontális ATA érték ($r = 0,51$, $p < 0,01$), a vertikális ATA érték ($r = 0,32$, $p < 0,01$), a szem tengelyhossza ($r = 0,45$, $p < 0,01$), és a vizsgált egyén életkora között ($r = -0,28$, $p = 0,023$).

A WTW távolság és az elülső csarnok mélysége között szintén szignifikáns korreláció volt ($r=0,55$, $p<0,01$), azonban a horizontális és vertikális ATA távolság között nem volt szignifikáns a korreláció ($r=-0,02$, $p=0,79$). Az elülső szegmentum OCT-vel mért horizontális ATA és az ACD között nem igazoltunk szignifikáns korrelációt ($r=0,18$, $p=0,15$). Bland-Altman analízis 0,51 mm-es átlagos különbséget igazolt (limits of agreement: -0,45-1,46 mm) a WTW és a horizontális ATA távolság között.

5.1.3 Megbeszélés

A szem elülső szegmentum paramétereinek pontos ismerete a refraktív célú szemsebészetben, például phakiás műlencse beültetések esetén is elengedhetetlen. ¹¹ Ezen műlencsék beültetésénél, logikai megfontolásból is a csarnokzugok illetve a sulcusok legnagyobb mérete a döntő, azonban a jelenlegi szemészeti gyakorlatban ezt nem tudjuk mérni. Ezért a műszeresen jól mérhető corneális átmérőt határozzuk meg és ebből az adatból következtetünk a valódi anatómiai helyzet leírásához szükséges csarnokzugi értékekre. Vizsgálataink azt igazolták, hogy ezen két érték nem cserélhető fel egymással, sőt a horizontálisan és vertikálisan mért adatok (ATA távolságok) is különböznek, amit az irodalmi adatok részleges ellentmondása is magyaráz. ⁷⁶ Egy öt műszer WTW távolság méréseinek összehasonlíthatóságát elemző tanulmányban igazolták, hogy az IOLMaster méri a legnagyobb WTW értéket, a különbség pedig a többi módszeréhez képest statisztikailag szignifikáns volt. ⁷⁷ A csarnokzugok egymástól mért legnagyobb távolsága pedig vizsgálataink szerint horizontálisan nagyobb, mint vertikálisan, két különböző fizikai elvet használó készülékkel mérve.

Mivel a csarnokzugok legnagyobb távolsága számít a gyakorlatban a phakiás műlencsék helyzetének anatómiai tervezéséhez, úgy tűnik, nem elegendő a corneális átmérőből következtetni a horizontális csarnokzug-távolságra. Emellett figyelembe kell/kellene venni, hogy az életkor előrehaladásával szignifikánsan csökken a cornea horizontális átmérője.

5.2 A cornea centrális vastagságának mérése különböző eszközökkel

5.2.1 Módszer

Az első vizsgálatunkban egészséges szemeken öt-öt mérést végeztünk egy PCI technikát alkalmazó eszközzel (ACMaster, Zeiss), majd felszíni érzéstelenítés után ultrahangos corneavastagság mérést végeztünk egy kontakt pachymeter-rel (AL-2000, Tomey) a cornea centrális részén. Mindkét módszerrel 5-5 alkalommal mértük a cornea vastagságát, ultrahangos mérés esetén helyi érzéstelenítést követően. A második vizsgálatunkban elülső szegmentum OCT-vel (Visante OCT), Pentacam HR-el és szemészeti ultrahanggal (AL-2000, Tomey) mértünk, szemenként 3-3 alkalommal.

5.2.2 Eredmények

5.2.2.1 Partialis coherentia interferometriával és szemészeti ultrahanggal

A centrális corneális vastagságot 70 páciens 136 szemén mértük (életkor átlaga: 66,2 év; SD: 11,3 év; range: 36-86 év). A cornea átlagos vastagsága átlagosan 531,2 μm (SD: 3,9 μm) volt a PCI eszközzel és 547,8 μm (SD: 36,0 μm) az ultrahangos készülékkel, a különbség szignifikáns volt ($p < 0,001$). A jobb és bal szemek eredményei között nem figyeltünk meg szignifikáns különbséget ultrahangos módszerrel sem. A variációs koefficiens 0,73% volt PCI módszer esetén és 6,5% volt az ultrahangos mérést tekintve. A két módszer eredményei jól korreláltak egymással ($r = 0,91$, $p < 0,001$).

5.2.2.2 Elülső szegmentum OCT-vel, Pentacam HR-el és szemészeti ultrahanggal

45 páciens 45 szemén (életkor átlag: 62,73 év; SD: 15,31 év) végzett vizsgálatok szerint a centrális corneális vastagság átlaga 541,7 μm (SD: 39,9 μm) volt Visante OCT-vel, 549,7 μm (SD: 39,2 μm) Pentacam HR készülékkel és 534,3 μm (SD: 41,3 μm) ultrahangos készülékkel mérve (ANOVA $p = 0,52$). A Pentacammal mért corneális vastagság jól korrelált az ultrahangos ($r = 0,89$; $p < 0,001$) és a Visante OCT mérésekkel ($r = 0,88$; $p < 0,001$).

5.2.3 Megbeszélés

A cornea vastagságának vizsgálata indokoltan kedvelt irodalmi téma, mivel ismerete rendkívüli fontosságú az elülső szegmentum számos műtétének tervezése során, valamint a szemnyomásérték helyes megítéléséhez is. A módszerek és a vizsgálóeszközök eredményeinek jelentős különbözősége miatt ezen pachymetriai adatok helyes értékelése a mai napig nem megoldott. Ezirányú vizsgálataink célja az volt, hogy non-kontakt, különböző fizikai elv alapján működő diagnosztikus eszközök által mért adatokat összevessük egymással és a standard technikának számító ultrahangos mérés eredményeivel. Jellemző, és az irodalom által is többnyire megerősített, hogy az ultrahangos mérések nagyobb corneális vastagságot mutatnak az elülső szegmentum OCT-vel és a PCI technikával szemben,^{78,79,80} bár saját méréseink éppen OCT-vel mutattak nagyobb értékeket. A különbözőségek hátterében több szerző is azt feltételezi, hogy az egyes eszközök esetén a reflexió helye különbözik a cornea hátsó felszínén (Descemet membrán, hátsó corneális felszín illetve az elülső csarnok); emellett az ultrahangos mérés során alkalmazott érzéstelenítő is befolyásolhatja a mérési eredményt.^{81,82}

A specular mikroszkópia és az Orbscan általában nagyobb corneális vastagságot igazol, mint az ultrahangos mérés.^{83,84} A corneális biomechanikát is vizsgáló műszer, a CorVis ST pedig a szintén Scheimpflug képalkotást alkalmazó Pentacammal, és az ultrahangos pachymetriával is azonos eredményt adott egy újabban közölt vizsgálat sorozatban.⁸⁵ A Placido-topographiát az elülső szegmentum OCT-vel kombináló Visante OMNI készülék kisebb corneális vastagságértékeket mér normál és keratoconusos szemeken is, mint a Pentacam, de mindkét módszer nagyon jó ICC értékeket is mutat.⁸⁶ A keratorefraktív sebészetben széles körben alkalmazott, különböző típusú és kombinált Scheimpflug kamerák a teljes corneát vizsgálva pachymetria térképet is képesek készíteni. Ezen műszerek megbízható és jól ismételt mérési eredményeket igazoltak egészséges^{87,88} illetve LASIK műtét utáni szemeken is.⁸⁹ Ezen eszközök egyre nagyobb szerepnyerése lesz látható minden bizonnyal a napi szemészeti gyakorlatban.

Méréseink igazolták, hogy a különböző eszközök által mért corneavastagság adatok egymással nem mindig cserélhetők fel. A magas és szignifikáns korrelációkat alapul véve, a különböző műszerekkel kapott centrális corneavastagság eredmények kellő óvatossággal átszámíthatóak egymásba. Egy adott páciens pachymetriai adatainak utánkövetése során mindig azonos módszerrel célszerű mérni ezt a szemészeti paramétert is.

5.3 Keratometriás vizsgálatok képzérelt módszerrel

5.3.1 Módszer

A keratometriai adatok mérésére a „VERION Measurement Module” (Alcon) félautomata technikáját használtuk. Minden vizsgált szemről 3 felvételt készítettünk. A cornea leglaposabb és legmeredekebb tengelyben mért görbületi sugarait és a cylinder tengelyét rögzítettük a további számításokhoz. Ezután IOLMaster segítségével szintén mértük a keratometriai adatokat és rögzítettük a szemek tengelyhosszát is. A VERION rendszer ismételhetőségi adatait és az IOLMaster keratometriás adataival való egyezőségét és összehasonlíthatóságát elemeztük.

5.3.2 Eredmények

A méréseket 50 páciens 50 szemén végeztük (az életkor mediánja: 50,32 év; a medián 95% CI értéke: 37,26-58,06 év; range: 19,34-85,30 év), a cataractán kívül nem volt egyéb elülső szegmentumot érintő betegség. A VERION rendszer és az IOLMaster által mért keratometriai adatokat részleteiben az 1. táblázat mutatja. 27 szem esetén volt nagyobb, mint 0,75 D a corneális astigmatismus; 21 szemem pedig több, mint 1,0 D-t astigmatismust mértünk. Az IOLMasterrel mért tengelyhosszok mediánja 23,51 mm volt (a medián 95% CI értéke: 23,12-23,93 mm; range: 21,39-25,36 mm).

A VERION rendszerrel kapott mérési ismételhetőség magas volt minden ezt jellemző adatot tekintve (2. táblázat). Amennyiben alacsony és magas astigmatismusú (kisebb illetve nagyobb, mint 1,0 D cylinderérték) szemekre bontottuk az adatainkat, nem figyeltünk meg szignifikáns különbséget a csoportok ismételhetőségi adatai között ($p=0,58$).

A VERION rendszer és az IOLMaster által mért keratometriás adatok J_0 vektorkomponensei közötti különbség átlagosan $-0,03$ D volt (az átlag 95% CI értéke: $-0,08-0,01$ D, range: $-0,48-0,35$ D), a J_{45} vektorkomponenst tekintve pedig $-0,006$ D (az átlag 95% CI értéke: $-0,03-0,02$ D, range: $-0,35-0,29$ D). A két műszer által mért astigmatismus legmeredekebb tengelyei közötti eltérés (VERION - IOLMaster) mediánja $-1,0$ fok volt (a median 95% CI értéke: $-2,39 - 0,00$ fok; range: $-21-29$ fok). 4 esetben az eltérés nagyobb volt, mint 15 fok és ezen szemek mindegyike a $<1,0$ D cylinderértékű csoportba tartozott. A VERION rendszer és az IOLMaster által mért keratometriás adatok J_0 vektorkomponensei

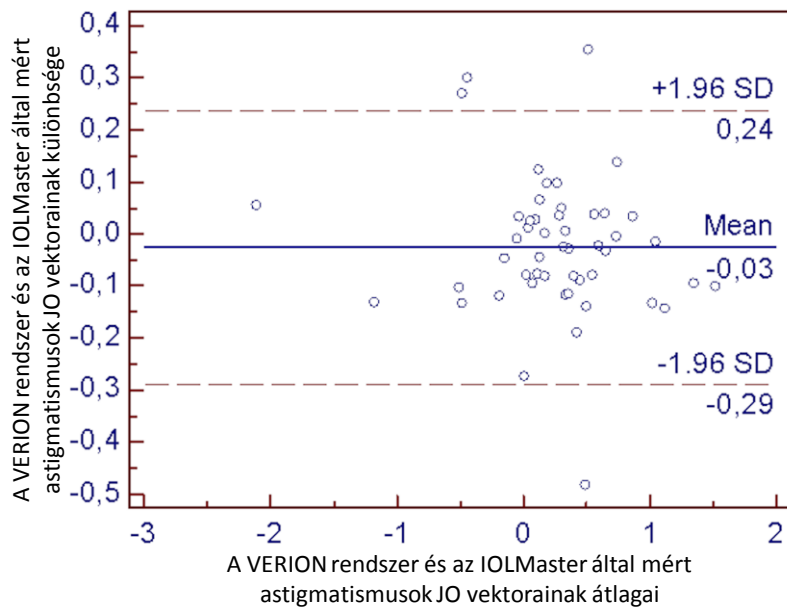
közötti korreláció értéke $r=0,949$ volt ($p<0,001$), a J_{45} vektorkomponenst tekintve pedig $r=0,945$ ($p<0,001$). A szemek tengelyhossza és a J_0 vektorkomponensek két műszer által mért különbség közötti korreláció nem volt szignifikáns ($r=0,070$; $p=0,60$), csakúgy, mint a J_{45} vektorkomponensek esetén sem ($r=0,304$; $p=0,03$). A két műszer által mért különbözőségeket az 1. és 2. ábra Bland-Altman grafikonjai érzékeltetik.

	VERION rendszer	IOLMaster	p
A leglaposabb tengelyben mért keratometriás érték (D)	43,52 (95% CI: 42,87-43,88; range: 39,20-47,40)	43,41 (95% CI: 42,64-43,92; range: 39,11-47,47)	0,15
A legmeredekebb tengelyben mért keratometriás érték (D)	44,59 (95% CI: 44,09-45,24; range: 40,81-48,77)	44,38 (95% CI: 44,12-45,12; range: 40,81-48,56)	0,66
Az astigmatismus mértéke (D)	0,84 (95% CI: 0,65-1,03; range: 0,12-4,71)	0,93 (95% CI: 0,69-1,15; range: 0,20-4,61)	0,53
J_0 (D)	0,28 (95% CI: 0,12-0,34; range: -2,08-1,46)	0,27 (95% CI: 0,14-0,42; range: -2,14-1,56)	0,08
J_{45} (D)	-0,04 (95% CI: -0,16-0,03; range: -1,08-0,42)	-0,07 (95% CI: -0,12-0,00; range: -0,86-0,44)	0,82

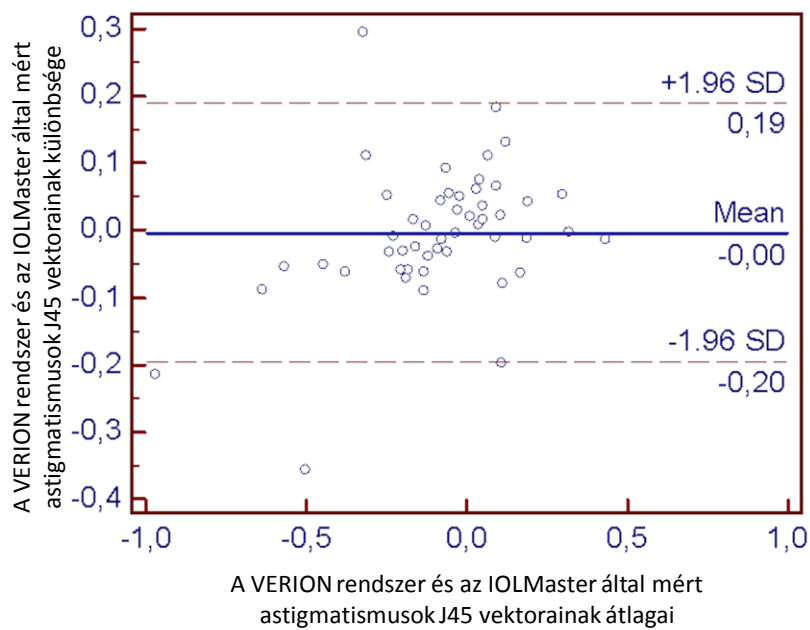
1. táblázat: A keratometriai adatok a VERION mérőmoduljával és az IOLMaster-rel mérve. Az értékek leírása: medián, a medián 95% fiducia intervalluma (95% CI) és mérési tartomány (range); J_0 és J_{45} : Jackson féle keresztcilinder vektorkomponensei, p: statisztikai szignifikancia mértéke.

	ICC	az ICC 95% CI értéke	Cronbach alpha	A Cronbach alpha 95%-os alsó confidencia határa
A leglaposabb tengelyben mért keratometriás érték (D)	0,975	0,960-0,984	0,992	0,988
A legmeredekebb tengelyben mért keratometriás érték (D)	0,970	0,953-0,982	0,990	0,985
Az astigmatismus mértéke (D)	0,973	0,957-0,983	0,991	0,987
A lapos tengely meridiánja (fok)	0,994	0,991-0,996	0,998	0,997
J ₀ (D)	0,977	0,964-0,986	0,992	0,988
J ₄₅ (D)	0,946	0,915-0,967	0,982	0,973

2. táblázat: A keratometriás mérések ismételtetőségi adatai a VERION mérőmoduljával. ICC: intraclass variációs koefficiens; 95% CI: 95% confidencia intervallum; J₀ és J₄₅: a Jackson féle kerestrcylinder vektorkomponensei.



1. ábra: A VERION mérőmoduljával és az IOLMaster-rel mért corneális astigmatismus Jackson féle keresztcylinderének J_0 vektorkomponenséről készült Bland-Altman grafikon.



2. ábra: A VERION mérőmoduljával és az IOLMaster-rel mért corneális astigmatismus Jackson féle keresztcylinderének J_{45} vektorkomponenséről készült Bland-Altman grafikon.

5.3.3 Megbeszélés

A keratometriai értékek és az astigmatismus pontos tengelyének meghatározása a cataracta sebészetében, különösen toricus műlencse tervezett implantációja esetén elengedhetetlen. Toricus műlencse implantációjánál minden egyes foknyi tévedés a posztoperatív pozícióban 3,3%-os határfok-csökkenést eredményez. A forgalomban lévő és standardnak számító biometriai műszerek (IOLMaster és Lenstar) astigmatismus-tengely tekintetében vizsgált mérési ismételhetőségével néhány közlemény foglalkozik, ^{75,90} melyek e két eszköz mérését nagyrészt megbízhatónak írják le, ⁹¹⁻⁹⁶ de ismertek a keratometriás mérések közti, akár jelentős különbségek is. ¹⁷ A VERION rendszerét egy teljes, cataractaműtét előtti grafikus segítség és elemzés elvárása hozta létre, mely döntően a toricus műlencsék egyre nagyobb számú beültetésével kapcsolatban felmerült igény.

A keratometriás mérések ismételhetőségének kérdése bármilyen új műszer, biometria eszköz mindennapi gyakorlatba való bevezetése esetén igen fontos. Ilyen vizsgálatsorozatot tanulmányunk előtt nem közöltek az irodalomban. Vizsgálataink igazolták a VERION rendszer keratometriás mérésének igen magas ismételhetőségi értékét, így a műszer alkalmasnak bizonyult a cataracta sebészetben a corneális törőerők és ezek tengelyeinek meghatározásához. Néhány vizsgált szem esetén a standard eszközhöz képest a cylinderérték tengelyének eltérése klinikailag is jelentős volt (akár 29 fokos eltérés), de a legtöbb esetben a két műszer mérései közötti különbség nem volt jelentős, sem statisztikailag, sem klinikailag. Az említett néhány adat esetében nem figyeltünk meg magas keratometriás értéket, cylinderértéket vagy kirívó tengelyhosszot; ilyen esetekben csak a posztoperatív eredmények tudják eldönteni, hogy melyik műszer mérte a valós preoperatív értéket. Ezen szemek aránya nem elhanyagolható, így megerősíthető, hogy a pontos corneális törőerő meghatározása továbbra is jelentős probléma a szemészeti gyakorlatban, mely toricus műlencsék tervezése és implantálása esetén külön problémát jelent. ⁹⁶

Összefoglalva, a keratometriás adatokat képezérelt módszerrel mérő VERION rendszer mérőmodulja igen magas mérési ismételhetőséget bizonyított és a mérések többnyire kiváló egyezőséget igazoltak az egyik standard biometriai eszköz keratometriás méréseivel összehasonlítva.

5.4 A corneális astigmatismus vizsgálata az elülső és hátsó corneális felszínen

A reguláris corneális astigmatismust meridiánja alapján direkt astigmatismusként neveztük, ha a legmeredekebb corneális tengely 60 és 120 fok közé esett; indirektnek neveztük el, ha 0 és 30 illetve 150 és 180 fok közé esett a meredek tengely. Ferde astigmatismust definiáltunk, a meredek corneális tengely 30 és 60 fok illetve 120 és 150 fok között volt. A direkt astigmatismus definícióját szigorúbb határok közé szorítottuk (75-105 fok) a hátsó corneális felszínen mért sebészileg indukált astigmatismust elemző anyagunkban.

5.4.1 a corneális astigmatismus vizsgálata az elülső corneális felszínen

5.4.1.1 Módszer

15 év feletti, szemészeti vizsgálatra jelentkező pácienseken végeztük vizsgálatainkat, egészséges, korábban nem operált szemek esetén. IOLMaster segítségével tengelyhosszat, keratometriás mérést és elülső csarnok mélység meghatározást végeztünk.

5.4.1.2 Eredmények

Vizsgálatainkat 675 beteg 1092 szemén végeztük, IOLMasterrel. A nő/férfi arány 399/276 volt. A betegeink átlagos életkora 69,64 év (SD: 15,25 év; range: 15-100 év), a nemek között nem volt életkori különbség ($p=0,5$). Az összes általunk mért paraméter és az életkor esetén is a Kolmogorov-Smirnov teszt elvetette a normális eloszlást ($p<0,001$). A vizsgált populáció biometriai adatait a 3. táblázat részletezi. A biometriai értékek összefüggtek a páciens nemétől, férfiakban átlagosan 0,4 mm-el nagyobb tengelyhosszat, 0,14 mm-rel mélyebb elülső csarnokot és 0,35 D-val nagyobb keratometriás értékeket mértünk. Az astigmatismus átlagos mértéke 0,89 D (SD: 0,72 D; 95% CI: 0,85-0,94 D; range: 0,0-6,34 D) volt, e tekintetben nem volt lényeges különbség férfiak és nők között.

	átlag (SD)	95% CI	range
tengelyhossz (mm)	23,32 (1,49)	23,23-23,41	18,74-38,45
elülső csarnok mélység	3,17 (2,03)	3,02-3,33	1,63-5,5
leglaposabb tengelyben mért keratometriás érték (D)	43,53 (1,56)	43,44-43,26	37,85-49,3
legmeredekebb tengelyben mért keratometriás érték (D)	44,43 (1,59)	44,33-44,52	39,25-49,06

3. táblázat: IOLMasterrel mért biometriai adatok 675 beteg 1092 szemén. Az adatok leírása: átlag (standard deviatio), 95% CI: az átlag 95%-os fiducia intervalluma, range: mérési tartomány.

Az astigmatismus mértéke $\geq 0,5$ D volt 73,53%-ban, $\geq 1,0$ D 32,78%-ban, $\geq 1,5$ D 13,55%-ban, $\geq 2,0$ D 6,86%-ban, és $\geq 3,0$ D 2,47%-ban, a nemeket külön-külön vizsgálva lényeges eltérést nem találtunk. A teljes általunk vizsgált populációban a direkt astigmatismus 583 (53,3%), az indirekt 309 (28,3%), a ferde astigmatismus 201 (18,4%) esetben fordult elő, a nemtől lényegesen nem függött ez az arány.

Szignifikáns, negatív korrelációt igazoltunk az életkor és az elülső csarnok mélység ($r=-0,39$; $p<0,001$), az életkor és a tengelyhossz ($r=-0,15$; $p<0,001$), a tengelyhossz és a lapos keratometriás ($r=-0,54$; $p<0,001$) valamint a merdek keratometriás ($r=-0,49$; $p<0,001$) értékek között, mindkét nem esetében. Gyenge, de statisztikailag szignifikáns összefüggés volt az életkor és az astigmatismus nagysága ($r=-0,08$; $p=0,01$) között.

Amennyiben életkorcsoportokra osztottuk az általunk vizsgált populációt, jelentős különbségek voltak megfigyelhetők, nemtől függetlenül. A 15-25 éves korcsoportban még 86,6%-os direkt astigmatismus arány 80 éves életkorra folyamatosan 43%-ra csökkent, miközben az indirekt astigmatismus előfordulási aránya 0%-ról 34%-ra emelkedett.

5.4.2 a corneális astigmatismus vizsgálata a hátsó corneális felszínen

5.4.2.1 Módszer

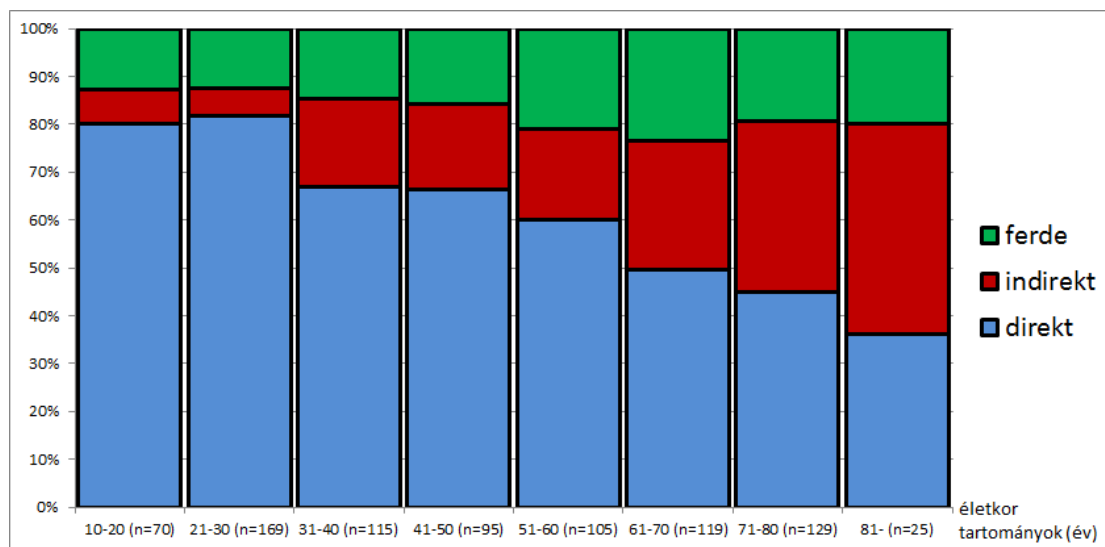
10 év feletti, szemészeti vizsgálatra jelentkező pácienseken végeztük elemzésünket, egészséges, korábban nem operált szemek esetén. Pentacam HR készülékkel mértünk a cornea centrális 3,0 mm-ét figyelembe véve, páciensenként egy szem adatait használva a későbbi elemzéshez.

5.4.2.2 Eredmények

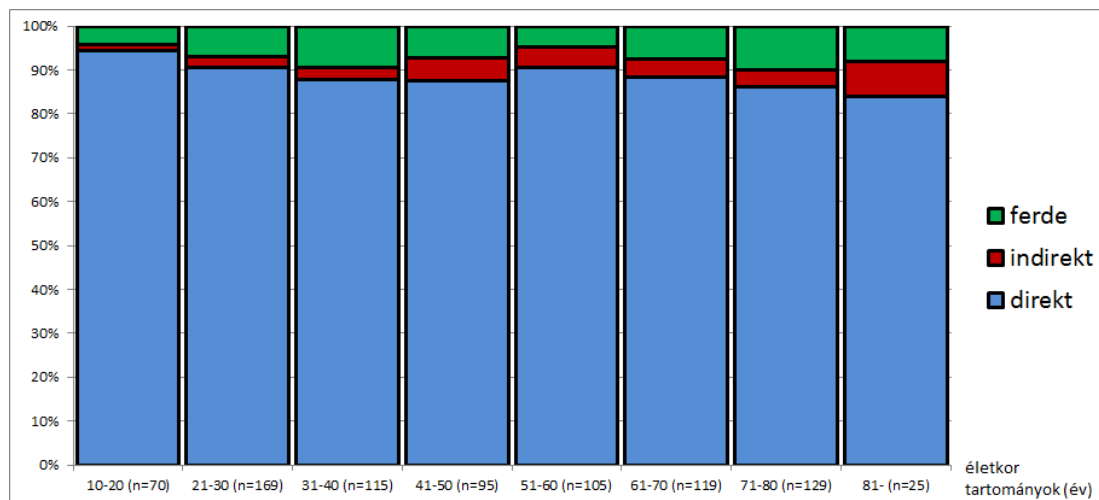
827 páciens 827 szemén végeztük ezirányú vizsgálatainkat. Az életkor mediánja: 46,81 év volt (a medián 95% CI értéke: 44,51-49,89 év; range: 10,0-90,33 év). A hátsó corneális astigmatismus mediánja 0,3 D volt, és több mint 0,5 D volt abszolút értékben a szemek 12,56%-ában. Az elülső és hátsó felszín görbületi sugarak arányának mediánja 1,217 volt (a medián 95% CI értéke: 1,215-1,219; 1,021-1,402). Ezen radiusérték és az életkor közt szignifikáns, negatív korrelációt figyeltünk meg ($r=-0,219$; $p<0,001$), csakúgy, mint az elülső és hátsó corneális astigmatismus és az életkor közt ($r=-0,17$, $p<0,001$ és $r=-0,116$, $p<0,001$). A keratometriás értékek és az életkor közötti korrelációkat részleteiben a 4. táblázat mutatja. Az elülső és a hátsó astigmatismus tengelye megegyezett 67,71%-ban és különbözött 32,29%-ban. Ez a különbség kisebb, mint 10 fok volt 385 szemén (46,55%) és kisebb, mint 33 fok volt 620 szemén (74,97%). Az elülső corneális felszínen a direkt astigmatismus aránya 80,0% volt 10-20 éves életkor közt, ami a 80 év feletti populációban 36,0%-ra csökkent, miközben az indirekt astigmatismus aránya 7,14%-ról 44,0%-ra emelkedett. A hátsó corneális felszínen a direkt astigmatismus aránya 94,29% volt a 10-20 éves életkortartományban, ami a 80 év feletti életkori csoportban 84,0%-ra csökkent, miközben a ferde astigmatismus aránya közel változatlan maradt (3. és 4. ábra).

	r	p
anterior astigmatismus	-0,170	<0,001*
posterior astigmatismus	-0,116	<0,001*
anterior K ₁	0,057	0,099
posterior K ₁	0,048	0,171
anterior K ₂	-0,001	0,975
posterior K ₂	0,086	0,013*
anterior Rh	-0,109	0,001*
posterior Rh	0,029	0,412
anterior Rv	0,062	0,075
posterior Rv	0,096	0,005*

4. táblázat: Az elülső és hátsó corneális felszín paraméterei és az életkor közötti korrelációk. K₁: keratometriás érték a leglaposabb tengelyben, K₂: keratometriás érték a legmeredekebb tengelyben, Rh: horizontális görbületi sugár értéke, Rv: vertikális görbületi sugár értéke, r: Spearman korrelációs együttható; p: a korreláció szignifikancia tesztjének értéke.



3. ábra: Az elülső corneális astigmatismus meridiánjának változása az életkor előrehaladtával (n=827).



4. ábra: A hátsó corneális astigmatismus meridiánjának változása az életkor előrehaladtával (n=827).

5.4.3 Megbeszélés

A szem teljes astigmatismusának kétharmad részéért a cornea felelős. A corneális astigmatismust az elülső corneális felszín, a cornea vastagsága, a hátsó corneális felszín és a cornea refraktív indexe határozzák meg. A corneális astigmatismus csökkentése előtérbe került a keratorefraktív műtétek mellett a cataracta műtétnél is, mivel a korrigálatlan astigmatismus jelentősen rontja a posztoperatív látásélességet is. Már gyermekeken is kimutatható, hogy az olvasási és ehhez kapcsolódó egyes feladat-megoldási képességeket is jelentősen rontja a nem korrigált, akár kisebb fokú astigmatismus is.⁹⁶ Ez a látásélességet csökkentő hatás még kifejezettebb lehet multifokális műlencsék esetén, vagyis a kisebb mértékű reziduális astigmatismus is jelentős panaszokat okozhat. A meredek tengelyben ejtett, tehát on-axis incisio, a kettős corneális sebzés, vagyis a később tárgyalásra kerülő OCCI technika, a limbális relaxációs incisio és a toricus műlencse implantációja a lehetséges módszerek a corneális astigmatismus műtéti befolyásolására.

A széles életkor-tartományú, egészséges populáción mért adataink azt mutatják, hogy a corneális astigmatismus mértéke IOLMasterrel mérve mintegy 1,0 D, de léteznek ennél magasabb (>1,3 D), normál csoportban mért eredmények is.⁹⁷ A corneális astigmatismus

mértéke az eseteink több, mint 32%-ában 1,0 D feletti volt, mely adataink összevethetők más szerzők adataival, ¹²⁻¹⁵ bár ismertek olyan adatok illetve populációk is, melyek szerint ez az arány 40% illetve 50% feletti. ^{16,97,98} Ez a magas arány a cataractás szemek műtétje esetén mindenképpen kitüntetett figyelmet kell, hogy kapjon.

Igazoltuk, hogy az életkor előrehaladásával a corneális astigmatismus nagysága az elülső corneális felszínen mérve változatlan marad, azonban iránya átlagosan jelentősen, akár 90 fokban változhat. Ez az életkori változás egyes források szerint férfiak esetén határozottabb, mint nőknél, ^{99,100} bár ezt a különbséget a nemek között mi és más szerzők ¹⁰¹ sem igazoltuk. Az astigmatismus tengelyének életkori változásról különböző populációkban már korábban is írtak, ^{15,18,97,99,101,102} sőt ismert a corneális meridián és a keratometriás axis eltéréseinek korfüggő növekedése is. ¹⁸ Ezen életkori változások háttere nem pontosan ismert, feltételezések szerint biomechanikai, corneális remodelációs folyamatok, ¹⁰³ a Descemet membrán vastagodása, ¹⁰⁴ a szemhéjak illetve extraocularis izmok hatása ¹⁰⁵ vagy a szemnyomás ¹⁰⁶ állhat. E ténynek azonban klinikai, gyakorlati jelentősége lehet például fiatalabb páciens corneális astigmatismust korrigáló műtéti megoldása esetén.

A mai, standard technika mellett a corneális astigmatismus meghatározása a cornea elülső felszínének mérésével történik és a teljes corneára való konverziót a refraktív indexek módosításával és egy empirikus corneavastagság adat segítségével, matematikai számítással végzik a műszerek, hibásan feltételezve azt, hogy az elülső és hátsó felszín görbületi sugarainak aránya a teljes corneán állandó. A hátsó corneális astigmatismus mértékét korábban néhány közleményben már vizsgálták. ¹⁰⁷ Egészséges szemeken az átlagos hátsó keratometriás érték -6,2 D, ¹⁰⁸ a corneális görbületi sugár pedig 5,8-6,78 mm közt változik, ^{107,109} mely adatok saját, Scheimpflug-kamerás méréseink szerint is hasonlóak. A cornea hátsó felszín mérése az utóbbi időben került előtérbe, mivel egyértelmű szerepe van a teljes corneális astigmatismus kialakításában, ¹⁹⁻²¹ és így nyilván a sebészileg indukált astigmatismus kialakításában is. A corneális teljes astigmatismus fent leírt hibás meghatározása illetve eleve hibás számolása miatt nem várt refraktív hiba, vagyis refraktív sikertelenség léphet fel. 1995-ben az Orbscan, majd az Orbscan II (Bausch and Lomb, Rochester, New York, USA) hozta meg a lehetőséget a hátsó corneális felszín korábbinál részletesebb leképezésére, bár a matematikai modellezése során, főleg posztrefraktív műtétes szemeken kiderült a corneális elevációs értékek számítási hibája is. ¹¹⁰ 2005-ben, a Pentacam megjelenése lendítette tovább a corneális hátsó felszín elemzését, majd e műszer nagyfelbontású verziója (Pentacam HR) vált még inkább meghatározóvá. A hátsó corneális felszín vizsgálható még Purkinje-meterrel, Sirius készülékkel és Galilei Dual Scheimpflug

Analyzer-rel is, mely utóbbi két készülék a Scheimpflug képalkotást a hagyományos corneális topographiával ötvözi. Ismert a Placido-topographot az elülső szegmentum OCT-vel kombináló eszköz (Visante OMNI), és a színes LED fényforrás segítségével elülső és hátsó corneális topographiát magas ismételhetséggel mérő készülék is (Cassini).¹⁰¹

A hátsó corneális astigmatismus az elülsőétől sokszor teljesen független mértékben járul hozzá a teljes corneális astigmatismus kialakításához.^{19,111} A cornea hátsó felszíne indirekt astigmias eltolódást okoz a teljes corneális astigmatiát tekintve, ha a hátsó cornea astigmia mértéke elég nagy és meridiánja megegyezik a cornea elülső felszínén astigmatismusáéval. Látható tehát az irodalmi adatokból is, hogy a cornea hátsó felszíne lényeges elem a cornea össz-törőerejének meghatározásánál.^{19,20,21,112}

Scheimpflug-kamerás vizsgálataink igazolták azt, hogy a hátsó corneális astigmatismus mértéke átlagosan 0,3 D, ami az eseteink 12,5%-ában lépi túl a klinikailag is figyelmet indokló 0,5 D-ás mértéket. A hátsó corneális astigmatismus meridiánja az elülső corneális felszínével ellentétben, nem változik jelentősen az életkor előrehaladtával. Ezen adatok hasonlóak az irodalomban újonnan közölt néhány, nagy esetszámú, Scheimpflug képalkotást felhasználó tanulmány adataival.^{19,21,113} Ezért figyelembe kell venni, hogy a hátsó felszín részleges, corneális astigmatismust kompenzáló szerepe inkább fiatal életkorban valósul meg, idősebb életkorban viszont növeli az indirekt astigmatismus mértékét.²¹ Főleg az indirekt corneális astigmatiát mutató szemeken igazolták, hogy jelentős a különbség az elülső és hátsó corneális astigmatismus meridiánjai között.²¹

Ma már ismertté vált az a tény, hogy a toricus műlencse kalkuláció pontosabb, ha az elülső corneális felszín mellett a hátsóval is számolunk.¹¹¹ A toricus műlencse dioptriáját a számítások szerint túlbecsüljük direkt astigmatismus esetén és alulbecsüljük indirekt esetben,^{114,115} - sőt a hiba mértéke életkorfüggő is²¹ - amennyiben csak az elülső felszínt vesszük figyelembe, a cylinder tengelye pedig elfordul ferde astigmatismus esetén.¹¹⁴ A hátsó corneális astigmatismus klinikailag is jelentős szerepét az is bizonyítja, hogy sorban jelennek meg olyan online kalkulátorok, melyek a posterior corneális felszín adatait is felhasználják és ezekkel módosítják a toricus műlencse tervezett cylinderértékét. Más szerzők egy korrekciós faktor bevezetését javasolják toricus műlencse beültetése esetén, éppen a hátsó corneális astigmatismus hatása miatt, de csak 2,0 D-nál kisebb műlencse toricus érték alatt.¹¹⁶ Létrehoztak egy olyan intraoperatív rendszert is, mely szürkehályogműtét közben, a lencse eltávolítása után is valós időben méri a szem teljes törőerejét és astigmatismusát (ORA System és VerifEye+ Technology, Alcon).

Összefoglalva, a corneális astigmatismus mértéke IOLMasterrel mérve átlagosan 0,9 D, az esetek 32%-ában pedig 1,0 D feletti. A cornea hátsó felszín astigmatismus mediánja pedig -0,3 D és nagyrészt független az elülső felszín astigmatismus mértékétől. Ellentétben a cornea elülső felszínével, nincs jelentős életkori változása. Mértéke minden nyolcadik szemén nagyobb, mint 0,5 D, mely adat kiemelt figyelmet érdemel a cataracta műtét során a megfelelő refrakciós eredmény elérése szempontjából, különösen toricus műlencse tervezett beültetése esetén.

5.5 A sebészileg indukált corneális astigmatismus vizsgálata különböző sebtípusoknál a cornea elülső és hátsó felszínén

5.5.1 a sebészileg indukált astigmatismus vizsgálata a cornea elülső felszínén, egyszeres illetve kettős corneális sebzés esetén

5.5.1.1 Módszer

Prospektív tanulmányunk esetén bármilyen előzetes szemészeti műtét, trauma, corneális betegség vagy igazolt irreguláris astigmatismus kizáró okként szerepelt. A vizsgált szemeket két csoportra osztottuk: $<1,0$ D preoperatív corneális astigmatismus alatt egy megszokott clear corneális sebet készítettünk (CC csoport, $n=245$), $\geq 1,0$ D preoperatív corneális astigmatismus felett pedig kettős clear corneális metszést (angolban: paired opposite clear corneal incision, OCCI) végeztünk (OCCI csoport, $n=81$). E két csoporton belül felső, temporális és ferde alcsoportokat állítottunk fel a meredek corneális tengely szerint. A 0-30 és a 150-180 fokos tengelyek közti legmeredekebb keratometriás adatok esetén indirektként, a 30-60 és a 120-150 fokos tengelyek közt ferdeként, a 60-120 fokos tengelyek közt direkt astigmatismusként definiáltuk a corneális astigmatismus meridiánját ebben a tanulmányban.

A műtétek előtt automata refraktometria után felvettük a látásélességet, majd réslámpás vizsgálat, szemnyomásmérés és funduscopia következett. Minden műtét előtt keratometriás mérést végeztünk IOLMaster készülékkel és a három, automatán mért érték gép által kalkulált átlagával számoltunk a továbbiakban.

Minden phacoemulsificatiós műtétet ugyanaz a tapasztalt szemsebész végezte felszíni érzéstelenítés mellett, coaxialis technikával. A kétlépcsős, clear corneális sebkészítést a keratometriás mérés alapján meghatározott legmeredekebb corneális tengelyben végeztük 1,0 mm-rel a limbus előtt, 3,0 mm-es ClearCut késsel (Alcon Laboratories, Fort Worth, Texas, USA). Az 1,2 mm-es paracentesist a fősebtől balra, 60 fokra készítettük. A fősebet a műlencse implantációhoz egy esetben sem kellett megnagyobbítani. 113 esetben felső, 53 esetben temporális és 79 esetben ferde helyzetben készült a CC seb. Az incisio elkészítése után standard phacoemulsificatiós műtétre került sor, mely végén összehajtható intraocularis lencsét implantáltunk.

Az OCCI csoportban a műtét végén, a viscoelasticus anyag eltávolítása közben készítettük az eredeti sebtől 180 fokra a második 3,0 mm-es CC incisiót, miközben az aspiráló kézfajka szemben volt, hogy a bulbus tónusát fenntartva szabályos sebet tudjunk készíteni. 38 esetben felső, 23 esetben temporális és 20 esetben ferde helyzetben készült a második clear corneális metszés.

A műtétek végén a manipulációra használt CC sebet hidráltuk, az OCCI technika esetén ejtett második sebet nem. A műtét végén az OCCI sebet is megvizsgáltuk; sebelégtelenség egy esetben sem fordult elő. Posztoperatív műtéti kezelésként 1 hétig levofloxacin és dexamethason szemcsepp kombinációt adtunk, majd további 4 hétig csak dexamethason tartalmú szemcseppet kapott minden páciens, napi ötszöri használatával.

A műtétek után $2,13 \pm 0,4$ héttel és $8,9 \pm 0,6$ héttel a szemek teljes refrakcióját és a keratometriás értékek meghatározását ismételt IOLMaster készülékkel végeztük és az automatán mért 3 adat átlagával dolgoztunk tovább a vektoranalízis során.

5.5.1.2 Eredmények

326 cataracta műtétre váró páciens 326 szemét válogattuk be ebbe a vizsgálatba. A betegeink átlagos életkora 71,5 év (SD: 8,5 év) volt a CC csoportban, és 71,02 év (SD: 13,26 év) az OCCI csoportban ($p=0,7$). A tengelyhossz átlaga 23,4 mm (SD: 1,66 mm) volt a CC és 23,57 mm (SD: 2,28 mm) az OCCI csoportban ($p=0,61$). A CC csoportban a preoperatív astigmatismus átlaga 0,61 D (SD: 0,35 D) volt, az OCCI csoportban pedig 1,06 D (SD: 0,34 D). Nem figyeltünk meg az OCCI csoportban sem a sebészettel összefüggésbe hozható szövődeményt. A sebészileg indukált astigmatismus esetén a Kolmogorov-Smirnov teszt elvetette a normális eloszlást ($p<0,001$). Az összesített indukált astigmatismus mértéke 2 hét után átlagosan 0,67 D (SD: 0,44 D) volt a CC és 1,15 D (SD: 0,65) az OCCI csoportban, 9 hét után pedig átlagosan 0,61 D (SD: 0,43 D) a CC és 0,99 D (SD: 0,57 D) az OCCI csoportban. Amennyiben a CC és OCCI csoportokat felső, ferde és temporális alcsoportokra osztottuk, látható volt, hogy a CC sebek astigmatismus indukciója függ a seb helyzetétől (ANOVA $p=0,03$), az OCCI sebek esetén viszont az indukált astigmatismus nagysága független a sebek helyzetétől (ANOVA $p=0,9$). A posztoperatív 9. héten az indukált astigmatismus klinikailag is minimálisan, de statisztikailag sem szignifikánsan kisebb, mint a 2. hét után ($p>0,05$ minden esetben) mind a 6 alcsoportot tekintve.

Pre- és posztoperatív adatainkat részletesen az 5. táblázat mutatja, a hat alcsoport adatait pedig a 6. táblázat tartalmazza.

Szignifikáns, pozitív korrelációt találtunk a preoperatív corneális astigmatismus és a 2 hetes és 9 hetes összesített indukált astigmatismus nagysága vonatkozásában ($r=0,32$ és $r=0,35$; $p<0,001$), valamint gyenge, de statisztikailag szignifikáns összefüggés mutatható ki az életkor és a 2. és 9. hetes összesített indukált astigmatismus nagysága között is ($r=0,15$; $p=0,01$ és $r=0,16$; $p=0,01$).

	CC csoport (n=245)			OCCI csoport (n=81)			p
	átlag (SD)	95% CI	range	átlag (SD)	95% CI	range	
életkor (év)	71,50 (8,50)	70,42-72,57	42,01-93,32	71,02 (13,26)	68,01-73,95	32,6-93,6	0,72
tengelyhossz (mm)	23,4 (1,66)	23,18-23,6	19,05-37,61	23,57 (2,28)	23,06-24,07	21,6-38,45	0,61
preoperatív K ₁ (D)	43,68 (1,42)	43,4-43,47	39,43-48,55	43,56 (1,70)	43,19-43,91	39,87-48,88	0,33
preoperatív K ₂ (D)	44,23 (1,48)	44,02-44,41	40,18-49,06	44,58 (1,67)	44,23-44,95	40,74-49,9	0,25
preoperatív astigmatismus (D)	0,61 (0,35)	0,55-0,67	0,05-0,99	1,06 (0,34)	0,99-1,15	1,00-3,91	<0,001
posztoperatív K ₁ (D)	43,67 (1,48)	43,48-43,85	39,47-49,10	43,62 (1,61)	43,25-43,98	40,08-47,34	0,6
posztoperatív K ₂ (D)	44,39 (1,53)	44,19-44,58	40,13-50,07	44,50 (1,71)	44,11-44,88	40,86-49,49	0,97
posztoperatív astigmatismus	0,74 (0,45)	0,68-0,81	0,00-2,84	0,86 (0,68)	0,71-1,01	0,00-3,72	0,42
indukált astigmatismus, 2 hét (D)	0,67 (0,44)	0,61-0,72	0,04-2,93	1,15 (0,65)	0,97-1,26	0,05-3,6	<0,001
indukált astigmatismus, 9 hét (D)	0,61 (0,43)	0,55-0,66	0,05-2,5	0,99 (0,57)	0,86-1,11	0,17-3,23	<0,001

5. táblázat: Összefoglaló adatok pácienseinkről, két csoportra bontva (CC és OCCI csoport). CC: egyszeres clear corneális incisiós csoport, OCCI: két, egymással szemközt nyitott clear corneális incisiós betegek csoportja, K₁: keratometriás érték a leglaposabb tengelyben, K₂: keratometriás érték a legmeredekebb tengelyben, 95% CI: az átlag 95%-os fiducia intervalluma.

indukált astigmia mértéke (D)		posztoperatív 2. hét			p (CC vs. OCCI)	posztoperatív 9. hét			p (CC vs. OCCI)
		átlag (SD)	range	95% CI		átlag (SD)	range	95% CI	
felső	CC	0,74 (0,49)	0,11-2,75	0,64-0,80	<0,001	0,68 (0,46)	0,05-2,35	0,61-0,76	<0,001
	OCCI	1,12 (0,65)	0,12-3,54	0,89-1,30		0,97 (0,58)	0,31-3,23	0,78-1,17	
ferde	CC	0,61 (0,33)	0,04-1,88	0,52-0,67	<0,001	0,56 (0,39)	0,05-1,83	0,47-0,62	<0,001
	OCCI	1,01 (0,58)	0,23-2,41	0,82-1,32		1,04 (0,6)	0,16-2,61	0,74-1,32	
temporális	CC	0,63 (0,35)	0,07-2,02	0,52-0,72	p=0,001	0,52 (0,37)	0,12-1,84	0,41-0,61	<0,001
	OCCI	1,11 (0,65)	0,05-2,71	0,81-1,42		0,96 (0,55)	0,22-1,98	0,72-1,23	

6. táblázat: Összefoglaló táblázat a sebészileg indukált astigmatismusról egyszeres (CC csoport) és kettős (OCCI csoport) corneális sebnyitás után. A corneális seb helyzete szerint felső, ferde és temporális csoportokat különítettünk el, az adatokat a műtét után 2 illetve 9 héttel is feltüntettük. 95% CI: az átlagérték 95% fiducia intervalluma.

5.5.1.3 Megbeszélés

A szürkehályog műtét egyik fontos célja csökkenteni, de legalábbis nem növelni a preoperatív meglévő corneális astigmatismust. A modern cataracta műtét során ma többnyire clear corneális sebnyitást alkalmazunk, az e során létrehozott corneális astigmatismus változását hívjuk sebészileg indukált astigmatismusnak. Ismert, hogy a corneális sebnyitás a corneát a sebnyitás tengelyében a sebgyógyulás során ellapítja, ¹¹⁷ és a keletkező astigmatismus indukciója függ a seb tulajdonságaitól, ^{36-40,118,119} valamint újabb adatok szerint a preoperatív corneális astigmatismus mértékétől, a páciens életkorától és akár a szemnyomás értékétől, a szem tengelyhosszától és az elülső csarnok mélységétől is. ¹²⁰ A clear corneális sebek gyógyulása 60 napig tart szövettani vizsgálat szerint, ¹²¹ az indukált astigmatismus mértéke 6 hétig biztosan nem változik szignifikánsan egyes szerzők szerint, ¹²² Masket és munkatársai szerint pedig 4 hét után már stabil az indukált astigmatismus mértéke is. ¹²³ Más adatok szerint az átlagos astigmatismus 12 hét, ¹²⁴ de akár 1 év után ¹²⁵ is változatlan marad clear corneális incisio után, bár vektoranalízissel követve, az eredmények nagyban függenek a számítási módszertől. ¹²⁵ Egyes szerzők szerint egy évvel a műtét után egy minimális indirekt irányú shift figyelhető meg a cylinderérték

tengelyében, ¹²⁶ de ez a fiziológiás meridián-változásnak is betudható lehet. Vizsgálataink szerint a 2. hét után, a 9. hétig van ugyan egy bizonyos csökkenés az indukált astigmatismusban, de ez a statisztikai szignifikancia határát nem haladja meg és klinikailag sem jelentős, egyszeres és OCCI sebek esetén sem. Chiam adatai szerint az első és a hatodik posztoperatív hónap között nincs lényeges keratometriai változás OCCI technika esetén sem. ¹²⁷ Tehát a 3,0 mm-es clear corneális és a szemközt nyitott második incisio esetén is az indukált astigmatismus időben stabilnak mondható.

Számos tanulmány ismert a különböző corneális és sclerális incisiók astigmatismust indukáló hatásáról. ^{36,38,39,40,118,119} Ismert, hogy a temporális és a sclerocorneális behatolás kisebb, a felső és a tisztán corneális behatolás nagyobb mértékű corneális laposodást okoz a seb tengelyében. 3,0 mm-es, vagy annál nagyobb corneális sebek jelentős astigmatismust indukálnak. ^{36,38,40,119,128} A 2,0 mm körüli, microincisiós cataracta műtét esetén azt gondoljuk, nem indukálunk jelentős astigmatismust, pedig több szerző is igazolta, hogy ezen sebek is átlagosan 0,42-0,5 D astigmatiát indukálnak, ¹²⁹ bár ez az adat továbbra is ellentmondásos. ¹³⁰

Sok szerző megerősíti, hogy a felül elhelyezett sebek nagyobb és indirekt astigmatismust, a temporális sebek pedig kisebb és direkt astigmatismust indukálnak, ^{38,131-133} mint ahogyan mi is kimutattuk a 3,0 mm-es sebek esetén. A temporális sebek kisebb astigmatismus indukációjának hátterében az állhat, hogy a sclerocorneális rostok függőleges lefutása ¹³⁴ miatt kevesebb rost átvágását végezzük ilyen sebeknél, ¹⁰⁰ valamint, hogy a cornea mintegy 1,0 mm-el nagyobb átmérőjű horizontálisan, mint vertikálisan. ¹³⁵

Az 1,5 D-nál dioptriánál kisebb corneális astigmatismust egymással szemben ejtett kettős corneális incisióval (OCCI), ^{41,124,127,136-141} az ennél nagyobbbat pedig limbális relaxációs incisióval, ⁴¹ excimer laser kezeléssel vagy toricus intraocularis műlencse implantációval ¹⁴² lehet hatékonyan megoldani.

Korábbi tanulmányok 2-3 hónapos utánkövetéses vizsgálatban, az OCCI technikát alkalmazva 1,4-2,25 D közötti átlagos indukált astigmia nagyságot igazoltak, ^{124,136-138,140,143} bár jóval kisebb, szinte a CC sebekre jellemző 0,5-0,6 D körüli értékkel is találkozunk az irodalomban. ^{139,141} OCCI készítés után az irodalomban eddig közölt összes indukált astigmatiára vonatkozó adatot a 7. táblázatban összegeztük, ahol látható, hogy az általunk használt sebméretnél nagyobb méretű incisióval, általában nagyobb indukált astigmia értékeket mérnek. Lever, az OCCI technika első leírója

1,75 D feletti preoperatív astigmatismus esetén ajánlotta a kettős sebnyitást.⁴² Ez a határ beteganyagunk adatai szerint 1,0 D-nál húzható meg. Azonban ilyen esetekben jó kimenetellel biztat, hiszen a betegeink 95%-ánál mintegy 1,0 D indukált astigmatismust értünk el. Jelenleg 1,0 D preoperatív keratometriás cylinder körüli értéknél másféle korrekció nem is jön szóba. Ráadásul minél nagyobb a preoperatív astigmatismus, az OCCI technika esetén annál nagyobb az indukált astigmatismus mértéke, bár ez a tény a CC sebek vonatkozásában is igaz. Bár a két seb összesített nagysága miatt az endophthalmitis elméleti rizikója nagyobb OCCI esetén, eddig nem közöltek a kettős sebnyitással kapcsolatos szövődményt egy traumás eseten kívül¹⁴⁴ és a saját anyagunkban sem szerepelt ilyen eset. Emellett a magasabb rendű corneális aberrációk esetleges elméleti, jelentős növekedését sem igazolta egy tanulmány.¹⁴³

Felmerül a kérdés, hogy mivel a felső és a temporális sebek astigmatismus indukciója ismerten eltér egymástól,³⁸⁻⁴⁰ az OCCI technika esetében ez miért ellentmondásos? Tadros és munkatársai azt figyelték meg, hogy a felül elhelyezett, a temporális és a ferde OCCI sebek astigmatismus indukciója nem mutat statisztikai különbséget, bár a felső sebek minimálisan nagyobb indukált astigmia értéket mutatnak.¹³⁶ Chiam és munkatársai viszont direkt corneális astigmatismus esetén nagyobb astigmia-indukciót igazoltak.¹²⁷ Saját anyagunk szerint, mely az irodalomban közölt második legnagyobb esetszámú vizsgálat e témakörben, az OCCI technika esetén az astigmatismus indukciójának mértéke pedig független a seb helyzetétől. A felső, ferde és temporális OCCI sebek esetén mért astigmatismus indukciója közti ellentmondások magyarázatához további vizsgálatokat szükségesek.

Összefoglalva, az OCCI technika egy egyszerű, külön költség nélküli beavatkozás azon esetekben, ha 1,0-1,5 D közötti corneális astigmatismust mérünk a tervezett szürkehályog műtét előtt. Ilyen esetekben viszonylag jól kiszámítható eredményt mutat a seb, illetve az egymással szemközt elhelyezett két incisio tengelyétől lényegében függetlenül, és ez az eredmény számottevően nem változik a posztoperatív időben sem.

Szerzők	közlés éve	incisio mérete	posztoperatív vizsgálat ideje	sebészileg indukált astigmia nagysága átlag (SD)
Lever és mtsai. ⁴²	2000	2,8 - 3,5 mm	5,4 hónap	2,25 D
Tadros és mtsai. ¹³⁶	2004	3,5 mm (nagyobbított), felső	8 hét	1,70 D (0,77 D)
		3,5 mm (nagyobbított), temporális	8 hét	1,61 D (0,78 D)
		3,5 mm (nagyobbított), ferde	8 hét	1,41 D (0,61 D)
Qammar és mtsai. ¹³⁷	2005	3,2 mm	3,06 hónap (SD: 1,02 hónap)	2,10 D (0,79 D) (range: 0,8-3,36 D)
Simon és mtsai. ¹³⁸	2005	3,2 mm	7,6 hónap (range: 3-24 hó)	1,8 D
Khokhar és mtsai. ¹²⁴	2006	3,2 mm	12 hét	1,66 D (0,50 D)
Bazzazi és mtsai. ¹³⁹	2008	3,2 mm, felső	3 hónap	0,50 D (0,79 D)
		3,2 mm, temporális	3 hónap	0,56 D (0,68 D)
Mendicute és mtsai. ¹⁴¹	2009	2,75 és 3,2 mm közt	3 hónap	0,64 D
el-Awady és mtsai. ¹⁴⁰	2012	3,2 mm	12 hónap	1,47 D (0,85 D)
		4,1 mm	12 hónap	2,21 D (0,97 D)
Razmjoo és mtsai. ¹⁴³	2014	3,2 mm	12 hét	1,59 D (0,7 D)
Chiam ¹²⁷	2015	3,2 mm, felső	6 hónap	1,6 D
		3,2 mm, temporális	6 hónap	0,8 D
		3,5 mm, temporális	6 hónap	1,5 D

7. táblázat: A sebészileg indukált astigmatismus irodalomban közölt részletes adatai kettős corneális sebnyitással (OCCI) végzett cataractaműtétek után.

5.5.2 a sebészileg indukált astigmatismus vizsgálata a hátsó corneális felszínen

5.5.2.1 Módszer

A szokásos preoperatív vizsgálatok után minden cataractás szemről három felvételt készítettünk a Pentacam HR készülékkel és csak azon adatokat dolgoztuk fel, ahol az automata képkészítés nem jelzett hibát illetve adathiányt. Olyan páciensek adatait elemeztük, akiknél a corneális astigmatismus meridiánja vertikális volt. Kiszámítottuk azon szemek arányát, ahol a hátsó corneális astigmatismus illetve a hátsó corneán mért indukált astigmatismus mértéke 0,5 D felett volt, minthogy klinikai jelentőség e dioptriaérték felett lehet.

A phacoemulsificatiós műtéteket ugyanaz az operatőr végezte, ugyanazon, coaxiális technikával. A clear corneális incísió 2,8 mm-es "double bevel" késsel történt (Kai Europe GmbH, Németország), minden esetben felül. Az 1,2 mm-es paracentesis 60 fokra balra volt a fősebtől. Az injektoros műlencsebeültetés a seb megnagyobbítása nélkül zajlott. A műtét után levofloxacin és dexamethason szemcsepp kombinációt kapott minden páciens. A posztoperatív vizsgálat során ismételt felvételt készítettünk Scheimpflug kamerával.

5.5.2.2 Eredmények

88 páciens 88 szemét vizsgáltuk, a beválogatáshoz feltétel volt a direkt corneális astigmatismus, de a szokásosnál szigorúbb kritériumként a 75 és 105 fok közötti legmeredekebb tengely esetén definiáltuk csak direktként az astigmatismust. A pácienseink átlagos életkora 70,62 év volt (SD: 9,24 év; 46,4-87,5 év között; az átlag 95% CI értéke: 68,66-72,58 év). A tengelyhossz értéke átlagosan 23,4 mm volt (SD: 1,37 mm; 20,58-30,8 mm között; az átlag 95% CI értéke: 23,12-23,74 mm) IOLMasterrel mérve. A műtétek előtt, majd átlagosan 8,65 héttel (SD: 2,4 hét) a műtétek után, minden szem keratometriás adatait Scheimpflug tomographiával vizsgáltuk. A preoperatív hátsó corneális astigmatismus több, mint 0,5 D volt 10 szemem (11,36%). Az elülső és hátsó corneális keratometriás adatainkat és a sebészileg indukált astigmia adatokat a 8. és 9. táblázat mutatja.

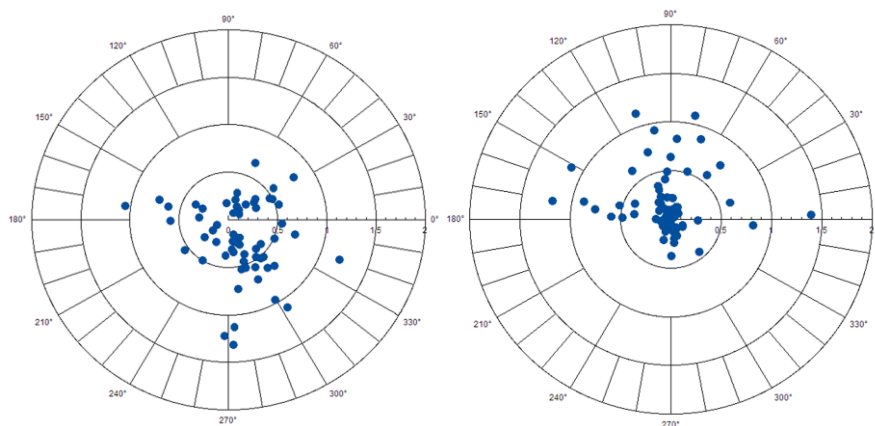
A hátsó corneális felszín preoperatív és posztoperatív K_1 és K_2 értékei közötti különbség szignifikáns mértékű volt ($p=0,03$ és $p=0,002$). A sebészileg indukált astigmatismus mértéke a hátsó felszínen átlagosan 0,32 D volt (SD: 0,29 D; az átlag 95% CI értéke: 0,24-0,38 D; range: 0,02-1,34 D) és 0,5 D vagy annál nagyobb volt 22 szemén (25,00%). A hátsó felszín preoperatív astigmatismusa és a hátsó felszínen mért sebészileg indukált astigmia mértéke között statisztikailag szignifikáns korrelációt mutattunk ki ($r=0,34$; $p=0,001$). A sebészileg indukált astigmia nagysága az elülső corneális felszínen átlagosan 0,49 D volt (SD: 0,29 D; az átlag 95% CI értéke: 0,42-0,56 D; range: 0,08-1,48 D). Az 5. ábra mutatja a sebészileg indukált astigmatismus vektorainak ábrázolását minden vizsgált szem esetén, polar-grafikonon, az elülső és a hátsó corneális felszínen. Az elülső és hátsó felszínen indukált astigmia nagysága között nem volt szignifikáns a korreláció ($r=0,10$; $p=0,36$). Az elülső és hátsó felszínen indukált astigmia vektorok meridiánjai között különbség kisebb, mint 15 fok volt 14 szemén (15,91%), nagyobb, mint 45 fok volt 48 szemén (54,54%) és több, mint 90 fok volt 16 szemén (18,18%).

	átlag	SD	95% CI	minimum	maximum
hátsó corneafelszín, preoperatív K_1 (D)	-6,09	0,23	-6,15- -6,05	-6,53	-5,63
hátsó corneafelszín, preoperatív K_2 (D)	-6,37	0,26	-6,43- -6,32	-7,20	-5,70
hátsó corneafelszín, posztoperatív K_1 (D)	-6,11	0,22	-6,16- -6,06	-6,65	-5,70
hátsó corneafelszín, posztoperatív K_2 (D)	-6,44	0,29	-6,51- -6,38	-7,56	-5,80
sebészileg indukált astigmatismus a cornea hátsó felszínén (D)	0,31	0,33	0,24-0,38	0,02	1,39
preoperatív hátsó corneális astigmatismus (D)	0,29	0,14	0,26-0,32	0	0,83

8. táblázat: Keratometriás adatok és cataractaműtét során sebészileg indukált astigmatismus a cornea hátsó felszínén Scheimpflug képalkotással vizsgálva ($n=88$). K_1 : keratometriás érték a leglaposabb tengelyben, 3 mm-re a centrumtól, K_2 : keratometriás érték a legmeredekebb tengelyben, 3 mm-re a centrumtól. 95% CI: az átlag 95% fiducia intervalluma, SD: standard szórás.

	átlag	SD	95% CI	minimum	maximum
elülső, preoperatív K_1 (D)	43,30	1,58	42,96- 43,64	39,26	46,86
elülső, preoperatív K_2 (D)	44,06	1,56	43,72-44,39	40,03	47,23
sebészileg indukált					
astigmatismus az elülső corneális felszínen (D)	0,49	0,29	0,42-0,56	0,08	1,48
elülső corneális					
astigmatismus (D)	0,74	0,44	0,64-0,83	0,03	3,30

9. táblázat: Keratometriás adatok és cataractaműtét során sebészileg indukált astigmatismus a cornea elülső felszínén Scheimpflug képalkotással vizsgálva (n=88). K_1 : keratometriás érték a leglaposabb tengelyben, 3 mm-re a centrumtól, K_2 : keratometriás érték a legmeredekebb tengelyben, 3 mm-re a centrumtól. 95% CI: az átlag 95% fiducia intervalluma, SD: standard szórás.



5. ábra: A sebészileg indukált astigmatismus vektor végpontjainak ábrázolása polar-grafikonon (balra: a cornea elülső-, jobbra annak hátsó felszínén). Az indukált astigmia vektorait a pre- és posztoperatív keratometriás adatokból vektoranalízissel képeztük. A grafikonon minden pont 1 esetet reprezentál: az origótól való távolság mutatja az astigmia-vektor nagyságát, dioptriaskálán. A vektor végpontja a grafikon alsó felén van, ha az indukált astigmatismus indirekt irányú; és a felső félén van, ha az indukált astigmatismus-vektor direkt irányú. Látható, hogy az elülső felszínen döntően indirekt irányú az indukált astigmatismus, míg a hátsó felszínen direkt irányú.

5.5.2.3 Megbeszélés

Korábbi adatok már utaltak arra, hogy a hátsó corneális felszín törőerejét nem szabad figyelmen kívül hagyni, mert a teljes corneára vonatkoztatott sebészileg indukált astigmatiát is jelentősen befolyásolhatja.¹⁴⁵ Cheng és munkatársai szignifikáns korrelációt igazoltak a hátsó és elülső corneális SIA mértéke között.¹⁴⁵ Ezt a saját adataink nem támasztják alá, melynek oka az is lehet, hogy mi csak direkt corneális astigmatiájú pácienseket választottunk be ebbe a vizsgálat sorozatba.

A cornea hátsó felszínének figyelmen kívül hagyása cataractaműtét során a tervezett refrakciós értéktől való eltérés egyik oka lehet. Mindez hatványozottan igaz lehet keratorefraktív műtétek után végzett cataractaműtét esetén, ahol az elülső és hátsó corneális felszín közti fiziológiás egyensúly felborul. Bregnhøj és munkatársai szerint a pseudophakiás szemeken mért, reziduális astigmatismus háttérben nagyrészt a hátsó corneális astigmatismus áll.¹⁴⁶

A cornea teljes fénytörési értékét a standard műszerek az elülső felszín keratometriai mérése után a keratometriás indexek segítségével alakítják ki. A hátsó corneális felszín astigmatismusa nem jósolható meg az elülső felszín adataiból, mint ahogyan azt a mai gyakorlatban tesszük, mert nem található korreláció a két felszín ezen értékei között,¹⁹ saját, fentebb részletezett adataink szerint sem. Koch és munkatársai $-0,3$ D átlagos astigmatiát igazoltak a cornea hátsó felszínén egy dual Scheimpflug készülék segítségével,¹⁹ ami a $0,50$ D-ás értéket $9,0\%$ -ban meg is haladta, ami saját, medián adatainkkal egybevág.

Logikailag, ha a cornea hátsó felszín törőerejét figyelembe vesszük, a teljes corneális astigmatismus kisebb direkt astigmia esetén és nagyobb indirekt esetekben. Ezentúl, minél kisebb az első felszín astigmatismusa, annál nagyobb a hátsó felszín astigmatismusának hatása a teljes corneális cylinderértékre. Ebből adódóan, ha nem vesszük számításba a hátsó felszín ezen adatát pl. toricus műlencse beültetésénél, direkt astigmatiás páciensek esetén túlkorrigáljuk, indirekt astigmatiás esetekben pedig alulkorrigáljuk a toricus műlencse cylinderértékét. Ez az elméleti meggondolás Koch egyik közleményében¹¹⁴ bizonyítást is nyert 41, toricus műlencse beültetésén átesett szem eredményeinek értékelése során.

A corneális astigmatismus életkorral megfigyelhető tengelyváltozása, tengelyelfordulása^{99,147,148} tovább bonyolítja ezt a kérdéskört. Új irodalmi adatok és saját adataink szerint is,^{114,149,150} a hátsó corneális felszínen ez az életkori változás nem figyelhető meg. Így, teoretikusan, kismértékű direkt irányú astigmatismust kellene

hagyni az astigmatismus bármilyen műtéti korrigálásánál, főleg fiatalabb szemeken, hogy kompenzáljuk ezt a korfüggő változást. Egy speciális, toricus műlencsékhez készült nomogram (a Baylor Egyetem nomogramja) is változtatást ajánl a hagyományos kalkulátorokhoz képest, azért, hogy minimális (0,25-0,5 D) direkt corneális astigmatismus maradjon a műtéti tervezés végén. A Barrett kalkulátor a Lenstar használata mellett pedig igazoltan jobb refraktív eredményt ad, mint a hagyományos módszerek illetve a műlencsék gyári kalkulátorai.¹⁵¹

Ebben a vizsgálatban csak a direkt corneális astigmatiájú pácienseket vizsgáltuk az adatcsoport egységesítése miatt, és a szokásosnál szigorúbb tartományértékkel. Kimutattuk, hogy az indukált astigmatismus mértéke a hátsó corneális felszínen annál nagyobb, minél nagyobb a hátsó corneális felszín preoperatív astigmatismusa, viszont mértéke nem korrelál szignifikánsan a teljes corneán mért indukált astigmia mértékével. E beteganyagban 11,36%-ban volt 0,5 D-nál nagyobb a cornea hátsó felszínének astigmatiája és 25%-ban figyeltünk meg 0,5 D-nál nagyobb sebészileg indukált astigmatismust a cornea hátsó felszínén. Későbbi vizsgálatok tisztázhatják, hogy az indukált astigmia mértéke miben különbözik az indirekt illetve ferde corneális astigmatiájú páciensek cataractaműtétje során.

Összefoglalva, adataink arra engednek következtetni, hogy a cataracta műtét során indukált astigmatiának a hátsó corneális felszínen is kifejezett a hatása, ráadásul ez a hatás többnyire nem függ össze a klinikumban hagyományosan mért elülső corneális felszín indukált astigmatiájával. Az astigmatismus műtéti kontrolljánál, főleg toricus műlencse implantációja során tehát figyelembe kellene venni ezt a hatást is, mivel ez az érték a betegek jelentős hányadában 0,5 D feletti.

5.6 A cornea magasabb rendű aberrációinak vizsgálata és életkori összefüggéseinek leírása

5.6.1 Módszer

Egészséges önkénteseket vizsgáltuk, akik a rutin szemészeti vizsgálat során jó távoli látásélességgel rendelkeztek (minimum 20/25 Snellen ekvivalens) és semmilyen szemészeti comorbiditás nem volt, kiskövi (1,0 D-nál kisebb) refrakciós hiba és cataracta kivételével. Nem volt köztük kontaktlencse viselő sem. Minden szemről felvételt készítettünk Pentacam HR készülékkel. Minden páciensnek csak az egyik szeméről származó felvételeit értékeltük a továbbiakban.

5.6.2 Eredmények

227 páciens egy-egy szemét vizsgáltuk (életkor átlaga: 55,15 év; SD: 21,2 év; 95% CI: 52,37-57,9 év; range: 16-90 év). Az átlagos fénytörési hiba 0,52 D volt (SD: 0,23; range: -0,75-0,75 D). Az adatok non-parametrikus eloszlást mutattak (Kolmogorov-Smirnov teszt, $p < 0,001$). A keratometriás adatok és az életkor között nem találtunk szignifikáns korrelációt ($p > 0,05$), azonban mind a hátsó, mind az elülső corneát tekintve az astigmatismus mértéke szignifikánsan csökkent az életkor előrehaladtával ($r = -0,18$; $p < 0,01$ és $r = -0,26$; $p < 0,01$). A vizsgált szemek összesített alacsonyabb rendű aberrációja az elülső corneális felszín vizsgálva jelentősen változik az életkorral ($r = 0,47$; $p < 0,01$), a hátsó felszíné viszont nem ($r = 0,03$; $p = 0,68$). A corneális összes aberráció RMS-einek vizsgálata során megállapítottuk, hogy a teljes RMS érték az életkorral folyamatosan növekszik ($r = 0,51$; $p < 0,01$), melyet az elülső corneális felszín teljes RMS és a magasabb rendű aberrációk RMS-ének növekedése okoz ($r = 0,38$; $p < 0,01$), miközben a hátsó corneális felszín RMS és a hátsó felszín alacsonyabb rendű aberrációinak RMS értéke az életkorral előrehaladva lényegesen nem változik ($r = 0,04$; $p = 0,53$). A magasabb rendű aberrációk közül a primer és szekunder szférikus aberráció életkorral történő folyamatos növekedését igazoltuk ($r = 0,27$; $p < 0,01$), melyet az elülső felszín szférikus aberrációjának növekedése okozott ($r = 0,25$; $p < 0,01$).

A coma aberrációkat vizsgálva a hátsó felszín vertikális coma aberráció mutatott az életkorral szignifikáns változást ($r = 0,29$; $p < 0,01$). Az elülső felszín és a teljes cornea vertikális coma értékei viszont nem változtak jelentősen az életkorral. A trefoil aberráció tekintetében a cornea hátsó felszín vertikális trefoil értéke az életkorral haladva növekedett ($r = 0,16$; $p = 0,02$), míg az elülső felszín és a teljes corneális eredő vertikális trefoil enyhén

csökkent ($r=-0,15$; $p=0,04$ és $r=-0,16$; $p=0,02$). A coma- és trefoil aberrációk horizontális komponensei nem változtak az életkor előrehaladtával ($r=0,06$; $p=0,6$). A tetrafoil aberráció és az életkor összefüggése nem volt szignifikáns ($r=0,04$; $p=0,58$).

5.6.3 Megbeszélés

Az emberi szem egyes magasabb rendű aberrációt már több, mint 60 éve leírták,¹⁵² melyek képminőséget rontó tulajdonságai is jól ismertek.¹⁵³ Ezen, teljes szemet érintő optikai leképezési hibák kialakításában a cornea elülső és hátsó felszíne, valamint a szemlencse és a retina is szerepet játszik. A magasabb rendű aberrációkat többféle eszközzel mérhetjük,¹⁵⁴⁻¹⁵⁷ a corneális aberrációk mérésére a Scheimpflug képalkotás is alkalmas. Az irodalomban közölt módszerek különbözősége adhat magyarázatot arra, hogy különböző eredményű tanulmányok láttak napvilágot a szem teljes, illetve a corneális aberrációinak életkorral együtt megfigyelt megváltozásáról.¹⁵⁷

A teljes szemre vonatkozó magasabb rendű aberrációk az életkorral együtt növekednek, mely változás döntően corneális eredetű.¹⁵⁸ Korábbi tanulmányok igazolták a corneális¹⁵⁹ illetve a teljes szemre vonatkozó^{154,160} coma aberrációk életkorral együtt tapasztalt növekedését. Mások kisebb esetszámon azt igazolták, hogy a teljes szem szférikus aberrációja az életkorral nő, a coma aberráció viszont nem.¹⁵⁴ Saját eredményünk ehhez hasonló, de csak a coma aberráció vertikális komponensének változását igazolta, ezt is csak a cornea hátsó felszínén. McLellan és munkatársai¹⁵⁴ kimutatták, hogy a teljes RMS szignifikánsan növekszik az életkorral, különösen az ötödik és hetedik Zernike szint tekintetében. Saját adataink azt igazolják, hogy a 6. rendű (másodlagos szférikus) aberráció jelentősen változik az életkorral, míg az 5. és 7. rendű nem.

A corneális szférikus aberráció életkori változása is ellentmondásos: egyes közlemények szerint nem változik az életkorral,^{159,161} más szerzők viszont életkorral együtt ezen érték növekedését mérték.⁷ Scheimpflug photographiát használva életkorral együtt megfigyelt növekedést is közöltek.¹⁶² E növekedés oka, hogy a cornea hátsó felszínének szférikus aberrációja negatív fiatal életkorban és pozitívvá válik idősebb korban.¹⁶² Egy másik, Pentacamot alkalmazó tanulmány szerint a corneális magasabb rendű aberrációk nagy részéért az elülső corneális felszín felel, és a coma valamint a szférikus aberráció is növekszik az életkorral.¹⁶³ Saját, szintén Scheimpflug képalkotással végzett vizsgálatunk azt igazolta, hogy a cornea teljes magasabb rendű aberrációja az életkorral jelentősen nő, amit a szférikus aberráció növekedése magyaráz leginkább, bár a coma illetve a trefoil aberráció vertikális komponensei is részt vesznek növekedésében.

Amano eredményei szerint az életkorral együtt megfigyelt teljes szem coma aberráció növekedése döntő mértékben corneális változások miatt jön létre.²⁷ A teljes szem szférikus aberráció korfüggő növekedése nem csak a corneális változáshoz köthető. Az optikai hibákat kompenzáló rendszerek ismertek fiatal és idősebb szemben is;¹⁶⁴ a hátsó corneális felszín astigmatismusa részben kompenzálja az elülső felszíniét.¹⁰⁷ A szférikus aberráció korral összefüggő növekedése lencse eredetű,¹⁶⁰ sőt a cataracta kialakulásával a szem teljes aberrációja is változik.¹⁶⁵ Fiatal szemben a lencse negatív szférikus aberrációja kompenzálja a cornea pozitív értékét,¹⁶⁴ időskorban azonban a lencse szférikus aberráció nő, így a teljes szem szférikus aberráció is növekszik.^{160,164}

Főleg a vertikális coma segíthet a presbyopiás szem olvasási képességének javításában a mélységélesség növelése miatt, bár mi csak a talán hasonló hatású trefoil aberráció vertikális komponensének növekedését tudtuk igazolni.

Ismert, hogy magasabb rendű aberrációk mértéke pupillafüggő is, az életkorral együtt pedig a pupilla egyre szűkebb lesz (senilis miosis),¹⁶⁶ így a corneális aberrációk látásminőséget rontó hatása csökken. Emellett a Stiles-Crawford hatás¹⁶⁷ is kissé csökkenti az aberrációk látásra kifejtett hatását.

Összefoglalva, a corneális aberrációk közül a primer és szekunder szférikus aberráció és a vertikális trefoil aberráció jelentősen változik az életkorral, melyet Pentacam HR-el igazoltunk. Ezen változások a szem egyéb életkori változásaival együtt egy komplex, presbyopiát részben kompenzáló fiziológiás mechanizmus részei lehetnek.

5.7 Corneális biomechanikai paraméterek vizsgálata egészséges, nem operált szemeken és keratorefraktív műtétek után

5.7.1 biomechanikai vizsgálatok egészséges, nem operált szemeken

5.7.1.1 Módszer

A beválogatásnál kizáró ok volt bármilyen elülső szegmentum elváltozás, 2,0 D-t meghaladó szférikus vagy cylinderes refrakciós hiba, bármilyen korábbi szemészeti műtét vagy kontaktlencse viselése. Először a CorVis ST készülékkel mértünk. Minden páciens jobb szemén 3-3 mérést végzett ugyanaz a vizsgáló. Ezen mérések között 1-2 perc telt el, a páciens a várakozási idő alatt a fejét kivette az álltartóról. Másodszor pedig IOLMaster-el rögzítettük a tengelyhossz értékét és a keratometriai adatokat.

5.7.1.2 Eredmények

75 páciens 75, jobb szemén végeztük vizsgálatainkat (életkor átlag: 61,24 év; SD: 15,72 év; 95% CI: 57,62-64,86 év; range: 22,20-87,30 év), a lehetséges diurnális változékonyságot kiiktatva, azonos napszakban. A CorVis ST által mért specifikus paraméterek részletes adatait és a mérések megbízhatóságát jellemző értékeket a 10. és 11. táblázat részletezi.

Az IOLMaster-rel végzett vizsgálatok átlagosan 23,28 mm tengelyhosszat mutattak (SD: 1,26 mm; 95% CI: 22,98-23,57 mm; range: 21,19-27,7 mm). A lapos keratometriai érték átlagosan 43,58 D (SD: 1,58 D; 95% CI: 43,22-43,95 D; range: 39,24-47,20 D), a meredek keratometriás érték átlaga pedig 44,43 D (SD: 1,53 D; 95% CI: 44,08-44,78 D; range: 40,13-48,01 D) volt.

A CorVis ST által mért specifikus biomechanikai paraméterek nem mutattak szignifikáns összefüggést az életkorral és a tengelyhossz értékével (kiegyenlített determináltsági koefficiens, $r^2=0,11$; $p=0,1$; $r^2=0,05$; $p=0,21$, sorban). A lapos és meredek keratometriai értékek viszont szignifikáns összefüggést mutattak a CorVis ST paramétereivel (kiegyenlített determináltsági koefficiens, $r^2=0,2$; $p<0,01$ és $r^2=0,24$; $p<0,01$, sorban). A CorVis ST által mért specifikus biomechanikai adatok és szemnyomás közt erős összefüggés igazolható (kiegyenlített determináltsági

koefficiens, $r^2=0,96$; $p<0,001$). Az életkor és a CorVis ST által mért IOP érték közt nem észleltünk szignifikáns korrelációt ($r^2=0,03$; $p=0,71$).

	átlag (SD)	95% CI	mérési tartomány
Szemnyomás [Hgmm]	15,02 (2,90)	14,35-15,68	10,83-26,17
Centrális corneális vastagság [μm]	556,33 (33,13)	548,71-563,95	480,67-648,67
Def. amp. max. [mm]	1,06 (0,09)	1,04-1,08	0,86-1,25
A1 time [ms]	7,27 (0,31)	7,19-7,34	6,53-8,34
A1 length [mm]	1,75 (0,14)	1,72-1,79	1,32-2,04
A1 velocity [m/s]	0,149 (0,02)	0,14-0,15	0,06-0,19
A2 time [ms]	21,60 (0,49)	21,48-21,71	20,15-24,04
A2 length [mm]	1,91 (0,31)	1,83-1,98	0,77-2,66
A2 velocity [m/s]	-0,34 (0,06)	-0,35- -0,32	-0,49- -0,18
HC time [ms]	16,84 (0,36)	16,76-16,93	15,63-17,86
Peak distance [mm]	3,03 (0,73)	2,86 - 3,20	1,19-5,22
Radius [mm]	7,94 (0,82)	7,75 - 8,14	6,02-11,36

10. táblázat: Egészséges szemeken mért paraméterek CorVis ST készülékkel (n=75).

Def. amp. max.: a corneacsúcs maximális kitérése (legnagyobb homorulat), A1 time: az első applanációig eltelt idő, A1 length: az első applanációnál lelapított corneaterület hossza, A1 velocity: az első applanáció során mért corneális sebesség, A2 time: a második applanációig eltelt idő, A2 length: a második applanációnál lelapított corneaterület hossza, A2 velocity: a második applanáció során mért corneális sebesség, HC Time: a legnagyobb homorulat elérésig eltelt idő, Peak distance: a két corneacsúcs egymástól mért távolsága a legnagyobb homorulat idején, Radius: a cornea felszínére illeszthető kör görbületi sugara a legnagyobb kitérés pillanatában. SD: standard szórás, 95% CI: az átlag 95%-os fiducia intervalluma.

	ICC	Az ICC 95% CI értéke	Cronbach alfa	CV
Szemnyomás [Hgmm]	0,865	0,811-0,907	0,951	0,007
Centrális corneális vastagság [μm]	0,970	0,956-0,979	0,990	0,008
Def. amp. max. [mm]	0,758	0,670-0,829	0,904	0,046
A1 time [ms]	0,784	0,704-0,848	0,916	0,018
A1 length [mm]	0,062	0,170-0,072	0,287	0,131
A1 velocity [m/s]	0,354	0,212-0,496	0,622	0,147
A2 time [ms]	0,305	0,161-0,453	0,568	0,013
A2 length [mm]	0,240	0,099-0,390	0,486	0,195
A2 velocity [m/s]	0,547	0,416-0,665	0,783	-0,117
HC time [ms]	0,261	0,119-0,409	0,514	0,019
Peak distance [mm]	0,216	0,077-0,366	0,453	0,241
Radius [mm]	0,560	0,433-0,674	0,792	0,072

11. táblázat: Ismételhetségi adatok CorVis ST-készülékkel egészséges szemeken (n=75). A specifikus CorVis ST paraméterek részletes leírása a 10. táblázat alatt. ICC: intraclass korrelációs koefficiens, 95% CI: az ICC érték 95%-os fiducia intervalluma, CV: variációs koefficiens.

5.7.2 biomechanikai paraméterek vizsgálata keratorefraktív műtétek után

5.7.2.1 Módszer

Összesen 39 pácienszt vontunk be vizsgálatainkba, két különböző típusú keratorefraktív műtét (laser-asszisztált in situ keratomileusis, LASIK illetve photorefractív keratectomia, PRK) tervezése során. A fénytörési hibán kívül ezen szemeken semmilyen egyéb elülső illetve hátsó szegmentumot érintő eltérést nem észleltünk a részletes szemészeti vizsgálat során.

A LASIK műtét

A LASIK műtétek az InPro Gauss excimer laser (InPro Intraokulare Prothetik GmbH, Norderstedt, Németország) és Zyoptix XP microkeratom (Bausch & Lomb Inc., Rochester, New York, USA) segítségével történek. A felszíni érzéstelenítés után (tetracain hydrochlorid) egy corneális flap készült, melynek átmérője 9,5 mm volt, vastagsága pedig 120 μm . A műtét után minden páciens tobramycin és dexamethason szemcsepp kombinációját kapta 2 hétig (Tobradex, Alcon), emellett tartósítószer-mentes műkönnyet is csepegtettek (Refresh Classic, Allergan) az első és a 60. posztoperatív nap között.

A PRK műtét

A felszíni érzéstelenítés után (tetracain hydrochlorid) de-epithelizációt végeztünk egy tompa keratommal, a corneális epithelium 7,0-7,5 mm-es, centrális körben végzett megjelölése után. A PRK műtétet szintén az InPro Gauss excimer laser készülékkel végeztük. A posztoperatív kezelés lokális fájdalomcsillapítóból (diclofenac), antibiotikum cseppből (tobramycin) és párakötés viseléséből állt. Emellett corticosteroid szemcseppet (dexamethason) is adtunk az első három posztoperatív hónapban.

Minden szem esetén a beavatkozás előtt, majd egy nappal, egy héttel és egy hónappal azután, közel azonos napszakban, azonos, tapasztalt vizsgáló készítette a felvételeket a CorVis ST készülékkel.

5.7.2.2 Eredmények

Vizsgálatainkat 39 keratorefraktív műtétes páciens 78 szemén végeztük (életkor átlag: 32,6 év; SD: 9,9 év). A CorVis ST-vel nyert adatainkat részleteiben a 12-15. táblázat mutatja. A preoperatív adatokat tekintve csak a CorVis ST radius értékben észleltünk szignifikáns különbséget a két vizsgálati csoport (LASIK és PRK) között ($p=0,02$).

LASIK műtét történt 26 páciens 52 szemén (életkor átlag: 33,48 év; SD: 10,04 év). A manifeszt refrakciós szférikus ekvivalens átlaga -4,7 D (SD: 4,8 D; range: -12,0

D myopia és +3,0 D hypermetropia között) volt. A műtét másnapján csak a radius érték mutatott szignifikáns különbséget a preoperatív adatokhoz képest a specifikus biomechanikai adatok közül. Egy hónappal a műtét után a radius érték és a második applanáció sebesség értéke változott a preoperatív adatsorhoz képest (12. táblázat), valamint a cornea vastagsága is csökkent.

PRK műtétet 13 páciens 26 szemén végeztünk (életkor átlag: 30,52 év; SD: 9,31 év). A manifeszt refrakciós szférikus ekvivalens átlaga -1,02 D (SD: 3,89 D; -8,5 D myopia és +6,0 D hypermetropia között) volt. A beavatkozás másnapján szignifikáns különbséget igazoltunk a következő biomechanikai paramétereket tekintve: a corneális apex maximum kitérése, az ehhez szükséges idő értéke, az első applanáció ideje és a második applanáció sebessége. Egy hónap múlva nem volt különbség a preoperatív adatokhoz képest egyetlen specifikus biomechanikai jellemzőt tekintve sem. A pachymetriai érték pedig csökkenést igazolt (13. táblázat).

Az összes CorVis ST-vel nyert paraméter műtéti változásainak mértéke és a műtéti korrekció dioptria értéke között a következő korrelációk voltak szignifikáns mértékűek. LASIK esetén a szemnyomásérték, a cornea vastagsága, az első applanáció ideje és sebessége, a második applanáció hossza, valamint a radius érték. PRK esetén pedig a corneavastagság és a radiusérték változása mutatott szignifikáns korrelációt a korrekció mértékével (14. táblázat). A biomechanikai paraméterek változása és a cornea vékonyodás mértéke közötti szignifikáns korrelációk pedig a következők voltak. LASIK esetén a szemnyomásérték mellett a maximális deformációs amplitudó, az első applanáció ideje, a második applanáció hossza és sebessége, valamint a radius érték. PRK esetén a második applanáció hosszának és a radius érték változásának mértéke korrelált szignifikánsan a cornea vastagság csökkenésének mértékével (15. táblázat).

	preoperatív	1. nap	p	1. hét	p	1. hónap	p
Szemnyomás [Hgmm]	15,29 (2,95; 14,47-16,12)	13,95 (4,69; 12,64-15,26)	0,08	15,68 (6,37; 13,91-17,45)	0,7	14,19 (4,15; 13,08-15,31)	0,11
Centrális corneális vastagság [μm]	547,18 (44,9; 534,51-559,77)	526,17 (61,52; 509,04-543,30)	0,05	526,69 (62,17; 509,38-544,00)	0,06	524,00 (63,21; 506,74-541,25)	0,03*
Def. amp. max [mm]	1,06 (0,11; 1,03-1,09)	1,08 (0,12; 1,05-1,12)	0,27	1,02 (0,17; 0,98-1,07)	0,21	1,08 (0,14; 1,04-1,12)	0,36
A1 time [ms]	7,32 (0,33; 7,23-7,42)	7,18 (0,50; 7,04-7,32)	0,08	7,37 (0,69; 7,17-7,56)	0,69	7,22 (0,44; 7,10-7,34)	0,19
A1 length [mm]	1,73 (0,31; 1,65-1,82)	1,74 (0,27; 1,67-1,82)	0,88	1,77 (0,31; 1,68-1,86)	0,53	1,78 (0,31; 1,70-1,86)	0,41
A1 velocity [m/s]	0,15 (0,03; 0,19-0,16)	0,14 (0,03; 0,13-0,15)	0,38	0,14 (0,04; 0,13-0,15)	0,48	0,15 (0,04; 0,13-0,16)	0,81
A2 time [ms]	21,52 (0,81; 21,29-21,74)	21,63 (0,66; 21,45-21,82)	0,42	21,54 (0,58; 21,38-21,71)	0,84	21,71 (0,48; 21,58-21,84)	0,13
A2 length [mm]	1,77 (0,47; 1,64-1,91)	1,70 (0,45; 1,57-1,83)	0,41	1,70 (0,51; 1,56-1,84)	0,45	1,82 (0,55; 1,67-1,96)	0,66
A2 velocity [m/s]	-0,38 (0,07; -0,40- -0,36)	-0,42 (0,15; -0,46- -0,38)	0,12	-0,39 (0,11; -0,42- -0,36)	0,66	-0,43 (0,12; -0,46- -0,39)	0,03*
HC time [ms]	16,55 (0,46; 16,42-16,68)	16,66 (0,52; 16,51-16,80)	0,27	16,62 (0,34; 16,53-16,71)	0,37	16,61 (0,35; 16,51-16,70)	0,45
Peak distance [mm]	3,39 (1,22; 3,05-3,73)	3,57 (1,34; 3,19-3,94)	0,49	3,58 (1,25; 3,24-3,93)	0,43	3,77 (1,25; 3,44-4,11)	0,11
Radius [mm]	7,69 (1,16; 7,37-8,02)	7,10 (1,37; 6,72-7,48)	0,01*	7,20 (1,30; 6,84-7,56)	0,04*	7,11 (1,05; 6,83-7,39)	<0,01*

12. táblázat: A CorVis ST készülékkel nyert adataink LASIK műtét után. A specifikus CorVis ST paraméterek részletes leírása a 10. táblázat alatt. Az adatok leírása: átlag (SD; 95% CI érték), *: szignifikáns p érték a preoperatív adathoz képest.

	preoperatív	1. nap	p	1. hét	p	1. hónap	p
Szemnyomás [Hgmm]	15,26 (4,63; 13,35-17,17)	12,13 (3,22; 10,71-13,56)	0,01*	13,50 (4,82; 11,17-15,82)	0,22	14,16 (5,15; 12,03-16,29)	0,43
Centrális corneális vastagság [μ m]	538,92 (41,82; 521,65-556,18)	515,85 (50,65; 492,14-539,55)	0,10	495,22 (44,31; 473,18-517,26)	<0,01*	486,58 (39,15; 470,05-503,11)	<0,01*
Def. amp. max [mm]	1,08 (0,11; 1,03-1,12)	1,15 (0,13; 1,09-1,21)	0,03*	1,09 (0,10; 1,04-1,14)	0,73	1,06 (0,11; 1,01-1,11)	0,61
A1 time [ms]	7,32 (0,47; 7,12-7,51)	6,99 (0,29; 6,86- 7,12)	<0,01*	7,13 (0,50; 6,89-7,37)	0,20	7,19 (0,54; 6,96-7,42)	0,38
A1 length [mm]	1,74 (0,29; 1,62-1,86)	1,77 (0,30; 1,64-1,91)	0,71	1,65 (0,25; 1,52-1,77)	0,25	1,78 (0,33; 1,64-1,92)	0,66
A1 velocity [m/s]	0,15 (0,04; 0,14-0,17)	0,16 (0,04; 0,14-0,18)	0,46	0,13 (0,03; 0,12-0,15)	0,10	0,14 (0,04; 0,13-0,16)	0,48
A2 time [ms]	21,55 (0,58; 21,31-21,80)	21,65 (0,88; 21,25-22,06)	0,65	21,42 (1,08; 20,90-21,95)	0,62	21,54 (0,56; 21,31-21,77)	0,94
A2 length [mm]	1,78 (0,46; 1,59-1,98)	1,61 (0,58; 1,35-1,87)	0,27	1,62 (0,56; 1,35-1,89)	0,29	1,63 (0,42; 1,45-1,80)	0,22
A2 velocity [m/s]	-0,39 (0,09; -0,43- -0,35)	-0,47 (0,13; -0,53- -0,41)	0,02*	-0,39 (0,09; -0,43- -0,35)	0,91	-0,42 (0,12; -0,47- -0,37)	0,30
HC time [ms]	16,73 (0,39; 16,57-16,89)	16,30 (0,63; 16,02-16,58)	<0,01*	16,52 (0,48; 16,29-16,75)	0,12	16,65 (0,42; 16,47-16,82)	0,47
Peak distance [mm]	3,77 (1,18; 3,28-4,26)	4,11 (2,6; 3,55-4,67)	0,34	4,01 (1,21; 3,43-4,59)	0,51	3,47 (1,21; 2,97-3,98)	0,39
Radius [mm]	7,00 (1,31; 6,46-7,54)	6,41 (1,30; 5,83-6,99)	0,12	6,60 (0,84; 6,20-7,01)	0,25	6,67 (0,83; 6,33-7,02)	0,29

13. táblázat: A CorVis ST készülékkel nyert adataink PRK műtét után. Az egyes paraméterek magyarázata a 10. táblázat alatt. Az adatok leírása: átlag; (SD; 95% CI érték), *: szignifikáns p érték a preoperatív adathoz képest.

	LASIK		PRK	
	r	p	r	p
Szemnyomás [Hgmm]	0,48	<0,001*	0,14	0,49
Centrális corneális vastagság [μm]	0,71	<0,001*	0,62	<0,001*
Def. amp. max [mm]	0,06	0,65	0,14	0,48
A1 time [ms]	0,46	<0,001*	0,09	0,66
A1 length [mm]	0,14	0,31	0,01	0,97
A1 velocity [m/s]	0,33	0,01*	0,22	0,28
A2 time [ms]	0,06	0,67	0,04	0,85
A2 length [mm]	0,36	<0,01*	0,32	0,12
A2 velocity [m/s]	0,18	0,17	-0,04	0,84
HC time [ms]	0,19	0,14	0,08	0,69
Peak distance [mm]	0,13	0,31	-0,13	0,51
Radius [mm]	0,53	<0,001*	0,43	0,03*

14. táblázat: A LASIK illetve PRK műtétek során korrigált dioptriaérték és a CorVis ST készülékkel mért biomechanikai jellemzők megváltozása közötti korrelációk. Az egyes paraméterek magyarázata a 10. táblázat alatt. r: a Spearman teszt korrelációs értéke, p: a szignifikancia teszt eredménye.

	LASIK		PRK	
	r	p	r	p
Szemnyomás [Hgmm]	0,55	<0,001*	0,26	0,21
Def. amp. max [mm]	-0,32	0,02*	-0,07	0,75
A1 time [ms]	0,44	<0,001*	0,26	0,20
A1 length [mm]	-0,06	0,65	-0,12	0,58
A1 velocity [m/s]	0,08	0,57	0,06	0,76
A2 time [ms]	-0,08	0,56	0,07	0,73
A2 length [mm]	0,33	0,02*	0,44	0,02*
A2 velocity [m/s]	0,40	0,004*	-0,05	0,82
HC time [ms]	-0,06	0,69	0,16	0,45
Peak distance [mm]	0,02	0,85	0,01	0,94
Radius [mm]	0,53	<0,001*	0,77	<0,001*

15. táblázat: A CorVis ST készülékkel mért biomechanikai adatok változása és a cornea vékonyodása közti korrelációk LASIK és PRK műtétek után. Az egyes paraméterek magyarázata a 10. táblázat alatt. r: a Spearman teszt korrelációs értéke, p: a szignifikancia teszt eredménye.

5.7.3 Megbeszélés

Egy szövet biomechanikai tulajdonsága az azt alkotó rostok, sejtek és sejtközötti állomány egymással való viszonyától és a szövet felépítésétől függ. Szemészeti illetve szisztémás betegségek és a szemészeti műtétek többsége is megváltoztathatja külső behatással szemben a cornea mechanikus ellenállását. A biomechanikai vizsgálat arra ad választ, hogy az adott szövet hogyan válaszol egy külső deformációs hatásra illetve külső stresszre. A szaruhártya biomechanikai értelmezése a corneát viszkózus és elasztikus tulajdonságokkal is rendelkező anyagként kezeli, a legtöbb egyéb szövethez hasonlóan. Ez a kettős tulajdonság felelős a levegőimpulzus hatására bekövetkező válasz aszimmetrikus voltaért. A jelenlegi felfogás szerint a kollagénrostok felelősek az elaszticitásért; a proteoglikánok, a keratocyták, valamint a fibroblastok és a corneális epithelium pedig a viszkózus jellegért.^{168,169} Az elasztikus tulajdonság jellemzően a stresszre adott gyors válaszreakcióért, a viszkózus jelleg pedig a lassú, elnyújtott, idő-függő válaszáért felel.¹⁷⁰ A biomechanikai tulajdonságok függhetnek az életkortól: kisebb deformációs választ várunk idősebb korban a csökkent elaszticitás miatt és gyorsabb alakvisszatérést fiatalabb korban. A biomechanikai jellemzők a cornea hidráltságától és vastagságától is függenek. A mérhető biomechanikai választ a szemnyomás is jelentősen befolyásolja, ezért is lett fontos e terület a glaucoma diagnózisában és monitorozásában.⁸⁵

A corneális biomechanika vizsgálata *ex vivo* kísérletes modellezéssel, stressz-strain teszttel és dinamikus rheometriával lehetséges. 2012-ben leírták egy új képalkotó technológia, a Brillouin optikai mikroszkópia jó használhatóságát is, mely a cornea elasztikus modulusát képes térképszerűen, három dimenzióban megjeleníteni a cornea érdemi deformálása nélkül (kvázi-statikusan gigahertzes vibráció), a konfokális mikroszkópia és egy nagysebességű spectrometer kombinációjának segítségével.¹⁷¹ Ez azért fontos a kutatásokban, mert a későbbiekben leírásra kerülő ORA és a CorVis ST is nem-fiziológias deformációs erő hatása közben vizsgálják a corneát illetve egyes ocularis biomechanikai paramétereket; ráadásul mindkét műszer a cornea centrális területét vizsgálja (az ORA a cornea centrális 3,0 mm-t, a CorVis ST a centrális 8,0 mm-t); a cornea perifériát, ahol például a keratectasiák jellemző eltérései megjelennek, nem. Az *in vivo*, klinikai használatra is alkalmas Brillouin optikai mikroszkópia fejlesztés alatt van, tervek szerint 2015 végén mutatnak be egy előzetes verziót (Avedro, Waltham, Massachusetts, USA). Még újabb kutatási terület az optikai coherentia tomographia vibrographia technika használata *in vivo* ocularis biomechanikai mérésekhez, mellyel a kezdeti eredmények biztatóak.¹⁷²

A cornea in vivo biomechanikai tulajdonságait 2005-től csak egyetlen műszer tudta vizsgálni, az Ocular Response Analyzer. Az ORA egy precíz, szabályozott levegőimpulzust bocsát ki a cornea felszínére és a pneumatikus stresszre adott válaszreakciót elemzi egy elektro-optikai rendszer segítségével. A levegőimpulzus hatására némi késéssel a cornea elkezd benyomódni, görbülete konkávává válik, majd a levegőimpulzus megszűntével a cornea rugalmasságánál fogva visszanyeri eredeti alakját. Ezen deformálódás paramétereiből lehet következtetni a cornea biomechanikájára, amit két fő adattal jellemez ez a készülék. A 20 ms-os vizsgálati idő alatt két applanációs nyomásértéket mér és a két érték közötti különbséget corneális hysteresisnek (CH) nevezi el. A műszer ezen kívül meghatároz egy számított értéket, a corneális rezisztencia faktort is (CRF), a legújabb software pedig még sok további adatot is szolgáltat. Ezen biomechanikai vizsgálatok felhasználási területei a keratectasiák korai diagnózisa ¹⁷³⁻¹⁷⁵ mellett a keratorefraktív műtétek, ¹⁷⁶⁻¹⁷⁷ a corneális cross-linking (CXL) hatásának vizsgálata, ^{154,177,178} a glaucoma diagnosztika, ^{179,180} de elvileg a myopiás progresszió, vagyis az ocularis expansio vizsgálata is lehetséges lenne.

Számos, az ORA készülékkel nyert adatokat feldolgozó közlemény szól a cornea biomechanikájának megváltozásáról keratoconus kapcsán. ^{181,182} A LASIK utáni CRF és CH változás jól ismert. ¹⁸³ A CXL nem változtatja meg az ORA által mért két legfőbb paramétert, ¹⁸⁴ de a legújabb ORA software új paramétereivel a CXL utáni corneákon is kimutatható biomechanikai különbségek adódtak. ¹⁸⁴ A CH és a CRF értékek statisztikailag szignifikánsan alacsonyabbak keratoconusos szemeken az egészségeshez képest, de mindkét paraméter alacsony szenzitivitású és specificitású a két csoport közti különbség tételére, így nem feltétlenül tartják alkalmasnak őket ilyen irányú diagnosztizálásra. ¹⁸¹ Perforáló keratoplastika után ORA készülékkel vizsgálva megváltozott paramétereket írtak le. ¹⁸⁵⁻¹⁸⁷

2011 őszén egy másik, szintén a corneális biomechanikát in vivo vizsgáló készüléket mutattak be. A CorVis ST a pachymetriai érték és szemnyomás mérése (mely az első applanáción alapul ¹⁸⁸) mellett számos új, specifikus paramétert mér, melyek nem hasonlíthatók össze az ORA által mért adatokkal. Egy ilyen új eszköz bevezetésénél és későbbi használatánál fontos a műszer mérési ismételhetőségének kérdése, és egy normál szemeken mért adatbázis létrehozása is. Célunk az volt, hogy a CorVis ST-vel mért paramétereket tekintve egészséges szemeken meghatározzunk egy normál adattartományt és leírjuk a műszer által mért specifikus paraméterek mérési ismételhetőségét.

Fentebb már említésre került, hogy az ORA fő paraméterei nem hasonlíthatók össze a CorVis ST által mért adatokkal. Emellett a két műszer paraméterei között a vártak megfelelően csak gyenge és többnyire nem szignifikáns korrelációs értékeket mutattak ki. ¹⁸⁹

A háttérben a módszer viszonylagos hasonlósága mellett az is állhat, hogy az ORA által közvetített levegőimpulzus nem konstans, ¹⁶⁹ a CorVis ST levegőimpulzusa viszont konstans, 25 kilopascal értékű.

Az ORA esetén igen jó ismételhetőséget igazoltak a CH-t és a szemnyomást tekintve. ²⁹ Saját adataink a CorVis ST készülékkel a pachymetriai és szemnyomásértékre kiváló mérési ismételhetőséget mutatnak (Cronbach alfa >0,95). A legnagyobb homorulat értéke és az első applanációs idő is igen jó ismételhetőséggel rendelkezik (Cronbach alfa >0,88). Ezen paraméterek mérési ismételhetőségeinek általunk először leírt különbözőségét azóta más szerzők is megerősítették. ¹⁸⁹⁻¹⁹² Keratoconusos szemeket vizsgáltak CorVis ST készülékkel egy újabb tanulmányban, ¹⁹¹ és a deformációs amplitudót és az első applanáció idejét (vagyis éppen a két jó ismételhetőségi adatú paramétert) találták hasznos és monitorozandó paraméternek, de ezen adatok sem különítik el minden esetben a keratoconusos és az egészséges corneát egymástól. A többi paraméter mérési ismételhetősége az általunk használt software mellett gyenge, bár a második applanáció idejének, a legnagyobb homorulat idejének és a legnagyobb homorulatra illeszthető kör görbületi sugarának variációs koefficiense elég alacsony volt saját méréseink szerint. Ezért javasoltuk ezen adatok értékelése esetén, hogy legalább három ismételt mérés átlagával szükséges számolni. A vártnál gyengébb ismételhetőségi adatok magyarázata a technológia korlátai mellett a legnagyobb homorulat idején megfigyelhető oszcilláló corneális mozgás, a szem microsaccadikus mozgásai miatti változékonyság és az orbita szövetének mechanikai stresszre adott nem várt és nem jól ismert, változó tulajdonságai lehetnek. A mérés közben egy egész orbitát érintő válaszreakció zajlik, melyben a Müller-izomnak is szerepe lehet, ezért a software módosítását javasolták, hogy az orbitális illetve ocularis válasz külön kezelhető legyen a corneális válaszhoz képest. ¹⁹³ A jelenlegi software használatával tehát az a valószínűsíthető, hogy ez a műszer jellemzően az ocularis biomechanikát vizsgálja. Emellett fontos figyelembe venni azt a tényt is, hogy minden CorVis ST által mért paraméter a szemnyomás függvénye.

Korábban PRK, LASIK és epi-LASIK után is kimutattak biomechanikai változásokat az ORA készülékkel. ^{169,176,177,194-200} Arra is következtettek, hogy a PRK kevésbé változtatja meg a corneális biomechanikát, mint a LASIK, ²⁹ mely megfigyelést mi is megerősítettük egy másik műszerrel. A keratorefraktív műtéttel együtt járó kóros mértékű biomechanikai változás lehet az egyik fő oka a posztrefraktív keratectasiának is. ^{201,202} A keratorefraktív műtétek során megváltozó biomechanika mértéke függ a műtéti korrekció mennyiségétől, mint ahogyan ezt ORA készülékkel, ^{194,196,198} és jelen, saját vizsgálatunkban a CorVis ST-vel is

igazoltuk, bár inkább a LASIK esetén. Mivel az irodalom ¹⁹⁰ és saját adataink szerint is a CorVis ST adatainak mérési ismételhetősége nem minden paraméter esetében jó, vizsgálatainkat ez esetben is ugyanaz a vizsgáló végezte, kiküszöbölve a lehetséges, vizsgálók közötti variabilitást.

A CorVis ST-vel folytatott további vizsgálatok azóta kis esetszámon bár, de kimutatták, hogy az általunk is használt software-rel a műszer standard paraméterei nem alkalmasak a keratoconus diagnosztizálásában segítségre lenni, illetve a CXL kezelés után sem mutatkoznak ezen paraméterekben szignifikáns változások. ²⁰³ Különböző típusú keratorefraktív műtétek, ^{192,204,205} különböző típusú keratoplasztikák ²⁰⁶ után, illetve primer nyitott zugú glaucomás betegeken ²⁰⁷ azonban kimutatható különbségeket igazoltak CorVis ST-vel. Ezenkívül, magas vércukorszinttel összefüggésben is jelentős különbségeket mutattak ki egészséges, nem diabeteses páciensek adataihoz képest, a CorVis ST által mért biomechanikai paraméterekben. ²⁰⁸

A legtöbb, keratoplasztika utáni változást vizsgáló tanulmány a corneális biomechanika gyengülését írja le ORA segítségével, ^{185,209} bár például mély elülső lamelláris keratoplasztika után ezen értékek nem változnak az intakt Descemet membrán miatt. ²¹⁰ Ezzel ellentétben, Jafarinasab és munkatársai nem igazoltak szignifikáns különbséget a perforáló és a mély elülső lamelláris keratoplasztika között ORA-val mért biomechanikai paramétereket tekintve. ²¹¹ Egyes szerzők pedig a keratoconushoz képest javuló corneális biomechanikát írtak le, amik azért az egészséges szemekéit nem érték el. ²⁰⁹ Közlésre elfogadott vizsgálataink csak a CorVis ST által mért két specifikus paraméterben (legnagyobb kitéréshez szükséges idő és a radius érték) igazoltak jelentős csökkenést a keratoplasztika műtét utáni szemeken. A többi 8 paramétert tekintve, vagy valóban nem volt jelentős különbség a poszkeratoplasztikás és az egészséges szemek között, vagy nem elég érzékeny hozzá a műszer, hogy kimutassa a különbséget. Újabb vizsgálatok CorVis ST készülékkel a deformációs amplitudó növekedését is leírták keratoplasztika után, bár a betegcsoport életkora, a követési idő hossza jelentősen különbözött. ²¹²

A CH, CRF és a cornea vastagsága, valamint a szemnyomás között szignifikáns összefüggést közöltek, ²¹³ emellett az ORA által mért két fő érték és a keratometriás értékek közt negatív korrelációt igazoltak, ²¹⁴ bár más szerzők nem támasztják alá ezt a megfigyelést. ²¹⁵ Saját adataink a CorVis ST specifikus paraméterei és a keratometriás adatok közt egyértelmű összefüggést igazoltak.

Ismert a cornea szövetszintű, életkorfüggő megváltozása, ²¹⁶ valamint egyes biomechanikai paraméterek életkorfüggése is, ²¹⁷⁻²¹⁹ mely szerint jellemzően a cornea

elasztikus tulajdonságai változnak az életkorral. A cornea jelentős „keményedést” illetve „szilárdulást” mutat az életkorral előrehaladva, ²¹⁹ mely folyamatot az életkorfüggő, nem-enzimatis, a corneális stromában végbemenő cross-linking hatás magyarázza. ²²⁰ Érdekes módon, az ORA által mért CH és CRF adatok életkortól való függését nem igazolták, ^{221,222} bár Touboul és munkatársai mégis azt feltételezik, hogy a cornea viszkoelasztikus tulajdonsága csökken az életkorral. ²²¹ Egyes szerzők a CorVis ST esetén a legnagyobb homorulat eléréséhez szükséges idő és az életkor között kimutattak egy gyenge, szignifikáns, pozitív korrelációt, ¹⁸⁸ azonban saját vizsgálataink szerint a CorVis ST által mért paraméterek nem mutatnak statisztikailag szignifikáns összefüggést az életkorral és a szem tengelyhosszával sem. Ennek a különbségnek az oka a két közleményben vizsgált populáció életkori tartományának jelentős különbsége lehet (12,54-39,7 év ¹⁸⁸ szemben az általunk vizsgált 22,2-87,3 életév tartománnyal). A keratometriai értékek és a specifikus CorVis ST adatok között azonban szignifikáns összefüggést mutattunk ki.

Összefoglalva, adataink arra engednek következtetni, hogy az Oculus CorVis ST készülék mérési ismételhetősége csak a szemnyomást és a pachymetriai adatot tekintve kiváló az általunk használt software mellett. A legnagyobb homorulat értéke és az első applanációs idő még igen jó mérési ismételhetőséggel rendelkezik. A többi paraméter mérési ismételhetősége viszont nem jó és ezt figyelembe kell venni a CorVis ST készülék további használata és adatainak értékelése esetén. Méréseink azt igazolták, hogy mind LASIK, mind PRK műtétek után rövidtávon megváltoznak a cornea biomechanikai tulajdonságai, de egy hónap elteltével szinte a preoperatív értékeket kapjuk. Ezzel az új eszközzel vizsgálva a corneális biomechanikát, úgy tűnik, a PRK ilyen szempontból kevésbé invazív beavatkozás, mint a LASIK. További vizsgálatok és a CorVis ST következő generációs software-eivel történő mérések szükségesek ezen megfigyelések és az eredmények jobb megértéséhez.

5.8 Az elülső csarnok mélységének mérése phakiás és pseudophakiás szemeken

5.8.1 Módszer

4 különböző vizsgálatsorozatban mértük különböző optikai módszerekkel illetve ultrahangos technikával a szemek elülső csarnok mélységét. Phakiás, egészséges szemeken elülső szegmentum OCT-vel és szemészeti immerziós ultrahanggal; Pentacam HR-el és IOLMasterrel szintén phakiás szemeken; IOLMasterrel, elülső szegmentum OCT-vel és Pentacam HR-el, phakiás szemeken és végül Pentacammal és kontakt ultrahangos eszközzel phakiás és pseudophakiás szemeken.

5.8.2 Eredmények

5.8.2.1 Elülső szegmentum OCT-vel és szemészeti immerziós ultrahanggal

41 phakiás páciens 60 szemét vizsgáltuk (átlagos életkor: 59,95 év; SD: 16,39 év), két vizsgáló által. Az elülső szegmentum OCT és a szemészeti immerziós ultrahang különböző elülső csarnok mélységet mér mindkét vizsgáló esetén (1. vizsgáló: OCT-vel átlagosan 3,12 mm, SD: 0,33 mm; ultrahanggal átlagosan 2,98 mm, SD: 0,33 mm; 2. vizsgáló: OCT-vel átlagosan 3,11 mm, SD: 0,33 mm; ultrahanggal mérve átlagosan 2,95 mm, SD: 0,34 mm; $p < 0,02$) A korreláció a két eszköz által mért adatok között $r = 0,732$ ($p < 0,001$). A két vizsgáló által mért OCT-s és ultrahangos eredmények szignifikánsan nem különböztek egymástól ($p = 0,78$ és $p = 0,68$). A vizsgált páciensek életkora és az elülső csarnok mélység közt negatív korrelációt igazoltunk (AS-OCT esetén: $r = -0,411$, $p < 0,001$; UH esetén: $r = -0,37$, $p < 0,01$). A mérés ismételhetőségében nem volt szignifikáns különbség a két eszközzel mért elülső csarnok értékek között ($p = 0,54$).

5.8.2.2 Pentacam HR-el és IOLMasterrel

44 páciens 83, phakiás, emmetropiás szemét vizsgáltuk (életkor átlag: 65,58 év; SD: 9,36 év; range: 47-83 év). A Pentacam HR-el mért csarnokmélység átlagosan 3,01 mm (SD: 0,34 mm; 95% CI: 2,93-3,08 mm; range: 2,26-3,8 mm) volt; az IOLMaster pedig átlagosan 2,95 mm-es (SD: 0,32 mm; 95% CI: 2,88-3,02 mm; range: 2,33-3,61 mm) csarnokmélységet mért. A különbség a két műszer által mért adatok közt nem volt szignifikáns ($p=0,29$), a korreláció pedig szignifikáns volt ($r=0,85$; $p<0,001$). A vizsgált szemek tengelyhossza átlagosan 23,06 mm (SD: 0,94 mm; 95% CI: 22,85-23,27 mm; range: 21,27-25,46 mm) volt, IOLMaster-rel mérve. Az átlagos csarnoktérfogat Pentacam HR-el mérve 95,1 mm³ volt (SD: 22,7 mm³; 95% CI: 90,12-100,16 mm³; range: 49,5-152,9 mm³), mely magas korrelációs értéket mutatott a centrális csarnokmélységgel ($r=0,82$; $p<0,001$). A két eszköz által mért csarnokmélységek különbsége -0,051 mm, a 95% LoA értéke pedig -0,4-0,3 mm volt.

5.8.2.3 Optikai eszközzel mért csarnokmélység adatok

45 páciens 45 szemén végzett vizsgálat (életkor átlag: 62,73 év; SD: 15,31 év) során a szemek tengelyhossza átlagosan 23,35 mm (SD: 1,49 mm) volt. A centrális csarnokmélység átlagosan 3,00 mm (SD: 0,42 mm) volt IOLMaster-rel, átlagosan 3,26 mm (SD: 0,95 mm) Visante OCT-vel és átlagosan 3,06 mm (SD: 0,41 mm) volt Pentacam HR-el mérve. A három készülék által mért ACD adatok statisztikailag nem különböztek egymástól (ANOVA $p=0,19$).

Ezen a populáción szignifikáns korrelációt figyeltünk meg a Pentacam HR és az IOLMaster adatai között ($r=0,95$; $p<0,001$), de a Pentacam HR és a Visante OCT adatok nem korreláltak jól ($r=0,23$; $p=0,12$). Az IOLMaster által mért tengelyhossz értékek és a csarnokmélység között szignifikáns összefüggés volt ($r=0,67$; $p<0,001$).

5.8.2.4 Az elülső csarnok mélységének mérése Pentacammal és kontakt ultrahangos eszközzel phakiás és pseudophakiás szemeken

Phakiás csoport

42 páciens 42, phakiás szemén (életkor átlag 65,12 év; SD: 14,27 év) az elülső csarnok mélység átlaga 2,87 mm (SD: 0,4 mm) volt Pentacam-mal és átlagosan 2,89 mm (SD: 0,49 mm) ultrahanggal mérve. A különbség nem volt szignifikáns ($p=0,84$), az adatok pedig jól korreláltak egymással ($r=0,547$; $p<0,001$).

Pseudophakiás csoport

42 páciens 42, pseudophakiás szemén (életkor átlag 70,62 év; SD: 10,97 év) az elülső csarnok mélység átlaga 3,41 mm (SD: 0,28 mm) volt Pentacam-al és átlagosan 3,97 mm (SD: 0,45 mm) kontakt ultrahangos eszközzel mérve. A különbség szignifikáns volt ($p<0,001$), az adatok pedig jól korreláltak egymással ($r=0,404$; $p=0,01$).

5.8.3 Megbeszélés

A szem elülső csarnok mélységének pontos mérése a szemészeti műtési technika fejlődésével együtt igen fontossá vált. A cataractaműtét során beültetendő műlencse kalkulációjához, a negyedik generációs biometriai képletekhez (Haigis, Holladay II), a posztoperatív effektív lencsepozíció pontosabb becsléséhez szükséges a preoperatív elülső csarnok mélység ismerete is, a corneális görbületi sugarak és a tengelyhossz adatok mellett. A phakiás intraocularis műlencsék tervezéséhez és kiválasztásához, valamint a glaucoma diagnosztikájában is lényeges az elülső csarnok anatómiájának ismerete. Felvetették a csarnokmélység fontosságát a toricus műlencsék tervezése során, a műlencse síkja és a corneális sík közti különbség (vagyis a cylinderérték corneális ekvivalense) figyelembe vétele miatt.^{223,224} Egy új tanulmány pedig megerősítette, hogy a beültetendő toricus műlencse dioptriaértékét korrigálni kellene az ELP függvényében.²²⁵

Az elülső csarnok anatómiájának vizsgálatára számos műszer létezik. A már csak történeti jelentőségű, réslámpára szerelhető optikai pachymeteren, valamint az A-scan ultrahangon kívül az Orbscan I és II, a partialis coherentia interferometria módszerét

alkalmazó IOLMaster és ACMaster, az ultrahang biomicroscopia, a Scheimpflug képalkotást önmagában alkalmazó eszközök (Pentacam és Pentacam HR), a korábban már említett, kombinált képalkotási technikájú Galilei és Sirius elnevezésű eszközök, az alacsony koherenciájú reflektometria elvét használó Lenstar (Haag-Streit, Koeniz, Svájc) és az elülső szegmentum OCT ²²⁶⁻²²⁸ is a mérési lehetőségek közé tartoznak. Ezen optikai eszközök sora természetesen folyamatosan bővül (Topcon Aladdin, Tomey TMS-5, Nidek AL-scan, stb.). A non-kontakt eszközökkel kiküszöbölhetjük az ultrahangos, kontakt módszer elülső csarnokot torzító hatását és az off-axis mérés lehetőségét, valamint kényelmesebbé, reprodukálhatóbbá és gyorsabbá tehetjük a mérést. Hasonlóan a pachymetriai vizsgálatokhoz, a Scheimpflug képalkotás elvén működő különböző készülékek térnyerése figyelhető meg itt is, köszönhetően ezek igen jó mérési ismételtelhetőségeinek, ^{87,229} figyelembe véve a műszerek által mért, sokszor csak minimális eltéréseket is. ^{77,230}

Igazoltuk, hogy phakiás, emmetropiás szemeken a Pentacam és az ultrahangos eszköz statisztikailag azonos csarnokmélység adatokat mér. Ez az eredmény ellenkezik egyes irodalmi adatokkal, ahol a csarnokmélységet kisebbnek mérték ultrahanggal, azonban e közleményekben a mérési különbségek a klinikai jelentőség határain bőven belül voltak. ^{231,232} Öt, viszonylag új műszer összehasonlító elemzése is szintén azt a következtetést vonja le, hogy a csarnokmélység műszerek által mért különbségei klinikailag nem jelentősek phakiás szemek esetében. ⁷⁷ Műlencsebeültetés után, pseudophakiás szemeken viszont nem cserélhetők fel egymással ezen eszközök mérési eredményei más források szerint sem. ²³² E mérési különbség hátterében a beültetett műlencse magas refraktív indexét, valamint a műlencse felszínének a saját lencsétől lényegesen különböző reflektáló tulajdonságát tételezzük fel. Ezek megzavarhatják az elülső csarnok e határának műszer által történő helyes definiálását. A phakiás szemek két különböző elven működő optikai eszköz által mért eredmények igen jól korrelálnak egymással és az ultrahangos mérés eredményeivel is. A Visante OCT vizsgálatól függetlenül, jó ismételtelhetőséggel méri a csarnok mélységét, amely azonban különbözik az immerziós technikájú ultrahangos mérés eredményeitől. Ezen műszerek közti mérési különbözőségek és az életkorral együtt folyamatosan változó elülső csarnok mélység ^{233,234} fokozott óvatosságra intenek a csarnokmélység adatok értékelésénél és felhasználásánál. Az újabb, kombinált képalkotási technikájú műszerekkel végzett összehasonlító elemzések ²³⁵ is többnyire azonos csarnokmélység mérési eredményeket igazolnak, így jól használhatók a modern szemészeti diagnosztikában.

5.9 A szürkehályogműtét során tervezett posztoperatív refrakciós cél pontosságának elemzése különböző biometriai technikákkal

5.9.1 Módszer

Az első csoportban immerziós ultrahangos módszerrel (UltraScan, Alcon) végeztük a méréseket, háton fekvő állapotban. Felszíni érzéstelenítés után egy, a készülékhez biztosított zárt immerziós kamrát illesztettünk a szemre, majd steril sóoldatot töltöttünk bele. A szem jelentősebb nyomása nélkül végeztük a tengelyhosszmérést. Az ultrahangos fej vége a szemfelszíntől mindig azonos távolságra volt, mivel a kamra a meghatározott cornea-ultrahangfejvég távolságnál kissé beszűkül. Szemenként 10-10 tengelyhossz mérés átlagát használtuk fel a további számításokhoz. A keratometriát ezen esetekben automata kerato-refraktometerrel végeztük (Topcon KR-8100), szemenként 3-3 mérés átlagával számolva. A másik betegcsoportnál IOLMaster-rel mértük a keratometriás értékeket és a tengelyhosszt. A szürkehályogműtét során minden esetben az SRK/T formulával kalkulált műlencsét ültettük be. Minden betegnél feljegyeztük a biometriai adatokat, a tervezett posztoperatív refrakciót, a műtéti adatokat és a műlencse típusát.

A műtétek után stabil posztoperatív refraktív állapotban, legalább 6 posztoperatív hét múlva szubjektív refrakciós teszttel megállapítottuk a korrekció nélküli látásélességet, majd meghatároztuk a legjobb korrekcióhoz szükséges szférikus és cylinderes értékeket.

Optimalizálást végeztünk mindkét mérési csoportban az egyik fajta implantált műlencse esetén (AMO AR40e), a korábban leírt módszer szerint. Ilyen típusú műlencse beültetése az immerziós csoportban 89, az IOLMaster csoportban 91 esetben történt. Mindkét mérési csoport esetén optimalizálás előtt és után is kiszámítottuk az átlagos, abszolút hibát, ami a tervezett posztoperatív refraktív céltól való eltérések abszolút értékének az átlagát jelentette.

5.9.2 Eredmények

Az immerziós betegcsoportban (n=159) az életkor átlaga 70,6 év (SD: 12,3 év) volt, a tengelyhossz átlagosan 23,1 mm (SD: 1,0 mm), az IOLMaster csoportban (n=205) az életkor átlaga 70,5 év (SD: 11,0 év) volt, a tengelyhossz pedig átlagosan 23,7 mm (SD: 2,1 mm). A szignifikancia teszt eredménye az életkor esetén $p=0,96$, a tengelyhossz esetén $p<0,001$ volt a két csoportot összehasonlítva.

A posztoperatív refrakciós céltól való eltérés nagysága az immerziós csoportban, optimalizálás nélkül, SRK/T formula esetén átlagosan 0,54 D (SD: 0,59 D; 95% CI: 0,45-0,63 D), az IOLMaster csoportban pedig 0,47 D (SD: 0,48 D; 95% CI: 0,4-0,53 D) volt ($p=0,35$). Optimalizálás után ez az érték jelentősen nem változott (0,56 D; SD: 0,58 D és 0,6 D; SD: 0,58 D) ($p=0,58$). A két mérési módszerrel kapott abszolút hiba eredmények közt csak a Haigis képletnél találtunk szignifikáns különbséget optimalizálás előtti és utáni értékeket tekintve ($p<0,01$) mindkét csoportban.

Matematikai optimalizálás nélkül a betegek 60-65% volt 0,5 D-ás hibahatáron belül immerziós módszer esetén (kivétel a Haigis képlet alkalmazásánál). Optikai módszer esetén az SRK/II képlet kivételével ezen értékek kissé magasabbak (62-72%), a Haigis képlet itt sem teljesít jól (45%). A Holladay, Hoffer-Q és a Haigis formulák esetén jelentősen javultak optimalizálás után a refrakciós eredményeink mindkét mérési módszernél: immerziós módszer esetén 65% felé, optikai módszer esetén 80%-ra növekedett a 0,5 D-ás hibahatáron belüli betegek százalékos aránya. A nagy refraktív hibák ($>2,0$ D) előfordulása minden betegcsoportunkban kisebb, mint 3,0% volt a konstansok optimalizálása nélkül és kevesebb, mint 2,0% az optimalizálás után.

5.9.3 Megbeszélés

A szürkehályogműtét során beültetendő műlencse pontos dioptriájának preoperatív kiszámítása alapvető a kívánt posztoperatív cél elérése érdekében. A tengelyhossz mérésben ejtett 0,1 mm-es hiba 0,25-0,75 D-ás refrakciós hibát okoz önmagában. Ez a refrakciós hiba összefügg a használt biometriai képlettel is, ezért különböző tengelyhossz-tartományokhoz különböző biometriai képletek alkalmazását javasolják.⁴⁸ A negyedik generációs képletek már a preoperatív elülső csarnok mélységét is figyelembe veszik, megerősítve e paraméter mérésének korábbi vizsgálatainkban már említett fontosságát. A tengelyhosszat ultrahangos kontakt vagy immerziós technikával illetve optikai módszerrel mérhetjük. Ismert, hogy az immerziós biometria pontosabb, mint a kontakt módszer.⁴⁴ Az optikai módon végzett tengelyhosszmérés elvileg is pontosabb és jobb az ismételhetősége, mint az ultrahangos biometriának,²³⁶ bár egy új, alacsony koherenciájú reflektometriát használó eszköz esetén az immerziós ultrahangos méréssel egyező tengelyhossz adatokat is mértek.²³⁷

A tengelyhossz nagyobbak adódik optikai biometria esetén, mint immerziós,²³⁸ illetve applanációs ultrahangos mérések esetén,²³⁹ amit saját beteganyagunkon is igazoltunk. A nyitott immerziós kamrához képest az általunk használt zárt kamra biztosítja az optikai tengelyben történő mérést és biztosan megtartja a kellő távolságot az ultrahangos

kézifej hegye és a cornea felszíne között. Tapasztalataink szerint az immerziós mérési módszer rövid tanulási fázis után jól alkalmazható.

Egy cseh tanulmány nem talált különbséget a kontakt és az immerziós módszer eredményei között.²⁴⁰ A refraktív eredmény szempontjából a PCI mérés jelentősen javít az applanációs ultrahangos méréshez képest,⁴⁵ bár ezt mások cáfolják SRK/T formula használata mellett.²⁴¹ Emellett pedig a PCI és az immerziós módszer refraktív eredményeit összehasonlító néhány tanulmány hasonló eredményeket mutat.^{242,243} Saját adataink szerint az optikai módszer csak minimálisan javít a refraktív eredményeken matematikai optimalizáció nélkül.

Az átlagos refrakciós hiba 0,5-0,7 D között volt immerziós és optikai módszernél is saját beteganyagunkon, ami megfelel az irodalmi adatoknak.⁴⁵ Azonban ez az átlagérték nem elég informatív, sokkal jobban jellemzi a biometria pontosságát az, hogy a betegek hány százaléka esik 0,5 illetve 1,0 D-ás refraktív hibahatáron belülre. Optikai módszerrel a szemek 62-69%-a, ultrahangos módszerrel a szemek 45-69%-a volt csak 0,5 D-ás refrakciós hibán belül irodalmi adatok szerint.^{45,241} Saját beteganyagunkon optimalizáció nélkül a betegek 60-65% volt 0,5 D-ás hibahatáron belül immerziós módszer esetén (kivéve a Haigis képletnél), optikai módszernél ezen értékek minimálisan magasabbak (62-72%), bár a Haigis képlet itt sem teljesít jól.

Manapság az 1990-ben leírt SRK/T formula a leggyakrabban használt biometriai formula. Különböző matematikai megoldásokkal próbálkoznak, hogy javítsák a képletek által elért refrakciós eredményt. A már ismert képletek konstansainak matematikai optimalizálásával az a cél, hogy a posztoperatív tervezett refrakciós értéket minél jobban megközelítsük. Jelentős javulást írnak le: optimalizált konstansokkal 75%-ban 0,5 D-n és 95%-ban 1,0 D-n belüli az elért hiba.⁴⁸ Optimalizálás után refrakciós eredményeink igen jók voltak: a Holladay, Hoffer-Q és a Haigis formulák esetén is jelentősen javultak adataink mindkét mérési módszernél: immerziós módszer esetén 65%-ra, optikai módszernél 80%-ra növekedett a 0,5 D-ás hibahatáron belülre eső betegek százalékos aránya.

Összefoglalva, az optikai biometria csak minimálisan javít a refraktív eredményeken a precízen kivitelezett, zárt immerziós kamrával végzett ultrahangos méréshez képest abban az esetben, ha a biometriai konstansokat nem optimalizáljuk. A konstansok optimalizálása viszont az újabb formulák esetén jelentősen javít a refraktív eredményeken, mind immerziós ultrahangos, mind optikai biometria esetén.

5.10 Az effektív műlencsehelyzet becslési hibája és a szubjektív látásélesség közti kapcsolat vizsgálata

5.10.1 Módszer

E vizsgálatunkban minden páciens esetén lege artis phacoemulsificatiós szürkehályogműtétet végeztünk. A műtét során azonos típusú, összehajtható műlencsét implantáltunk a lencse tokzákjába; beválogatási kritérium volt, hogy a posztoperatív, korrigált látásélesség 0,1 vagy ennél jobb legyen, logaritmikus skálán vizsgálva.

A műtétek előtt, IOLMasterrel mértük a szemek tengelyhosszát és a keratometriás értékeket. A tengelyhossz mérése során a minimum 5,0 értékű jel/zaj arányt fogadtuk el és minimum öt tengelyhossz érték és három keratometriás érték átlagával dolgoztunk a továbbiakban. Ezután három felvételt készítettünk a Pentacam HR-el, non-accomodativ beállítási helyzet mellett. Az anatómiai, a Pentacam által „külső csarnokmélységnek” („external anterior chamber depth”, a cornea epitheliuma és a lencse elülső felszíne közti távolság) nevezett értékeket jegyeztük fel, és három érték átlagával számoltunk tovább.

A legmeredekebb corneális tengelyben készített, 2,85 mm-es clear corneális seben át végzett standard phacoemulsificatiós műtétek során minden esetben azonos típusú intraocularis műlencsét ültettünk be (Sensor OptiEdge AR40e, Abbott Medical Optics Inc., Santa Ana, California, USA). A műlencse dioptriaértékét az SRK/T formulával kalkuláltuk; a refrakciós cél értéke nulla, vagy minimális (maximum 0,25 D) negatív érték volt.

Minimum nyolc héttel a műtétek után újra három felvételt készítettünk a Pentacammal minden operált szemről. A posztoperatív fénytörési hiba megállapítását ugyanaz az orvos végezte minden páciensünk esetében, egy szubjektív, decimális visustáblát használva. A korrekció nélküli visus megállapítása után feljegyeztük a páciens által elfogadott legjobb szférikus és cylinderes értékeket. E vizsgálat eredményeit a további számításokhoz, logMAR értékekbe konvertáltuk. A biometria során tervezett posztoperatív refrakciós dioptriaértéktől való szubjektív értékelt dioptria eltérést „refrakciós hiba”-ként definiáltuk.

Kiszámítottuk a posztoperatív és preoperatív mért csarnokmélységek különbségeit. Ezután a csarnokmélység formula által számolt (vagyis becsült) adatát kalkuláltuk ki, a SRK/T formula javított, elérhető egyenletéből ²⁴⁴ (a képletben ACDest rövidítésként szereplő adat), amit „formula által becsült csarnokmélységnek” nevezünk el. Ezt az értéket az A-konstans, a cornea görbületi sugara és a tengelyhossz határozza meg és a műlencse axiális helyzetét

jellemzi. Ezek után a posztoperatív, Pentacammal mért csarnokmélység adatot kivontuk a „formula által becsült csarnokmélység” adatból és ezt az értéket elneveztük „csarnokmélység becslési hibának”. Végül kiszámítottuk ezen adatok és a tengelyhossz, a preoperatív mért csarnokmélység és a szubjektív fénytörési hiba közti korrelációkat.

5.10.2 Eredmények

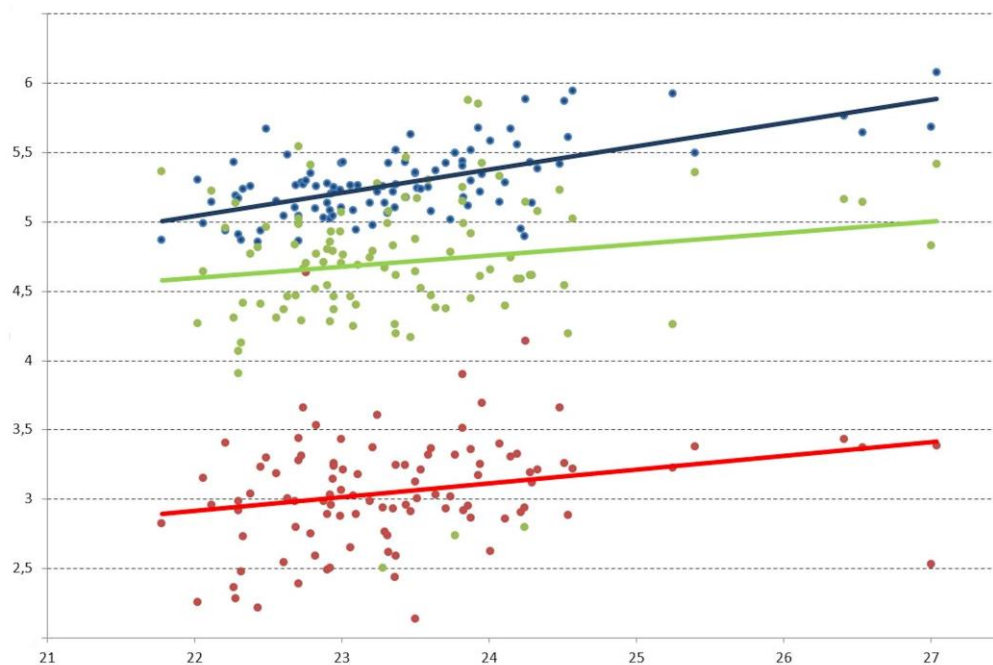
102 páciens 102 szemét vizsgáltuk (életkor mediánja: 73,9 év; a medián 95% CI értéke: 71,92-75,21 év; range: 36,2-87,5 év). A tengelyhossz mediánja 23,26 mm, a műtét előtti elülső csarnok mélység mediánja 3,03 mm, a műtét utáni elülső csarnok mélység mediánja pedig 4,72 mm volt. A csarnokmélység becslési hibájának mediánja -0,58 mm-nek adódott. A részletes adatokat a 16. táblázat tartalmazza, a 6. ábrán pedig a pre- és posztoperatív mért, valamint az SRK/T formula által becsült elülső csarnokmélység adatok és a tengelyhossz összefüggését ábrázoltuk.

A műtétek után a korrekció nélküli látásélesség 0,0 és 0,54 között volt, a korrigált látásélesség pedig 0,0 és 0,1 között, logMAR skálán. A szubjektív fénytörési hiba $\pm 0,25$ D-án belül volt 70 szemem (68,63%), 0,25 D vagy 0,5 D volt 21 szemem (20,59%) és több, mint 0,5 D volt 11 szemem (10,78%).

A tengelyhossz és a preoperatív mért illetve a preoperatív, formula által becsült effektív műlencse-helyzet közötti korrelációk statisztikailag szignifikánsak voltak ($r=0,31$; $p<0,001$ és $r=0,56$; $p<0,001$). A tengelyhossz és a csarnokmélység becslési hiba közti illetve a tengelyhossz és a szubjektív refrakciós hiba közti korreláció statisztikailag nem volt szignifikáns ($r=-0,12$; $p=0,21$ és $r=0,09$; $p=0,37$). Minél nagyobb volt a posztoperatív, Pentacammal mért csarnokmélység, annál nagyobb volt a csarnokmélység becslési hibája ($r=0,81$; $p<0,05$). A csarnokmélység becslési hiba és a preoperatív csarnokmélység közti korreláció nem volt szignifikáns ($r=-0,08$; $p=0,65$). A csarnokmélység becslési hiba és szubjektív refrakciós hiba közti korreláció szintén nem volt statisztikailag szignifikáns ($r=0,12$; $p=0,26$). Sem a csarnokmélység becslési hiba, sem a posztoperatív refrakciós hiba nem korrelált szignifikánsan az életkorrallal sem ($r=-0,25$; $p=0,21$ és $r=0,09$; $p=0,38$).

	a medián				
	medián	95% CI értéke	minimum	maximum	IQR
tengelyhossz (mm)	23,26	22,99-23,54	21,46	27,04	22,73-23,88
preoperatív csarnokmélység (mm)	3,03	2,96-3,18	2,14	4,63	2,86-3,30
posztoperatív csarnokmélység (mm)	4,72	4,61-4,82	2,517	5,88	4,42-5,04
csarnokmélység különbség (mm)	1,68	1,58-1,77	-0,58	1,93	1,35-1,97
az SRK/T képlet által becsült effektív műlencsehelyzet (mm)	5,25	5,19-5,28	4,57	6,07	5,09-5,42
csarnokmélység becslési hiba (mm)	-0,58	-0,68--0,39	-2,76	0,76	-0,84--0,19

16. táblázat: Az effektív műlencsehelyzetet elemző vizsgálatunk pre- és posztoperatív adataink statisztikai részletezése (n=102). IQR: interquartilis tartomány, 95% CI: a mediánérték 95% fiducia intervalluma, csarnokmélység különbség: a posztoperatív és preoperatív mért csarnokmélységek különbsége. Csarnokmélység becslési hiba: a posztoperatív, Pentacammal mért csarnokmélység és a preoperatív, SRK/T formula által becsült csarnokmélység különbsége.



6. ábra: Az egyes elülső csarnok mélység adatok (függőleges tengely, mm-ben) és a tengelyhossz (vízszintes tengely, mm-ben) összefüggése. Vörös jelölők és vonal: preoperatív csarnokmélység adatok Pentacam HR készülékkel mérve; zöld jelölők és vonal: posztoperatív csarnokmélység adatok Pentacam HR-el mérve; kék jelölők és vonal: az SRK/T formula által becsült elülső csarnok mélységek.

5.10.3 Megbeszélés

A szürkehályogműtét után sokszor tapasztalt, nem várt szubjektív fénytörési hiba háttérében számos ok állhat. Korábban a tengelyhossz és a keratometriás értékek precíz preoperatív mérése kritikus lépés volt a műlencse tervezés eredményének javításában,²⁴⁵ ma azonban az optikai mérési módszerek (IOLMaster és Lenstar) e hiba mértékét -legalábbis egészséges és korábban nem operált szemek- jelentősen csökkentették.⁴⁶ Preussner és munkatársai²⁴⁵ IOLMasterrel mérve, csak klinikailag inszignifikáns mértékű különbséget írtak le a pre- és posztoperatív tengelyhosszértékek között, a keratometriás értékek mérései pedig szintén megbízhatóak ezen eszközökkel.^{91,246} A keratometria-független, csarnokmélységgel valamint a corneális vertex hátsó felszíne és a csarnokzugokat összekötő egyenes távolságával számoló effektív műlencse-helyzet számítás eredménye refraktív műtét utáni szemeken is összehasonlítható eredményt mutat a hagyományos módszerekével.^{247,248} Tehát

az optikai biometria mellett a tengelyhossz mérésnek ²⁴⁵ úgy tűnik, csak minimális szerepe van a klinikailag is jelentős posztoperatív refrakciós hibák kialakulásában. A keratometriának -bár szintén úgy tűnt, hogy a jelenlegi módszerek megbízhatóan mérik- az utóbbi években ismét megnőtt a szerepe, a toricus műlencsék implantációja során kiderült pontatlanságuk miatt. ⁹⁵ A saját, korábban nem operált beteganyagunk is optikai biometria eredménye alapján került műtetre, így a tengelyhossz-mérési hibaforrás nagy valószínűséggel nem játszott jelentős szerepet a leírt refraktív hibák létrejöttében.

A kialakult fénytörési hibák hátterében a cornea görbületi értékeinek posztoperatív, időbeni fluktuációja is állhat. ²⁴⁹ Ismert a műlencsék gyártási sajátágaiból adódó probléma („diopter mislabeling”) is ^{245,250,251} és egyes corneális aszferocitások is okozhatnak predikciós hibákat. Bizonyították korábban, hogy a műlencse az első hat hónapos posztoperatív időben az anteroposterior sík mentén képes minimális elmozdulásra, ami kicsi, de nagy variabilitású változásokat okozhat a fénytörési értékekben. ²⁵²

Acataracta műtét után tapasztalt, nem tervezett fénytörési hiba hátterében álló legnagyobb probléma a műlencse axiális helyzetének helytelen preoperatív becslése, ²⁵³ mely becslést egyes új, egyelőre teoretikus lehetőségek javíthatnak, mint az üres lencsetok helyzetének intraoperatív mérése. ²⁵⁴ Elméletileg, a posztoperatív műlencse-helyzetet csak a ray-tracing módszer által kalkulált manifeszt refrakcióval lehet megállapítani; bár, kissé meglepő módon a ray-tracing kalkulációk eredménye alapján beültetett aszferikus műlencsével is „csak” a szemek maximum 81%-ában érték el a $\pm 0,5$ D-ás refrakciós hibahatárt. ⁵⁰ A capsulorhexis mérete, a lencsetok igen egyéni, nagyfokban variábilis posztoperatív változásai, a műlencse alaki kialakítása, a műlencse anguláció mértéke és a haptikák típusa is befolyásolják a műlencse végső, tokzsákon belüli helyzetét, melyek mind-mind a sokszor tapasztalt, de előre nem látható és nem tervezhető refrakciós hibák hátterében állhatnak.

Az egyes biometriai formulák posztoperatív csarnokmélység adatának becslése, helyesebben kalkulációja különböző. Az átlagos nem várt refrakciós hiba tengelyhossztól és alkalmazott formulától függően 0,38 és 0,75 D között van Aristodemou és mtsai. adatai szerint, ⁴⁸ 22-26 mm-es, vagyis átlagos tengelyhossz értékek esetén. A predikciós hiba mértéke összevethető illetve hasonló volt Haigis, Hoffer Q, Holladay 1 és SRK/T formulák mellett, ^{50,255} bár nagyobb esetszámon végzett vizsgálatokban a tengelyhossz érték szerint alcsoportokra osztott beteganyagon különbségeket is kimutattak. ⁴⁸ A jelen vizsgálatainkat is ebben a tengelyhossz tartományban végeztük, ráadásul a tengelyhossz és a csarnokmélység becslési hiba között nem is igazoltunk szignifikáns mértékű korrelációt. A biometriai képletek

egyres konstansainak matematikai algoritmusokkal végzett módosítása, valamint a legújabb generációs mülencse-kalkulációs formulák használata a nem tervezett refrakciós hibát a páciensek körülbelül 75%-ában képes $\pm 0,50$ D-án belülre szorítani, egyébként egészséges, korábban nem operált szemek esetén.⁴⁸ A fentiekből látható, hogy az elérhető célunk a cataracta sebészet során ma „csak” az lehet, hogy ezt a predikciós hiba mértékét és előfordulási arányát csökkentjük, amennyire lehet, valamint elimináljuk a nagy fénytörési „meglepetéseket”, mert ez a jellegű hiba teljesen nem szüntethető meg a mai technika és mai biometriai módszerek alkalmazása mellett.

Amennyiben elemezni kívánjuk a posztoperatív predikciós hibákat, ismernünk kell a preoperatív és posztoperatív csarnokmélységeket, valamint a tervezett és elért refrakciós értékeket. Azonban a pseudophakiás csarnokmélység mérése az irodalom szerint igen ellentmondásos. A pseudophakiás csarnokmélység mérésére használhatjuk a hagyományos ultrahangot, az ultrahang biomikroszkópiát, az ACMastert,²⁵⁶ az elülső szegmentum optikai koherencia tomographiát,²⁵⁷ az alacsony koherenciájú reflektometria technikáját (Lenstar) vagy a Scheimpflug képalkotást.^{232,258,259} Korábban igazoltuk, hogy a Pentacammal mért csarnokmélység átlagosan 0,44 mm-el kisebb, mint standard ultrahanggal mérve ugyanezt az adatot pseudophakiás szemeken,²⁵⁸ bár Su és munkatársai ezzel ellentétes eredményeket is közöltek, jelentős mérési standard szórással.²³² E munkacsoport másik megfigyelése volt, hogy a Pentacam és az IOLMaster azonos csarnokmélységeket mér phakiás és pseudophakiás szemeken is.²³² Emellett, Savini és munkacsoportja²⁵⁹ pseudophakiás szemeken leírták, hogy a Pentacam által mért csarnokmélység adatok statisztikailag nem különböznek az immerziós ultrahangos biometria során kapott eredményektől sem. Ha a pseudophakiás szemeken állandó, az általunk mért 0,44 mm-es hibával számolunk (az ultrahangos és a Pentacam által mért csarnokmélységek között), 23,5 mm-es tengelyhossz érték és 43,5 D-ás keratometriás átlagérték mellett, azt kapjuk, hogy ez önmagában magyaráz(na) 0,35 D-ás refrakciós hibát átlagos mülencse dioptria mellett, Haigis formulát használva a biometriához. Jelen közlemény fő mondanivalója így nem is az, hogy a pseudophakiás csarnokmélység különbözik az IOLMaster által mérttől, hanem hogy a formula által becsült csarnokmélységtől való eltérés értéke igen magas, miközben a szubjektív, posztoperatív reziduális fénytörési hiba tartománya igen kicsi a mi beteganyagunkon; ezenkívül, nem is találtunk szignifikáns korrelációt a csarnokmélység becslési hiba és a szubjektív refrakciós hiba mértéke között. Ráadásul, egyrészt a szubjektív refrakciós hiba beteg- és vizsgáló általi megítélése szintén jelentős szerepet játszhat a teljes predikciós hibában, ahogyan azt Preussner és munkatársai is megjegyezték.²⁴⁵ Ezt a jelenséget részben

a páciensek képéletlenséggel szembeni toleranciájának illetve a homályosság szubjektív elfogadásának különbözőségével magyarázhatjuk. Másrészt, egyéb tényezők (pupillaméret, lencsetok-zsugorodási- és a korábban már tárgyalt életkorfüggő biometriai paraméterek) is befolyásolhatják a refraktív eredményt, amelyek messze túlmutatnak az elülső csarnok mélység becslési hibáján.

Tanulmányunk egyik korlátja, hogy az objektív refrakciós értékeket nem dolgoztuk fel a műtétek után. Az objektív és a szubjektív refrakciós értékek közti különbség elemzése ismert irodalmi téma, (nem is ennek vizsgálata volt munkánk célja); ráadásul a szürkehályogműtét után a páciensek számára a hétköznapi életben a szubjektív refrakció hibaértéke számít.

Összefoglalva, az effektív műlencse-helyzet predikciós hibája széles tartományban mozog anélkül, hogy jelentősen befolyásolná a szubjektív posztoperatív refrakciós eredményt, standard, egyfókuszú műlencse beültetése után.

5.11 Az accomodatio amplitudójának mérése pseudophakiás szemeken, 3 módszerrel

5.11.1 Módszer

Phacoemulsificatiós szürkehályogműtéten és műlencsebeültetésen átesett pácienseket vizsgáltunk, akiknél semmilyen patológiás állapot nem volt, ami a teljes visust akadályozta volna. A műtétek során az alábbi kétféle monofocalis műlencse egyike került beültetésre, véletlenszerű kiválasztás után. Az egytestű AcrySof® SA60AT (Alcon Laboratories, Forth Worth, TX, USA) „open loop” kialakítású műlencse, a haptika angulációja nélkül (1. csoport: n=21), a háromtestű AcrySof® MA60AC (Alcon Laboratories, Forth Worth, Texas, USA) haptikája pedig 10 fokos angulációjú (2. csoport, n=30). Az alább részletezett három módszerrel mértük a pseudophakiás accomodatio amplitudóit. A három módszer kronológiai sorrendje mindig az alábbi volt: először a szubjektív, „minus-lenses-to-blur” módszerrel vizsgáltunk, majd az objektív mérésekkel folytattuk, először az elülső csarnok mélység változását alkalmazkodás alatt partialis coherencia interferometriával mértük, majd a csarnokmélység mérése közeli fixáció alatt, majd szintén a csarnokmélység változást elemeztük, a musculus ciliaris pharmacológiai relaxációja során.

1. módszer: Szubjektív „minus-lenses-to-blur” módszer

A páciens arra kértük, hogy a megvilágított olvasótáblán a teljes visusnak megfelelő számot nézze a vizsgált szemmel. A távoli korrekciós érték elé negatív dioptriás lencsét helyeztünk 0,25 D-ás lépésekben, egészen addig növelve a negatív dioptria értékét, amíg már a páciens nem tudta tovább fókuszban tartani a fixált számot. Ezt a maximális, negatív dioptriaértéket jegyeztük fel minden szem esetén, mint az alkalmazkodás amplitudójának szubjektív értékét.

2. módszer: Az elülső csarnok mélység változásának mérése alkalmazkodás alatt partialis coherencia interferometriával

Az elülső csarnok mélységét ACMasterrel mértük (Carl Zeiss, Jena, Németország). A műszernek egy beépített, mozgatható belső világító pontja van, melyre a vizsgált egyén fixál. A pácienseket arra kértük, hogy erre a pontra nézzenek a vizsgálat alatt.

Távoli beállításkor és 3,0 D accomodációs inger alkalmazva, öt-öt csarnokmélység adatot rögzítettünk, ezek átlagának különbségét jegyeztük fel, mint a pseudophakiás szem fiziológias „ACD shift”-jét.

3. módszer: A csarnokmélység mérése közeli fixáció alatt, majd a musculus ciliaris pharmacológiai relaxáció során

Az elülső csarnok mélységét a nem vizsgált szem 30 cm-re való fixáltatása alatt mértük kontakt ultrahangos A-scan segítségével (Ultrascan Imaging System, Alcon Laboratories, Forth Worth, Texas, USA). Ezután 1%-os cyclopentolat hydrochlorid (Humapent) 15 percenkénti, összesen háromszori cseppentése után szintén megmértük az elülső csarnok mélységét ülő állapotban, egyenes fejhelyzet mellett. Tíz-tíz mérés átlagával számoltunk tovább és a csarnokmélység változást a két mért érték különbségeként határoztuk meg, amit a maximális musculus ciliaris relaxáció és a fiziológias kontrakció közti különbségként értelmeztünk.

5.11.2 Eredmények

44 páciens 51, pseudophakiás szemét vizsgáltuk (életkor átlag: 72,02 év; SD: 8,53 év; range: 54-84 év). A műtétek után átlagosan 13,85 hónappal (SD: 7,35 hónap; 1. csoport esetén az átlag 7,05 hónap, SD: 4,71 hónap; a 2. csoport esetén az átlag 17,01 hónap, SD: 6,44 hónap) mértük az accomodációs amplitudókat a három különböző módszerrel.

A visusérték decimális skálán vizsgálva átlagosan 0,88 (SD: 0,2) volt. A távoli korrekció mértékének átlaga -0,92 D (SD: 0,91 D) volt (az 1. csoportban az átlag -0,93 D, SD: 0,99 D; a 2. csoportban az átlag -0,77 D, SD: 0,82 D; $p=0,44$). A vizsgált szemek tengelyhossza átlagosan 22,54 mm (SD: 0,89) mm volt (az 1. csoportban az átlag 22,68 mm, SD: 0,81 mm; a 2. csoportban az átlag 22,46 mm, SD: 0,96 mm; $p=0,68$).

Szubjektív „minus-lenses-to-blur” módszerrel:

A legnagyobb negatív dioptriaérték, amivel a visustáblán a 20/20 visushoz tartozó számot még élesen látta a vizsgált páciens, átlagosan -0,83 D (SD: 0,63 D) volt. Az 1. csoportban átlagosan -0,95 D-át (SD: 0,67 D; range: -2,5-0,0 D) mértünk,

a 2. csoportban pedig átlagosan $-0,81$ D-át (SD: $0,53$ D; range: $-2,0-0,0$ D). A különbség nem volt statisztikailag szignifikánsan különböző ($p=0,4$).

Az elülső csarnok mélység változásának mérése alkalmazkodás alatt partialis coherencia interferometriával:

A fiziológias körülmények közt mért elülső csarnok mélység változás (ACD shift) átlagosan $-0,026$ mm (SD: $0,134$ mm) volt. Az 1. csoportban átlagosan $-0,043$ mm (SD: $0,193$ mm; range: $-1,038-0,298$ mm) változást mértünk, míg a 2. csoportban átlagosan $0,014$ mm (SD: $0,079$ mm; range: $-1,063-0,385$ mm) volt ez az érték. A két csoport között nem találtunk szignifikáns különbséget ebben a tekintetben sem ($p=0,46$).

A csarnokmélység mérése közeli fixáció alatt, majd a musculus ciliaris pharmacológiai relaxációja során:

Az ACD shift összesített átlaga $-0,18$ mm (SD: $0,28$ mm) volt. Az 1. csoportban átlagosan $-0,16$ mm (SD: $0,3$ mm; range: $-0,51-0,2$ mm) csarnokmélység változást mértünk, a 2. csoportban pedig átlagosan $-0,2$ mm-t (SD: $0,28$ mm; range: $-0,49-0,1$ mm). A különbség nem volt statisztikailag különböző a két csoport között ($p=0,68$). Az adatokat a 17. táblázat mutatja részleteiben.

A pharmacológiailag indukált ACD shift mértéke és a szubjektív módszerrel mért accomodációs amplitudó közti korreláció nem volt statisztikailag szignifikáns mértékű (Spearman's $\rho=0,16$, $p=0,37$).

	a „minus-lenses-to-blur” módszerrel mért alkalmazkodási amplitudó (D)	Az elülső csarnok mélység változásának mérése partialis coherencia interferometriával (mm)	A csarnokmélység változásának mérése ultrahanggal (cycloplegia után-előtt) (mm)
egytestű műlencse	-0,95 (SD: 0,67)	-0,043 (SD: 0,193)	-0,16 (SD: 0,3)
háromtestű műlencse	-0,81 (SD: 0,53)	0,014 (SD: 0,079)	-0,20 (SD: 0,28)
összesített	-0,83 (SD: 0,63)	-0,026 (SD: 0,134)	-0,18 (SD: 0,28)

17. táblázat: Az alkalmazkodás amplitudója pseudophakiás szemeken, három különböző módszerrel mérve. A pozitív értékek a műlencse axiális tengelyen észlelt anterior mozgását, a negatív értékek pedig a hátrafelé való elmozdulását jelzik.

5.11.3 Megbeszélés

Monofocalis műlencse beültetése után a páciensek egy része képes jó távoli és közeli visust is elérni szemüveges korrekció nélkül illetve jó közeli visust produkál távoli korrekció mellett. Ezt a jelenséget a pseudophakiás szem pseudoaccomodatiója és a műlencse minimális mértékű, musculus ciliaris aktivitáshoz kötött, axiális elmozdulása magyarázhatja, melyeket korábban „apparens accomodatio”-nak neveztek el.²⁶⁰ Korábbi vizsgálatok megerősítették, hogy ezen accomodatio amplitudója jól korrelál a mélységélességgel,^{261,262} a pupilla átmérőjével^{62,261,263,264} és a corneális astigmatismus mértékével.²⁶⁵⁻²⁶⁸ Az accomodatiós inger hatására bekövetkező műlencse-elmozdulásnak széles irodalma van.^{65-67,69,269}

A pseudophakiás szemeken az accomodatiót szubjektív és objektív módszerekkel mérhetjük.²⁷⁰⁻²⁷³ A szubjektív módszerek eredménye nagymértékben függ a páciens kooperációjától, és a műlencse elmozdulása és a pseudophakiás pseudoaccomodatio együttes amplitudóját méri. A musculus ciliaris farmakológiai befolyásolása után használt

objektív mérési módszerek pedig valószínűleg túlbecsülik a valódi accomodációs szélességet és műlencse-elmozdulást. Langenbucher és munkatársai csoportosították e módszereket ²⁷⁴ statikus, dinamikus illetve objektív és szubjektív módszerekre. Vizsgálatunkban egy dinamikus, szubjektív módszert, a „minus-lenses-to-blur” módszert és két statikus, objektív, indirekt módszert alkalmaztunk, melyek során a csarnokmélység változást standard A-scan ultrahanggal illetve PCI technikával mértük accomodatio nélkül, majd accomodativ állapotban.

A cycloplegiával indukált, valószínűleg túlbecsült csarnokmélységváltozás adataink hasonlóak az irodalmi forrásokban találhatóéhoz mindkét műlencse esetén. ^{65-67,69,269} Ez az elmozdulás Nawa és munkatársai számítása szerint körülbelül 0,3-0,35 D-ás pseudophakiás accomodatiót magyaráz átlagos tengelyhosszérték mellett. ²⁷⁵ Ez az érték nagyjából az egyharmada annak a teljes accomodációs értéknek, melyet a pseudophakiás szemeken tapasztaltunk a szubjektív „minus-lenses-to-blur” módszerrel, tehát biztosan szerepe van a pseudophakiás pseudoaccomodationnak is a tapasztalt eredményekben.

A pseudophakiás accomodatiót mérő módszerek mindegyikével van igazolt probléma, hibaforrás, ²⁷⁶ vagyis a pseudophakiás szemeken mért accomodációs amplitudó megítélése ellentmondásos. A miosist okozó szemcseppek segítségével megítélendő accomodációs amplitudó során a mérés válhat nehezzé PCI eszközzel. A cycloplegiát és mydriast okozó egyes hatóanyagok (phenylephrin) magasabb rendű aberrációkat generálhatnak. ²⁷⁷ A musculus ciliaris ingerlése illetve bénítása után mért accomodációs szélesség ráadásul csak egy potenciális amplitudót, illetve potenciális, maximális műlencseelmozdulást mutat, nem a valódi, fiziológiás körülmények közt elért pseudophakiás accomodatiót. Dhital és munkatársai ²⁷⁸ azonos mértékű, klinikailag jelentéktelen mértékű műlencse-optika elmozdulást mértek accomodációs inger hatására ACMasterrel accomodáló és monofokális műlencse esetén is. Ráadásul nem találtak kapcsolatot a műlencse elmozdulásának mértéke és a közeli látásélesség között. Következtetésük szerint az accomodáló műlencsével csak a nagyobb mélységélesség miatt érnek el jobb közeli visust a páciensek, nem a műlencse jelentős elmozdulása miatt.

Ezek az ellentmondások illetve nehézségek a mi tanulmányunkban is kiütköztek. A különböző mérési módszerek eredményei közt jelentős különbségeket tapasztaltunk. Szignifikáns, fiziológiás műlencse-elmozdulást nem igazoltunk PCI technikával egyik típusú műlencse beültetése után sem, a musculus ciliaris bénítással viszont átlagosan 0,3-0,35 D „kikényszerített” pseudophakiás accomodációs amplitudót mértünk. A szubjektív módszerrel pedig a teljes, átlagos accomodációs amplitudó pedig -0,83 D volt. Ez az érték a

pseudoaccomodatio és a pseudophakiás accomodatiós amplitudó összesített értéke. Valószínűsíthető a fentieken kívül, hogy egyéb faktorok (motiváció, vizuális percepció tényezők) is szerepet játszanak a teljes accomodatiós amplitudó kialakításában. Az általunk beültetett, két, különböző kialakítású műlencse accomodatiós inger hatására a várttal ellentétben hasonlóan viselkedett, legalábbis kimutatható különbséget nem igazoltunk az alkalmazkodást tekintve egyik módszerrel sem.

Összefoglalásként, kimutattuk, hogy a pseudophakiás szemeken tapasztalt accomodatiót mérő különböző módszerek nem adnak egymással ekvivalens vagy összehasonlítható eredményt. Monofocalis műlencse beültetését követően sok esetben klinikailag is jelentős alkalmazkodást észlelünk, melynek további vizsgálata, elemzése szükségszerű.

5.12 Az accomodatio vizsgálata phakiás és pseudophakiás szemén, szubjektív és objektív módszerrel

5.12.1 Módszer

Phakiás illetve pseudophakiás szemeket válogattunk be e vizsgálatsorozatba, kisebb, mint 3,0 D szférikus illetve kisebb, mint 2,0 D cylindrikus refraktív hibával. A szubjektív refrakció vizsgálata után IOLMasterrel mértük a szemek tengelyhosszát, keratometriás értékeit és a csarnokmélységet. A pseudophakiás csoport esetén az aszférikus, monofocalis intraocularis műlencse beültetése utáni méréseket stabilizálódott refrakciós állapotban, a műtétek után minimum fél évvel, minden alkalommal ugyanaz a tapasztalt szemészorvos végezte. A fenti mérések után az alábbi 3 módszerrel vizsgáltuk az accomodatiót illetve a közben bekövetkező változásokat.

1. módszer: szubjektív „minus-lenses-to-blur” módszer

A páciens arra kértük, hogy a megvilágított olvasóablán a teljes visusnak megfelelő számot nézze a vizsgált szemmel. A távoli korrekciós érték elé negatív dioptriás lencsét helyeztünk 0,25 D-ás lépésekben, egészen addig növelve a negatív dioptria értékét, amíg a páciens már nem tudta tovább fókuszban tartani a fixált számot. Ezt a maximális, negatív dioptriaértéket jegyeztük fel minden szem esetén, mint az alkalmazkodás amplitudójának szubjektív értékét.

2. módszer: Az accomodatio és a pupillaátmérő mérése objektív accomodometerrel

Méréseinket Grand Seiko WAM-5500 binocularis accomodometerrel végeztük. A vizsgálat során a beteg binocularisan, mindkét szemével látta a célpontot, de a két szem vizsgálata nem egyszerre zajlott, viszont a beteg nem is tudta megmondani, éppen melyik szem mérését végeztük. A mérések centrális pupilláris beállítás mellett automatikusan történtek. Minden esetben három ismételt mérést végeztünk a következő beállításokkal: 0,01 D-ás mérési küszöb és 0,0 mm vertex távolság a refrakció méréséhez. Minden mérésnél a refraktív eredményt (szférikus és cylindrikus, tengelyértékkel) és a pupillaméretet rögzítettük a további

számításokhoz. A vizsgáló szobában a környezeti megvilágítás szemmagasságban, luxméterrel mérve 5 és 15 lux között volt.

3. módszer: Az elülső szegmentum paraméterek és azok változásainak vizsgálata

Pentacam HR-el minden szemről 3 felvételt készítettünk távoli, 0,0 D-ás beállítás mellett, 25 kép/másodperc módban. Ezután a Pentacam HR vörös villogó kör alakú célpontját megváltoztattuk a Pentacam HR beépített dioptriaskálájával, korábbi irodalmi adatok leírása alapján.²⁷⁹ Ez a beállított dioptriaérték szükséges a célpont élesen látásához, amihez az accomodatio a feltétel. A pácienszt kértük, hogy folyamatosan fókuszáljon a célpontra, a Scheimpflug kamera forgása alatt is, a képek így készültek el 2,0 D, 3,0 D és 5,0 D inger mellett is, 3-3 alkalommal. A következő adatokat rögzítettük a további számításokhoz: elülső csarnok mélység, teljes corneális RMS, a corneális magasabb rendű aberrációk RMS értéke, corneális szférikus aberráció.

5.12.2 Eredmények

44 phakiás és 27 pseudophakiás beteget vontunk be a vizsgálatainkba. Az életkor átlaga 36,34 év volt a phakiás csoportban (SD: 16,6 év; 95% CI: 32,8-39,8 év; range: 19-75 év) és 69,3 év (SD: 9,98 év; 95% CI: 66,54-72,05 év; range: 20-84 év) volt a pseudophakiás csoportban ($p < 0,01$). A tengelyhossz átlaga 23,41 mm (SD: 1,02 mm; 95% CI: 23,19-23,63 mm; range: 21,34-26,37 mm) volt a phakiás és 23,16 mm (SD: 1,14 mm; 95% CI: 22,84-23,47 mm; range: 21,16-26,3 mm) a pseudophakiás csoportban, IOLMasterrel mérve ($p = 0,63$). Az elülső csarnok mélysége a phakiás csoportban átlagosan 3,43 mm volt (SD: 0,41 mm; 95% CI: 3,34-3,52 mm; range: 2,17-4,33 mm) IOLMasterrel mérve. Az astigmatismus a phakiás csoportban 73 esetben direkt irányú volt (82,9%), 4 esetben indirekt (4,6%), 11 esetben ferde (12,5%), a pseudophakiás csoportban 27 esetben direkt (50%), 17 esetben indirekt (31,5%), 10 esetben pedig ferde (18,5%) volt. A szubjektív alkalmazkodás mértéke és az astigmatismus típusa között nem találtunk szignifikáns összefüggést (ANOVA $p = 0,28$).

1. módszer: Az accomodatio szubjektív mérése

A szubjektív alkalmazkodás mértéke phakiás szemben átlagosan 4,49 D volt (SD: 3,48 D; 95% CI: 3,74-5,24 D; range: 0,0-12,0 D). Az életkorral, a corneális szférikus aberrációval, a nyugalmi pupillaátmérővel és csarnokmélységgel, valamint a pupillaátmérő és a csarnokmélység alkalmazkodás alatti megváltozásával is szignifikáns korrelációt mutatott ($r=-0,8$, $p<0,001$; $r=-0,25$, $p=0,02$; $r=0,46$, $p<0,001$; $r=0,41$, $p<0,001$; $r=-0,25$, $p=0,01$; $r=-0,39$, $p<0,001$; sorban).

A szubjektív alkalmazkodás pseudophakiás szemek esetén átlagosan 0,50 D volt (SD: 0,28 D; 95% CI: 0,42-0,58 D; range: 0,0-1,0 D) és a phakiás csoportban említett egyetlen paraméterrel sem találtunk szignifikáns korrelációt.

2. módszer: Objektív accomodatio- és pupillaátmérő mérés

Phakiás szemben 2,0 D inger hatására 0,46 D-ás (SD: 1,02 D), 3,0 D inger hatására 1,06 D-ás (SD: 1,33 D), 5,0 D inger hatására pedig 2,2 D-ás (SD: 1,9 D) átlagos objektív alkalmazkodást mértünk (ANOVA $p<0,001$). Összefüggés volt kimutatható ezen értékek és az életkor, az astigmatismus mértéke, a nyugalmi csarnokmélység, a teljes corneális RMS érték, a csarnokmélység- és pupillaméret-változás és a corneális szférikus aberráció és az accomodatio alatt megfigyelt szférikus aberráció változása között ($r>0,7$, $p<0,001$; $r>0,4$, $p<0,001$; $r<-0,5$, $p<0,001$; $r>0,25$, $p<0,01$; $r>0,3$, $p<0,01$; $r>0,25$, $p<0,01$; $r>0,35$, $p<0,001$; $r<-0,3$, $p<0,01$; sorban).

A pseudophakiás szemeken 2,0 D-ás inger hatására átlag 0,23 D (SD: 0,4 D), 3,0 D-ás inger hatására átlag 0,13 D (SD: 0,5 D), 5,0 D-ás inger hatására pedig átlag 0,12 D (SD: 0,5 D) objektíven mérhető átlagos alkalmazkodást mértünk (ANOVA $p=0,55$). Az objektív alkalmazkodás mértéke a pseudophakiás szemek 30%-ában lépte túl a 0,5 D-t az alkalmazott ingerek hatására; ezen szemeken a szubjektív alkalmazkodás értéke is magasabb volt (átlagosan 0,69 D; SD: 0,53 D). Az objektív alkalmazkodás mértékét tekintve nem találtunk a fenti paraméterekkel egy esetben sem szignifikáns korrelációt, azonban a szférikus aberráció mértékével igen ($r>0,3$; $p<0,001$).

A nyugalmi helyzetű pupilla átmérője phakiás szemeken átlagosan 5,54 mm (SD: 1,03 mm; 95% CI: 5,31-5,78 mm; range: 2,9-7,6 mm), pseudophakiás szemeken pedig 3,94 mm (SD: 0,86 mm; 95% CI: 3,69-4,19 mm; range: 2,5-5,8

mm) volt ($p < 0,001$). A pupillaátmérő változása a teljes, 5,0 D-ás accomodativ inger alatt phakiás szemeken átlagosan -0,69 mm volt (SD: 0,74 mm; 95% CI: -0,85- -0,52 mm; range: -3,2-0,8 mm), pseudophakiás szemeken pedig átlagosan -0,9 mm (SD: 1,46 mm; 95% CI: -1,33 - -0,47 mm; range: -5,6 mm 0,93 mm) ($p = 0,26$).

A szubjektív módszer eredménye phakiás és pseudophakiás szemén is jelentősen túlbecsüli az objektíven mért accomodációs amplitudót ($p < 0,001$). A két módszer eredménye jól korrelált phakiás ($r = 0,76$; $p < 0,001$) szemeken és nem mutat statisztikailag szignifikáns korrelációt pseudophakiás szemeken ($r = 0,05$; $p = 0,73$). A két módszer összehasonlítása során pedig igen jó relatív egyezést észleltünk (7. ábra).

Az accomodativ lag mértéke a phakiás csoportban átlagosan 2,68 D (SD: 2,28 D; 95% CI: 2,19-3,17 D; range: 0,0-9,2 D) volt, a pseudophakiás csoportban pedig átlagosan 4,93 D (SD: 0,68 D; 95% CI: 4,74-5,12 D; range: 3,2-7,02 D) ($p < 0,001$). Értéke jól korrelált az életkorral ($r = 0,85$; $p < 0,001$) a phakiás csoportban és a szignifikancia szint határán volt a pseudophakiás csoportban ($r = 0,26$; $p = 0,05$).

3. módszer: Az elülső szegmentum paraméterek és azok változásainak vizsgálata

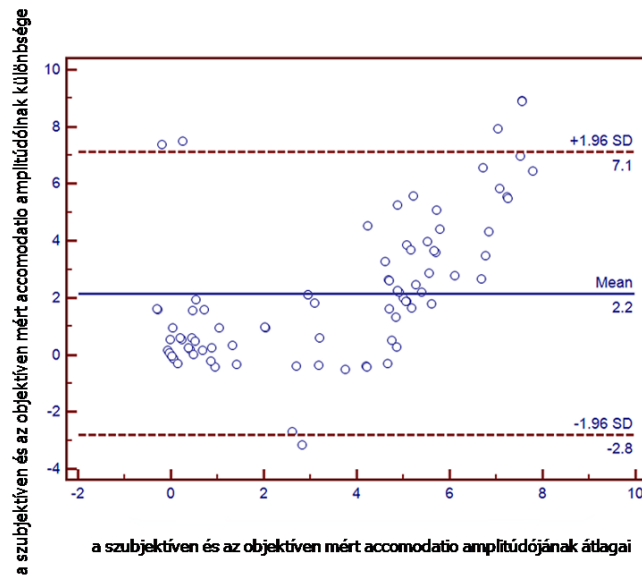
A csarnokmélység változása a teljes accomodativ folyamat alatt Pentacam HR-el vizsgálva a phakiás csoportban átlagosan -0,02 (SD: 0,05 mm; 95% CI: -0,03- -0,01 mm; range: 0,05- -0,25 mm), pseudophakiás szemeken pedig átlag -0,04 mm (SD: 0,19 mm; 95% CI: 0,19- -0,5 mm; range: -0,5-0,43 mm) ($p = 0,28$) volt. Pseudophakiás szemeken 15 esetben (28%) mértünk 0,3 mm feletti tényleges műlencse elmozdulást.

A corneális teljes RMS phakiás szemeken, távolra tekintéskor átlagosan 1,82 μm (SD: 1,05 μm ; 95% CI: 1,6-2,05; range: 0,78-6,8 μm), közeli, 5,0 D inger mellett átlagosan 1,74 μm (SD: 0,64 μm ; 95% CI: 1,60-1,88; range: 0,72-5,46 μm) volt ($p = 0,45$). Pseudophakiás szemén lényegesen nagyobb RMS értékeket mértünk a phakiás szemekéhez képest ($p < 0,001$). Távolra tekintéskor a teljes corneális RMS átlaga 3,15 μm (SD: 2,18 μm ; 95% CI: 2,55-3,75 μm ; range: 1,01-11,88 μm), közeli, 5,0 D-ás inger mellett átlagosan 2,97 μm (SD: 1,82 μm ; 95% CI: 2,44-3,49 μm , range: 0,91-7,5 μm) volt ($p = 0,51$).

Amennyiben kiemeljük a corneális magasabb rendű aberrációk RMS értékeit, szintén látható, hogy a pseudophakiás szemek értékei jóval nagyobbak, mint a

phakiás szemeké ($p < 0,001$). A corneális teljes magasabb rendű aberrációk RMS értéke phakiás szemeken távolra tekintéskor átlag $0,38 \mu\text{m}$ (SD: $0,19 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,34-0,42 \mu\text{m}$; range: $0,17-1,85 \mu\text{m}$), közeli, 5,0 D-ás inger mellett pedig átlagosan $0,39 \mu\text{m}$ (SD: $0,27 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,33-0,46 \mu\text{m}$; range: $0,16-2,10 \mu\text{m}$) volt ($p=0,45$). Távolra tekintéskor a teljes corneális magasabb rendű aberrációk átlagos RMS értéke pseudophakiás szemeken $0,94 \mu\text{m}$ (SD: $0,83 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,71-1,17 \mu\text{m}$; range: $0,24-4,50 \mu\text{m}$), közeli, 5,0 D-ás inger mellett pedig átlag $0,87 \mu\text{m}$ (SD: $0,68 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,68-1,06 \mu\text{m}$; range: $0,24-3,24 \mu\text{m}$) volt ($p=0,65$).

A szférikus aberráció értéke távolra tekintéskor phakiás szemeken átlag $0,78 \mu\text{m}$ volt (SD: $0,35 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,71-0,86$; range: $0,16-2,61 \mu\text{m}$), közeli, 5,0 D-ás inger mellett pedig átlag $0,75 \mu\text{m}$ (SD: $0,31 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,68-0,81 \mu\text{m}$; range: $0,01-1,73 \mu\text{m}$) volt ($p=0,57$); pseudophakiás szemeken pedig átlag $0,83 \mu\text{m}$ (SD: $0,33 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,74-0,92 \mu\text{m}$; range: $0,23-1,74 \mu\text{m}$), közeli, 5,0 D-ás inger mellett pedig átlagosan $0,86 \mu\text{m}$ (SD: $0,38 \mu\text{m}$; 95% CI: $0,75-0,97 \mu\text{m}$; range: $0,05-2,1 \mu\text{m}$) volt ($p=0,62$). A phakiás és pseudophakiás szem szférikus aberráció értékei között nem volt különbség ($p=0,86$).



7. ábra: A phakiás szemeken szubjektíven (minus-lenses-to-blur módszer) és objektíven (Grand-Seiko WAM-5500) mérhető accomodációs válaszok amplitúdójának átlagait és különbségeit ábrázoló Bland-Altman grafikon.

5.12.3 Megbeszélés

A human accomodatio során a teljes szem fénytörési értéke változik meg, mely folyamatban döntő a szemlencse dioptriaerejének megváltozása.²⁸⁰ A fiziológiás accomodatio feltétele a musculus ciliaris aktív működése,²⁸¹ anatómiai háttere a klasszikus elmélet szerint elsősorban a lencse alakváltozásaiban található meg, emellett azonban a lencse elmozdulása is szerepet játszhat.^{51-53,282,283} Az életkor előrehaladtával a lencse alakja, mérete és helyzete is változik.^{284,285} A szem maximális accomodatiós amplitudó életkorral történő folyamatos csökkenése, majd megszűnése a presbyopia,²⁸⁶ aminek megoldása illetve az accomodatio helyreállítása a jelenkori szemészet egyik legnagyobb kihívása. A különböző műtéti megoldások hatásának elemzéséhez az accomodatio mérése és megértése elengedhetetlen. A szubjektív mérés során a valódi alkalmazkodás mellett számos egyéb tényező is jelentős szerepet játszik az eredményben (a pupilla átmérője, a corneális aberrációk hatása és a következményesen megnövekedett mélységélesség), az objektív mérés viszont műszerezettséghez kötött.

Tanulmányunkban az accomodatio során végbemenő refraktív és pupillaméretbeli változásokat mértük egy open-field autorefractometerrel phakiás és pseudophakiás szemeken és az eredményeket szubjektív teszt eredményeivel hasonlítottuk össze, valamint Scheimpflug analízissel követtük az accomodatio közben észlelhető változásokat a szem elülső szegmentumában. Más szerzők is megerősítették, Scheimpflug kamerát használva, hogy az elülső csarnok mélység változása accomodatio során csak minimális.²⁸⁷

Adatok vannak arra vonatkozólag, hogy az alkalmazkodás során változik az astigmatismus^{288,289} és felléphetnek bizonyos változások a hullámfront aberrációkban is (szférikus aberráció, coma).²⁹⁰⁻²⁹⁴ Szubjektív módszerrel mérve a pseudophakiás szem accomodatióját, a cornea coma-szerű aberrációk mértékével összefüggést találtak.⁶⁴ Objektív méréseink során nem figyeltünk meg változásokat a corneális aberrációkban az alkalmazkodás alatt, viszont azt tapasztaltuk, hogy a pseudophakiás szem teljes corneális RMS-e és teljes magas rendű aberrációk RMS-e lényegesen nagyobb, mint a phakiás szemeké. Ez az eltérés jórészt az életkori különbségből adódik és segíthet a mélységélesség növelésében. A miosis az accomodativ folyamat részeként jelentősen befolyásolja a magas rendű aberrációk hatását így a mélységélességet is. Emellett a teljes szem illetve a corneális magas rendű aberrációi, főleg a szférikus aberráció az életkorral is ismerten növekednek,²⁹⁵ a szem mélységélessége ezért is nő.²⁹⁰ Saját beteganyagunkon is jól látható a magas rendű aberrációk RMS értékének és a szférikus aberrációnak az életkorral együtt történő növekedése. Korábban is vizsgálták a corneális pseudoaccomodatio esetleges szerepét.^{279,296}

A szem cyclotorsiójának figyelembe vétele mellett corneatopographiás vizsgálatok sem erősítik meg a topographia bármilyen megváltozását az accomodatio során,^{279,297} és a mi méréseink sem igazolnak ilyen jellegű corneális eltéréseket.

A leggyakrabban alkalmazott szubjektív módszer az accomodatio mérésére a push-up teszt és a minus-lens-to-blur teszt.^{56,57} Az első esetén a távoli korrekció viselése mellett a célpont közelítésénél szól a vizsgált páciens, amikor a látott szöveg már nem tartható élesen fókuszban, a második esetén a távoli célpont fixálásánál keressük meg azt a negatív lencse értéket, ahol a kép homályossá válik. Ezen módszerek egyszerre stimulálják és mérik az accomodatiót. A szubjektív tesztek túlbecsülik az objektív teszt által mért értékeket,^{58,59,298-301} és inkább az olvasási képesség becslésére szolgálnak, ami viszont a páciens számára a fontos és érdekes. A szubjektív tesztek során az aktív, valódi accomodatio által kiváltott refraktív változáshoz hozzáadódik a szűkebb pupilla mélységélességet növelő hatása és a szem teljes aberrációinak hatása is, valamint a homályosság érzése iránti tolerancia is. Ezekkel magyarázható pseudophakiás betegeinken az átlagosan 0,5 D-ás szubjektív alkalmazkodási amplitudó monofocalis intraocularis lencse implantáció után. Méréseinkben igazoltuk a senilis miosis jelenlétét: a pseudophakiás szemeken lényegesen szűkebb pupillát mérünk, ami az accomodatio folyamatában kissé segíthet, valamint igazoltuk a corneális aberrációk fokozott jelenlétét is idősebb korban. Ismert, hogy a kiskokú, indirekt myopiás astigmatismus segítheti, javíthatja a pseudophakiás szemek korrekció nélküli közeli visusát,⁶¹ bár mi a kisebb esetszámú beteganyagunkon nem találtunk összefüggést a szubjektív alkalmazkodási amplitudó és az astigmatismus meridiánjának típusa között.

Az objektív tesztek a szem dioptriaerejének valódi változását mérik. Az accomodatiót objektíven mérhetjük Hartinger coincidencia refractometerrel,²⁷⁴ hullámfront aberrometriával,²⁹⁵ dinamikus retinoscopiával vagy open-field autorefractometerekkel.³⁰²⁻³⁰⁴ Az infravörös fényt alkalmazó open-field refractometerek valós környezetben észlelt valós, binocularis, fiziológiás alkalmazkodást és pupillaméret-változást képesek mérni. Az accomodatio mérésénél felmerül, hogy abban az esetben, ha az egyik szemet letakarjuk, nem kapunk-e hibás eredményeket. Egyes szerzők arról számolnak be, hogy ilyen esetben sem kapunk jelentős mérési hibát phakiás pácienseken.³⁰⁰ Méréseink során az open-field refractometerrel binocularis accomodatio során vizsgáltuk az egyik szemet, a másik letakarása nélkül. A különböző objektív módszerek eredményei korábbi adatok szerint nem különböznek egymástól⁵⁹ és a Grand-Seiko autorefractometerek^{58,59,305,306} és egyes aberrometerek⁵⁹ jól használható és megbízható eszközök az accomodatio objektív mérésére. Ezen eszközökkel dinamikus accomodatio mérés is lehetséges, ami további hasznos

információkat adhat a folyamat jellemzőiről³⁰⁷ és szerepük lehet a közeli munka indukálta diszkomfort panaszok vizsgálatában is.³⁰⁸

Az accomodativ ingerre adott válasz mindig kisebb, mint maga az inger. Az accomodatiós lag az a dioptriaérték, amivel a például olvasás során elért accomodatio kevesebb a tényleges ingernél. 8-12 éves életkor között, kistökű myopia esetén az accomodativ lag 69%-ban 1,0 D vagy ennél is nagyobb automata refrakciós mérések alapján,³⁰⁹ 33 cm-re lévő cél olvasása mellett. Mértéke normálisan nem presbyopiás egyénnél 0,50-0,75 D is lehet,³¹⁰ 40 cm olvasási távolság esetén. Presbyopián kívül megnövekszik nem-korrigált hypermetropia vagy accomodativ insufficiencia esetén,³¹¹ az accomodativ lag hiánya pedig latens hypermetropiára utalhat. Az accomodativ ingerre adott választ a refraktív hiba típusa,^{303,312,313} a refraktív hiba stabilitása^{304,305} az olvasási módszer és a célpont egyes tulajdonságai^{305-308,312} is befolyásolják. Méréseink is igazolták, hogy az accomodativ lag életkorfüggő phakiás szemén, de pseudophakiás szemén is észleltünk, igaz, gyenge összefüggést az életkorral.

Az accomodatio szubjektív és objektív mérhető pseudophakiás szemén is.³¹⁴⁻³¹⁵ Pseudophakiás szemén az indirekt mérések során tapasztalt elülső csarnok mélység változásból a mülencse elmozdulására következtettünk ultrahangos A-scan mérésekkel³¹⁶ és partialis coherencia interferometriával^{68,274} pilocarpinnal illetve phenylephrinnel elért musculus ciliaris ingerlés illetve bénítás előtt és után. Ezen elmozdulás mértéke nagyban függ a mérési technikától és inkább az elérhető maximális accomodatiós potenciált mérik. A standard monofocalis mülencse beültetése után nem várunk, de nem is mérnek jelentős objektív alkalmazkodást.³⁰⁰ Különböző mülencsék beültetése esetén is egy ismert Grand-Seiko autorefractometer valid és ismételhető refrakciós eredményeket adott.³¹⁷ Méréseink szerint is az autorefractometer és a szubjektív módszer által kapott eredmények különbségei meglehetősen állandóak.

Win-Hall és munkatársai pushdown teszttel elért eredményei szerint a defocus görbe 2,0 D-ás vonalánál a pseudophakiás szemek legalább 20/40-es távoli visusértéket érnek el.³⁰⁰ Monofocalis mülencsével az accomodatio szubjektív amplitudója 0,42-1,08 D közötti,^{274,314} de mértek már 1,33 D illetve 2,36 D alkalmazkodási értéket is.^{274,318,319} Ezen nagymértékű, szubjektív amplitudók háttérben is a megnövekedett mélységélesség illetve a szem magas értékű aberrációi állhatnak.^{274,318} Amennyiben objektív mérést végzünk autorefractometerrel, az accomodatio amplitudója 0,1 D környékén van pseudophakiás szemeken irodalmi adatok szerint,³⁰⁰ és méréseink is ehhez hasonló, átlagos, valódi alkalmazkodást mutatnak; bár ismertek az irodalomban leírt igen nagymértékű (1,5-2,4 D) objektív alkalmazkodási értékek

is monofocalis műlencse mellett.³²⁰ Az alkalmazkodás közben mért csarnokmélység változás minimális méréseink szerint, bár a betegek 28%-ában legalább 0,3 mm-es csarnokmélység változást mértünk. A Pentacam HR vizsgálat során valószínűleg nagyobb szerepe van a motivációnak, vagyis hogy a vizsgált egyén mennyire „akarja” fókuszba hozni illetve ott tartani a célpontot a mérés időtartama alatt.

Egyes valódi, alkalmazkodó műlencsék beültetése után is végeztek szubjektív és objektív méréseket, ahol szintén jóval nagyobbak mutatkoztak a szubjektív teszt eredménye,³¹⁴ ráadásul a közeli látásélesség és szubjektív valamint az objektív accomodációs amplitudók is csökkentek két évvel az intraocularis lencse beültetése után. Saját vizsgálatunkat monofocalis intraocularis lencse beültetése után végeztük, és csak minimális, klinikailag sem jelentős objektív alkalmazkodás mellett mintegy 0,5 D-ás, átlagos szubjektív alkalmazkodást igazoltunk. Nem találtunk jelentős korrelációt a pseudophakiás szemén mért szubjektív és objektív alkalmazkodás és a vizsgált paraméterek között, csak a szférikus ekvivalens és az objektív alkalmazkodás mértéke közt. A pseudophakiás szemén, a senilis miosisnak köszönhetően jóval szűkebb a pupilla saját méréseink szerint is. Az összes vizsgált paraméter közül valószínűleg ennek és az életkornál fogva is magasabb mértékű corneális aberrációknak van jelentősége a pseudophakiás szem mélységélességének megnövelésében.

Összefoglalva, méréseink igazolják, hogy phakiás szemeken a szubjektív alkalmazkodás lényegesen nagyobb, mint az objektív mérhető. A pseudophakiás szemén mérhető mintegy 0,5 D-ás szubjektív alkalmazkodás a miosis miatt megnövekedett mélységélesség illetve az életkornak megfelelően lényegesen nagyobb corneális aberrációk együttes hatásának köszönhető. Pseudophakiás szemén objektív mérhető, minimális, és klinikailag sem jelentős alkalmazkodást Grand-Seiko WAM-5500 autorefractometerrel tudtunk kimutatni, melynek eredményei viszont nagyon jól korreláltak a szubjektív teszt eredményeivel.

6. Az új eredmények összefoglalása

1. Optikai képalkotó módszerek eredményeinek összehasonlításával igazoltuk, hogy a cornea horizontális átmérője jelentősen nagyobb, mint a csarnokzugok közötti távolság. A csarnokzugok egymástól mért legnagyobb távolsága pedig horizontálisan nagyobb, mint vertikálisan, két különböző optikai elvet használó készülékkel mérve.
2. Igazoltuk, hogy a cornea vastagsága partialis coherentia interferometriával mérve jelentősen kisebb, mint ultrahangos eszközzel, viszont az optikai coherentia tomograph és a Scheimpflug képalkotás azzal azonos szaruhártya-vastagság eredményeket ad.
3. Egy képvezérelt keratometriai eszköz esetén először bizonyítottuk, hogy a rendszer mérési ismételhetsége nagyon magas és egy standard biometriai műszer eredményeivel többségében azonos keratometriai eredményeket ad.
4. Igazoltuk, hogy optikai módszerrel mérve a corneális astigmatismus mértéke átlagosan 0,9 D és az esetek több, mint 30%-ában nagyobb, mint 1,0 D. Az astigmatismus tengelye az életkorral előrehaladva indirekt irányú változáson megy át.
5. Scheimpflug képalkotással bizonyítottuk, hogy a cornea hátsó felszínén mért astigmatismus mértéke átlagosan 0,3 D, mely legtöbbször független az elülső felszín astigmatismus mértékétől és irányától is. Igazolást nyert, hogy nincs jelentős életkori shiftje, mint a cornea elülső felszínén, és minden nyolcadik szemén mértéke nagyobb, mint 0,5 D. A cornea hátsó felszín astigmatismus így klinikai jelentőséggel is bír, főleg olyan műtéti beavatkozások esetén, ahol a cél az astigmatismus befolyásolása.
6. Bizonyítottuk, hogy a kettős corneális sebzés technikája egy hatékony, egyszerű, külön költség nélküli beavatkozás szürkehályogműtét során azon esetekben, ahol 1,0-1,5 D közötti corneális astigmatismust mérünk a tervezett műtét előtt. Ilyen esetekben viszonylag jól kiszámítható eredményt mutat az egymással szemközt elhelyezett két corneális seb tengelyétől lényegében függetlenül, ráadásul ez az eredmény számottevően nem változik a posztoperatív időben sem.
7. Scheimpflug kamera segítségével bizonyítottuk, hogy a cataracta műtét során indukált astigmatismusnak a hátsó corneális felszínen is kifejezett a hatása, ráadásul ennek mértéke és iránya sokszor nem függ össze a klinikumban hagyományosan mért elülső corneális felszín indukált astigmatizmusával. Igazoltuk, hogy a hátsó corneális felszínen indukált astigmatismus mértéke minden negyedik szem esetén nagyobb, mint 0,5 D.
8. Scheimpflug képalkotás segítségével bizonyítottuk, hogy a cornea magasabb rendű aberrációnak összessége az életkorral együtt növekedik, melyet döntően az elülső

corneális felszín ilyen irányú változása okoz. Igazoltuk a primer és secunder szférikus aberráció, valamint a hátsó corneális felszín coma és trefoil aberrációinak életkorral együtt bekövetkező szignifikáns változását is.

9. Először az irodalomban leírtuk egy új, in vivo corneális biomechanikai vizsgálóeljárással mért normál paramétereket, valamint, hogy ezen speciális biomechanikai jellemzők közül csak kettőnek a mérési ismételtetősége kiváló. Nem mutattunk ki jelentős életkori változást a cornea mérhető biomechanikai paramétereiben ezzel a műszerrel.
10. Igazoltuk, hogy corneális refraktív műtétek után rövidtávon megváltoznak a cornea egyes mérhető biomechanikai paraméterei, de egy hónap elteltével újra a preoperatív értékeket mértük. Arra következtettünk ezzel az új eszközzel vizsgálva a corneális biomechanikát, hogy a PRK műtét biomechanikai szempontból kevésbé invazív műtét, mint a LASIK.
11. Az elülső csarnok mélység mérésével kapcsolatban igazoltuk egy elülső szegmentum optikai coherentia tomograph jó használhatóságát és magas mérési megbízhatóságát. Igazoltuk, hogy a Scheimpflug képalkotás segítségével mért elülső csarnok mélység adatok pseudophakiás szemén jelentősen különböznek az ultrahangos mérésekéhez képest. A klinikai gyakorlatban figyelembe kell venni, hogy a különböző optikai eszközökkel ugyanazon szemeken nem azonos csarnokmélységeket mérünk.
12. Igazoltuk, hogy zárt immerziós kamra segítségével végzett ultrahangos műlencsetervezés esetén a refraktív kimenetel lényegesen nem különbözik az optikai módszerrel kapott eredményekhez képest. A biometriai konstansok matematikai optimalizálása viszont jelentősen javít cataractaműtét esetén a refraktív eredményeken.
13. Igazoltuk, hogy a szürkehályogműtét során beültetett műlencse axiális helyzetének preoperatív becslési hibája széles tartományban mozog anélkül, hogy befolyásolná a tényleges, műtét után észlelt, szubjektív refrakciós eredményt.
14. Kimutattuk, hogy a pseudophakiás szemeken tapasztalt accomodatiót mérő különböző módszerek nem adnak egymással ekvivalens illetve összehasonlítható eredményt. Emellett monofocalis műlencse beültetését követően sok esetben klinikailag is jelentős alkalmazkodási mértéket észleltünk.
15. Igazoltuk, hogy phakiás szemeken a szubjektív alkalmazkodás lényegesen nagyobb, mint az objektív mérhető. Pseudophakiás szemeken objektíven is mérhető, minimális, és klinikailag sem jelentős alkalmazkodást egy objektív accomodometerrel tudtunk kimutatni. Az objektíven mért alkalmazkodás mértéke emellett nagyon jól korrelált a szubjektív teszt eredményeivel.

7. Irodalomjegyzék

1. Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ. Anterior segment biometry: a study and review of resolution and repeatability data. *J Refract Surg* 2012;28:509-520
2. Gordon RA, Donzis PB. Refractive development of the human eye. *Arch Ophthalmol* 1985;103:785-789
3. Sorsby A, Sheridan M. The eye at birth: measurements of the principal diameters in forty-eight cadavers. *J Anat* 1960;194:192-195
4. Inagaki Y. The rapid change of corneal curvature in the neonatal period and infancy. *Arch Ophthalmol* 1986; 104:1026-1027
5. Leighton DA, Tomlinson A. Changes in axial length and other dimensions of the eyeball with increasing age. *Acta Ophthalmol* 1972;50:815-826
6. Priestley S. On the growth of the crystalline lens. *Trans ophthal Soc UK* 1883;3:79-99
7. Guirao A, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2000;17:1697-1702
8. Nangia V, Jonas JB, Sinha A, Matin A, Kulkarni M. Central corneal thickness and its association with ocular and general parameters in Indians: the Central India Eye and Medical Study. *Ophthalmology* 2010;117:705-710
9. Xu L, Cao WF, Wang YX, Chen CX, Jonas JB. Anterior chamber depth and chamber angle and their associations with ocular and general parameters: the Beijing Eye Study. *Am J Ophthalmol* 2008; 145:929-936
10. Ho JD, Liou SW, Tsai RJ, Tsai CY. Effects of aging on anterior and posterior corneal astigmatism. *Cornea* 2010;29:632-637
11. Lovisolo CF, Reinstein DZ. Phakic intraocular lenses. *Surv Ophthalmol* 2005;50:549-587
12. Khan MI, Muhtaseb M. Prevalence of corneal astigmatism in patients having routine cataract surgery at a teaching hospital in the United Kingdom. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:1751-1755
13. Hoffer KJ. Biometry of 7,500 cataractous eyes. *Am J Ophthalmol* 1980;90:360-368
14. Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM, Cerviño A. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:70-75
15. Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:1479-1485

16. De Bernardo M, Zeppa L, Cennamo M, Iaccarino S, Zeppa L, Rosa N. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery in Caucasian patients. *Eur J Ophthalmol* 2014;24:494-500
17. Hidalgo IR, Rozema JJ, Dhubhghaill SN, Zakaria N, Koppen C, Tassignon MJ. Repeatability and Inter-device Agreement for Three Different Methods of Keratometry: Placido, Scheimpflug, and Color LED Corneal Topography. *J Refract Surg* 2015;31:176-181
18. Navarro R, Rozema JJ, Tassignon MJ. Orientation changes of the main corneal axes as a function of age. *Optom Vis Sci* 2013;90:23-30
19. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:2080-2087
20. Ho JD, Tsai CY, Liou SW. Accuracy of corneal astigmatism estimation by neglecting the posterior corneal surface measurement. *Am J Ophthalmol* 2009;147:788-795
21. Tonn B, Klapproth OK, Kohnen T. Anterior surface-based keratometry compared with scheimpflug tomography-based total corneal astigmatism. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014;56:291-298
22. Chen D, Lam AKC. Intrasession and intersession repeatability of the Pentacam system on posterior corneal assessment in the normal human eye. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:448-454
23. Crawford AZ, Patel DV, McGhee CN. Comparison and Repeatability of Keratometric and Corneal Power Measurements Obtained by Orbscan II, Pentacam, and Galilei Corneal Tomography Systems. *Am J Ophthalmol* 2013;156:53-60
24. Chen D, Lam AK. Reliability and repeatability of the Pentacam on corneal curvatures. *Clin Exp Optom* 2009;92:110-118
25. Piñero DP, Saenz González C, Alió JL. Intraobserver and interobserver repeatability of curvature and aberrometric measurements of the posterior corneal surface in normal eyes using Scheimpflug photography. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:113-120
26. Sideroudi H, Labiris G, Giarmoulakis A, Bougatsou N, Mikropoulos D, Kozobolis V. Repeatability, reliability and reproducibility of posterior curvature and wavefront aberrations in keratoconic and cross-linked corneas. *Clin Exp Optom* 2013;96:547-556
27. Amano S, Amano Y, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T. Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations. *Am J Ophthalmol* 2004;137:988-992

28. Soergel F, Jean B, Seiler T, Bende T, Mücke S, Pechhold W, Pels L. Dynamic mechanical spectroscopy of the cornea for measurement of its viscoelastic properties in vitro. *Ger J Ophthalmol* 1995;4:151-156
29. Moreno-Montanes J, Maldonado MJ, Garcia N, Mendiluce L, Garcia-Gomez PJ, Segui-Gomez M. Reproducibility and clinical relevance of the ocular response analyzer in nonoperated eyes: corneal biomechanical and tonometric implications. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:968-974
30. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:992-997
31. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F. Influence of astigmatism on multifocal and monofocal intraocular lenses. *Am J Ophthalmol* 2000;130:477-482
32. Donders FC. On the Anomalies of Accommodation and Refraction of the Eye. Moore WD, trans. London, England: New Sydenham Society; 1864:235
33. Snellen H. Die richtung der hauptmeridian de astigmatischen auges. von Graefe's Arch fur Ophthalmol 1869;15:199
34. Alió J, Rodríguez-Prats JL, Galal A, Ramzy M. Outcomes of microincision cataract surgery versus coaxial phacoemulsification. *Ophthalmology* 2005;112:1997-2003
35. Jiang Y, Le Q, Yang J, Lu Y. Changes in corneal astigmatism and high order aberrations after clear corneal tunnel phacoemulsification guided by corneal topography. *J Refract Surg* 2006;22:S1083-1088
36. Kohnen T, Dick B, Jakobi KW. Comparison of the induced astigmatism after clear corneal tunnel incisions of different sizes. *J Cataract Refract Surg* 1995;21:417-424
37. Akura J, Kaneda S, Hatta S, Matsuura K. Controlling astigmatism in cataract surgery requiring relatively large self-sealing incisions. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1650-1659
38. Barequet IS, Yu E, Vitale S, Cassard S, Azar DT, Stark WJ. Astigmatism outcomes of horizontal temporal versus nasal clear corneal incision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:418-423
39. Ermis SS, Inan UU, Ozturk F. Surgically induced astigmatism after superotemporal and superonasal clear corneal incisions in phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:1316-1319
40. Lyhne N, Krogsager J, Corydon L, Kjeldgaard M. One year follow-up of astigmatism after 4.0 mm temporal clear corneal and superior scleral incisions. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:83-87

41. Muller-Jensen K, Fisher P, Siepe U. Limbal relaxing incisions to correct astigmatism in clear corneal cataract surgery. *J Refract Surg* 1999;15:586-589
42. Lever J, Dahan E. Opposite clear corneal incisions to correct pre-existing astigmatism in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:803-805
43. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:368-376
44. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion technique for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1989;15:425-428
45. Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* 2007;85:84-87
46. Preussner PR. Accuracy limits in IOL calculation: current status. *Klin Monbl Augenheilkd* 2007;224:893-899
47. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 1992;18:125-129
48. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. 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;37:63-71
49. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim YY, Kim HM. Comparison of Hoffer Q and Haigis formulae for intraocular lens power calculation according to the anterior chamber depth in short eyes. *Am J Ophthalmol* 2014;157:818-824.e2
50. Hoffmann PC, Lindemann CR. Intraocular lens calculation for aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:867-872
51. Helmholtz H. Mechanism of accommodation. In: Southall JPC, ed, *Helmholtz's Treatise on Physiological Optics*, translated from the third German edition. New York, NY, Dover, 1962;1:143-173
52. Tscherning M. *Physiologic Optics; Dioptrics of the Eye, Functions of the Retina, Ocular Movements and Binocular Vision*, 2nd ed., translated by C. Weiland. Philadelphia, PA, Keystone, 1904;192-228
53. Schachar RA, Cudmore DP, Torti R, Black TD, Huang T. A physical model demonstrating Schachar's hypothesis of accommodation. *Ann Ophthalmol Glaucoma* 1994;26:4-9
54. Mathews S. Scleral expansion surgery does not restore accommodation in human presbyopia. *Ophthalmology* 1999;106:873-877
55. Hamilton DR, Davidorf JM, Maloney RK. Anterior ciliary sclerotomy for treatment of presbyopia; a prospective controlled study. *Ophthalmology* 2002;109:1970-1976

56. Atchison DA, Capper EJ, McCabe KL. Critical subjective measurement of amplitude of accommodation. *Optom Vis Sci* 1994;71:699-706
57. Duane A. Normal values of the accommodation at all ages. *J Am Med Assoc* 1912;59:1010-1013; also *Trans Sect Ophthalmol AMA* 1912;383-391
58. Win-Hall DM, Ostrin LA, Kasthurirangan S, Glasser A. Objective accommodation measurement with the Grand Seiko and Hartinger coincidence refractometer. *Optom Vis Sci* 2007;84:879-887
59. Win-Hall DM, Glasser A. Objective accommodation measurements in prepresbyopic eyes using an autorefractor and an aberrometer. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:774-784
60. Fincham EF. The coincidence optometer. *Proc Phys Soc (London)* 1937;49:456-468
61. Trindade F, Oliveira A, Frasson M. Benefit of against-the-rule astigmatism to uncorrected near acuity. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 82-85
62. Nakazawa M, Ohtsuki K. Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation posterior chamber intraocular lenses: Optical analysis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1984;25:1458-1460
63. Fukuyama M, Oshika T, Amano S, Yoshitomi F. Relationship between apparent accommodation and corneal multifocality in pseudophakic eyes. *Ophthalmology* 1999;106:1178-1181
64. Oshika T, Mimura T, Tanaka S, Amano S, Fukuyama M, Yoshitomi F, Maeda N, Fujikado T, Hirohara Y, Mihashi T. Apparent accommodation and corneal wavefront aberration in pseudophakic eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:2882-2886
65. Hardman Lea SJ, Rubinstein MP, Haworth SM. Pseudophakic accommodation? A study of the stability of capsular bag supported, one piece, rigid tripod, or soft flexible implants. *Br J Ophthalmol* 1990;74:22-25
66. Gonzalez F, Capeans C, Santos L, Suarez J, Cadarso L. Anteroposterior shift in rigid and soft implants supported by the intraocular capsular bag. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1992;230:237-239
67. Lesiewska-Junk H, Kaluzny J. Intraocular lens movement and accommodation in eyes of young patients. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:562-565
68. Findl O, Kiss B, Petternel V, Menapace R, Georgopoulos M, Rainer G, Drexler W. Intraocular lens movement caused by ciliary muscle contraction. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:669-676

69. Findl O, Kriechbaum K, Menapace R, Koepl C, Sacu S, Wirtitsch M, Buehl W, Drexler W. Laserinterferometric assessment of pilocarpine-induced movement of an accommodating intraocular lens. *Ophthalmology* 2004;111:1515-1521
70. McGraw KO, Wong SP. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychol Meth* 1996;1:30-46
71. Thibos LN, Wheeler W, Horner D. Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. *Optom Vis Sci* 1997;74:367-375
72. Holladay JT, Cravy TV, Koch DD. Calculating the surgically induced refractive change following ocular surgery. *J Cataract Refract Surg* 1992;18:429-443
73. Módis L Jr, Szalai E, Kolozsvári B, Németh G, Vajas A, Berta A. Keratometry evaluations with the Pentacam high resolution in comparison with the automated keratometry and conventional corneal topography. *Cornea* 2012;31:36-41
74. Delrivo M, Ruiseñor Vázquez P, Galletti J, Garibotto M, Bonthoux F, Pfortner T, Galletti J. Agreement Between Placido Topography and Scheimpflug Tomography for Corneal Astigmatism Assessment. *J Refract Surg* 2014;30:49-53
75. Shammas HJ, Chan S. Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry-keratometry device. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:1474-1478
76. Baikoff G, Jodai HJ, Bourgeon G. Measurement of the internal diameter and depth of the anterior chamber: IOLMaster versus anterior chamber optical coherence tomographer. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1722-1728
77. Domínguez-Vicent A, Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, Albarrán-Diego C, Montés-Micó R. Interchangeability among five devices that measure anterior eye distances. *Clin Exp Optom* 2015;98:254-262
78. Bechmann M, Thiel MJ, Neubauer AS, Ullrich S, Ludwig K, Kenyon KR, Ulbig MW. Central corneal thickness measurement with a retinal optical coherence tomography device versus standard ultrasonic pachymetry. *Cornea* 2001;20:50-54
79. Rainer G, Petternel V, Findl O, Schmetterer L, Skorpik C, Luksch A, Drexler W. Comparison of ultrasound pachymetry and partial coherence interferometry in the measurement of central corneal thickness. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:2142-2145
80. Neri A, Malori M, Scaroni P, Leaci R, Delfini E, Macaluso C. Corneal thickness mapping by 3D swept-source anterior segment optical coherence tomography. *Acta Ophthalmol* 2012;90:e452-457

81. Asensio I, Rahhal SM, Alonso L, Palanca-Sanfrancisco JM, Sanchis-Gimeno JA. Corneal thickness values before and after oxybuprocaine 0.4% eye drops. *Cornea* 2003;22:527-532
82. Nissen J, Hjortdal JO, Ehlers N, Frost-Larsen K, Sorensen T. A clinical comparison of optical and ultrasonic pachymetry. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1991;69:659-663
83. Modis L Jr, Langenbucher A, Seitz B. Corneal thickness measurements with contact and noncontact specular microscopic and ultrasonic pachymetry. *Am J Ophthalmol* 2001;32:517-521
84. Fishman GR, Pons ME, Seedor JA, Liebmann JM, Ritch R. Assessment of central corneal thickness using optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:707-711
85. Smedowski A, Weglarz B, Tarnawska D, Kaarniranta K, Wylegala E. Comparison of Three Intraocular Pressure Measurement Methods Including Biomechanical Properties of the Cornea. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014;4:666-732
86. Viswanathan D, Kumar NL, Males JJ, Graham SL. Comparative analysis of corneal measurements obtained from a Scheimpflug camera and an integrated Placido-optical coherence tomography device in normal and keratoconic eyes. *Acta Ophthalmol*. 2014 Dec 14. doi: 10.1111/aos.12622. [Epub ahead of print]
87. Ramirez-Miranda A, de la Mota A, Jimenez-Corona A, Graue-Hernandez EO. Repeatability, reproducibility, and agreement between three different Scheimpflug systems in measuring corneal and anterior segment biometry. *J Refract Surg* 2014;30:616-621
88. Maresca N, Zeri F, Palumbo P, Calossi A. Agreement and reliability in measuring central corneal thickness with a rotating Scheimpflug-Placido system and ultrasound pachymetry. *Cont Lens Anterior Eye* 2014;37:442-446
89. Huang J, Lu W, Savini G, Hu L, Pan C, Wang J, Tan W, Chen J, Wang Q. Evaluation of corneal thickness using a Scheimpflug-Placido disk corneal analyzer and comparison with ultrasound pachymetry in eyes after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1074-1080
90. Shammas HJ, Hoffer KJ. Repeatability and reproducibility of biometry and keratometry measurements using a noncontact optical low-coherence reflectometer and keratometer. *Am J Ophthalmol* 2012;153:55-61.e2
91. Dulku S, Smith HB, Antcliff RJ. Keratometry obtained by corneal mapping versus the IOLMaster in the prediction of postoperative refraction in routine cataract surgery. *Clin Experiment Ophthalmol* 2013;41:12-18

92. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Koodkaew S. Comparison of ocular biometry and intraocular lens power using a new biometer and a standard biometer. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:709-715
93. Cruysberg LP, Doors M, Verbakel F, Berendschot TT, De Brabander J, Nuijts RM. Evaluation of the Lenstar LS 900 non-contact biometer. *Br J Ophthalmol* 2010;94:106-110
94. Zhao J, Chen Z, Zhou Z, Ding L, Zhou X. Evaluation of the repeatability of the Lenstar and comparison with two other non-contact biometric devices in myopes. *Clin Exp Optom* 2013;96:92-99
95. Hirnschall N, Hoffmann PC, Draschl P, Maedel S, Findl O. Evaluation of factors influencing the remaining astigmatism after toric intraocular lens implantation. *J Refract Surg* 2014;30:394-400
96. Narayanasamy S, Vincent SJ, Sampson GP, Wood JM. Simulated astigmatism impairs academic-related performance in children. *Ophthalmic Physiol Opt* 2015;35:8-18
97. Kanellopoulos AJ, Asimellis G. Distribution and Repeatability of Corneal Astigmatism Measurements (Magnitude and Axis) Evaluated With Color Light Emitting Diode Reflection Topography. *Cornea* 2015;34:937-944
98. Cui Y, Meng Q, Guo H, Zeng J, Zhang H, Zhang G, Huang Y, Lan J. Biometry and corneal astigmatism in cataract surgery candidates from Southern China. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:1661-1669
99. Goto T, Klyce SD, Zheng X, Maeda N, Kuroda T, Ide C. Gender and age-related differences in corneal topography. *Cornea* 2001;20:270-276
100. Leung TW, Lam AK, Deng L, Kee CS. Characteristics of astigmatism as a function of age in a Hong Kong clinical population. *Optom Vis Sci* 2012;89:984-992
101. Oh EH, Kim H, Lee HS, Hwang KY, Joo CK. Analysis of anterior corneal astigmatism before cataract surgery using power vector analysis in eyes of Korean patients. *J Cataract Refract Surg* 2015;41:1256-1263
102. Sanfilippo PG, Yazar S, Kearns L, Sherwin JC, Hewitt AW, Mackey DA. Distribution of astigmatism as a function of age in an Australian population. *Acta Ophthalmol* 2015 Jan 13. doi: 10.1111/aos.12644
103. Daxer A, Misof K, Grabner B, Ettl A, Fratzl P. Collagen fibrils in the human corneal stroma: structure and aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998;39:644-648
104. Faragher RG, Mulholland B, Tuft SJ, Sandeman S, Khaw PT. Aging and the cornea. *Br J Ophthalmol* 1997;81:814-817

105. Goss DA. Meridional analysis of with-the-rule astigmatism in Oklahoma Indians. *Optom Vis Sci* 1989;66:281-287
106. Duke-Elder S. Simple refractive errors. In: Duke-Elder S (ed.). *System of ophthalmology*. 1970; Vol. V. Ophthalmic optics and refraction. London: Henry Kimpton 254-295
107. Dubbelman M, Sicam VA, Van der Heijde GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. *Vision Res* 2006;46:993-1001
108. Seitz B, Langenbucher A, Hofmann B, Behrens A, Kus MM. Refractive power of the human posterior corneal surface in vivo in relation to gender and age. *Ophthalmologie* 1998;95:S50
109. Seitz B, Torres F, Langenbucher A, Behrens A, Suárez E. Posterior corneal curvature changes after myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2001;108:666-672
110. Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:205-220
111. Hoffmann PC, Wahl J, Hütz WW, Preussner PR. A raytracing approach to calculate toric intraocular lenses. *J Refract Surg* 2013;29:402-408
112. Prisant O, Hoang-Xuan T, Proano C, Hernandez E, Awwad ST, Azar DT. Vector summation of anterior and posterior corneal topographical astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1636-1643
113. Miyake T, Shimizu K, Kamiya K. Distribution of posterior corneal astigmatism according to axis orientation of anterior corneal astigmatism. *PLoS One* 2015;10:e0117194
114. Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1803-1809
115. Zhang L, Sy ME, Mai H, Yu F, Hamilton DR. Effect of posterior corneal astigmatism on refractive outcomes after toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2015;41:84-89
116. Goggin M, Zamora-Alejo K, Esterman A, van Zyl L. Adjustment of Anterior Corneal Astigmatism Values to Incorporate the Likely Effect of Posterior Corneal Curvature for Toric Intraocular Lens Calculation *J Refract Surg* 2015;31:98-102
117. Rosen E. Clear corneal incisions and astigmatism. In: Fine IH, ed, *Clear corneal Lens Surgery*. Thorofare, NJ, Slack, 1998;21-42
118. Rho CR, Joo CK. Effects of steep meridian incision on corneal astigmatism in phacoemulsification cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:666-671

119. Masket S, Wang L, Belani S. Induced astigmatism with 2.2- and 3.0-mm coaxial phacoemulsification incisions. *J Refract Surg* 2009;25:21-24
120. Chang SW, Su TY, Chen YL. Influence of Ocular Features and Incision Width on Surgically Induced Astigmatism After Cataract Surgery. *J Refract Surg* 2015;31:82-88
121. Ernest P, Tipperman R, Eagle R, Kardasis C, Lavery K, Sensoli A, Rhem M. Is there a difference in incision healing based on location? *J Cataract Refract Surg* 1998;24:482-486
122. Nielsen P. Prospective evaluation of surgically induced astigmatism and astigmatic keratotomy effects of various self-sealing small incisions. *J Cataract Refract Surg* 1995;21:43-48
123. Masket S, Tennen DG. Stabilization of 3.0-mm temporal clear corneal cataract incisions. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:1451-1455
124. Khokhar S, Lohiya P, Murugiesan V, Panda A. Corneal astigmatism correction with opposite clear corneal incisions or single clear corneal incision: comparative analysis. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1432-1437
125. Pflieger T, Skorpik C, Menapace R, Scholz U, Weghaupt H, Zehetmayer M. Long-term course of induced astigmatism after clear corneal incision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:72-77
126. Kondroft E. Keratometric cylinder and visual recovery following phacoemulsification and intraocular lens implantation using a self-sealing cataract incision. *J Cataract Refract Surg* 1991;17:731-733
127. Chiam PJ. Effect of Paired Opposite Clear Corneal Incisions on With-the-Rule Versus Against-the-Rule Astigmatism. *Cornea* 2015;34:901-905
128. Giansanti F, Rapizzi E, Virgili G, Mencucci R, Bini A, Vannozzi L, Menchini U. Clear corneal incision of 2.75 mm for cataract surgery induces little change of astigmatism in eyes with low preoperative corneal cylinder. *Eur J Ophthalmol* 2006;16:385-393
129. Wilczynski M, Supady E, Piotr L, Synder A, Palenga-Pydyn D, Omulecki W. Comparison of surgically induced astigmatism after coaxial phacoemulsification through 1.8 mm microincision and bimanual phacoemulsification through 1.7 mm microincision. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1563-1569
130. Febbraro JL, Wang L, Borasio E, Richiardi L, Khan HN, Saad A, Gatinel D, Koch DD. Astigmatic equivalence of 2.2-mm and 1.8-mm superior clear corneal cataract incision. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2015;253:261-265
131. Borasio E, Mehta JS, Maurino V. Torque and flattening effects of clear corneal temporal and on-axis incisions for phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:2030-2038

132. Oshika T, Sugita G, Tanabe T, Tomidokoro A, Amano S. Regular and Irregular Astigmatism after Superior versus Temporal Scleral Incision Cataract Surgery. *Ophthalmology* 2000;107:49-53
133. Roman SJ, Auclin FX, Chong-Sit D, Ullern MM. Surgically induced astigmatism with superior and temporal incisions in cases of with-the-rule preoperative astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1636-1641
134. Meek KM, Blamires T, Elliott GF, Gyi TJ, Nave C. The organisation of collagen fibrils in the human corneal stroma: a synchrotron X-ray diffraction study. *Curr Eye Res* 1987;6:841-846
135. Khng C, Osher RH. Evaluation of the relationship between corneal diameter and lens diameter. *J Cataract Refract Surg*. 2008;34:475-479
136. Tadros A, Habib M, Tejwani D, Von Lany H, Thomas P. Opposite clear corneal incisions on the steep meridian in phacoemulsification: early effects on the cornea. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:414-417
137. Qammar A, Mullaney P. Paired opposite clear corneal incisions to correct preexisting astigmatism in cataract patients. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1167-1170
138. Ben Simon GJ, Desatnik H. Correction of pre-existing astigmatism during cataract surgery: comparison between the effects of opposite clear corneal incisions and a single clear corneal incision. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2005;243:321-326
139. Bazzazi N, Barazandeh B, Kashani M, Rasouli M. Opposite clear corneal incisions versus steep meridian incision phacoemulsification for correction of pre-existing astigmatism. *Ophthalmic Vis Res* 2008;3:87-90
140. el-Awady H, Ghanem AA. Can opposite clear corneal incisions have a role with post-laser in situ keratomileusis astigmatism? *Middle East Afr J Ophthalmol* 2012;19:222-226
141. Mendicute J, Irigoyen C, Ruiz M, Illarramendi I, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Toric intraocular lens versus opposite clear corneal incisions to correct astigmatism in eyes having cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:451-458
142. Hirnschall N, Gangwani V, Crnej A, Koshy J, Maurino V, Findl O. Correction of moderate corneal astigmatism during cataract surgery: Toric intraocular lens versus peripheral corneal relaxing incisions. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:354-361
143. Razmjoo H, Koosha N, Vaezi MH, Rahimi B, Peyman A. Corneal astigmatism change and wavefront aberration evaluation after cataract surgery: "Single" versus "paired opposite" clear corneal incisions. *Adv Biomed Res* 2014;3:163

144. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim HM. Traumatic aniridia through opposite clear corneal incision in a pseudophakic eye. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:645-648
145. Cheng LS, Tsai CY, Tsai RJ, Liou SW, Ho JD. Estimation accuracy of surgically induced astigmatism on the cornea when neglecting the posterior corneal surface measurement. *Acta Ophthalmol* 2011;89:417-422
146. Bregnhøj JF, Næser K. Ocular residual astigmatism in the pseudophakic eye. Abstract from Congress of the European Society of Ophthalmology 2013; EP-COR-230
147. Hayashi K, Hirata A, Manabe S, Hayashi H. Long-term change in corneal astigmatism after sutureless cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2011;151:858-865
148. Gudmundsdottir E, Jonasson F, Jonsson V, Stefansson E, Sasaki H, Sasaki K. "With-the-rule" astigmatism is not the rule in the elderly. *Acta Ophthalmol Scand* 2000;78:642-646
149. Ho JD, Liou SW, Tsai RJ, Tsai CY. Effects of aging on anterior and posterior corneal astigmatism. *Cornea* 2010;29:632-637
150. Ueno Y, Hiraoka T, Beheregaray S, Miyazaki M, Ito M, Oshika T. Age-related changes in anterior, posterior and total corneal astigmatism. *J Refract Surg* 2014;30:192-197
151. Abulafia A, Barrett GD, Kleinmann G, Ofir S, Levy A, Marcovich AL, Michaeli A, Koch DD, Wang L, Assia EI. Prediction of refractive outcomes with toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2015;41:936-944
152. Ivanof A. About the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am* 1953;46:901-903
153. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A* 1997;14:2873-2883
154. McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1390-1395
155. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A* 1994;11:1949-1957
156. Visser N, Berendschot TT, Verbakel F, Tan AN, de Brabander J, Nuijts RM. Evaluation of the comparability and repeatability of four wavefront aberrometers. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:1302-1311.
157. Yazar S, Hewitt AW, Forward H, McKnight CM, Tan A, Mountain JA, Mackey DA. Comparison of monochromatic aberrations in young adults with different visual acuity and refractive errors. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:441-449

158. Namba H, Kawasaki R, Narumi M, Sugano A, Homma K, Nishi K, Murakami T, Kato T, Kayama T, Yamashita H. Ocular higher-order wavefront aberrations in the Japanese adult population: the yamagata study (funagata). *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014;56:90-97
159. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999;40:1351-1355
160. Artal P, Berrio E, Guirao A. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2002;19:137-143
161. Wei S, Song H, Tang X. Correlation of anterior corneal higher-order aberrations with age: a comprehensive investigation. *Cornea* 2014;33:490-496
162. Sicam VA, Dubbelman M, van der Heijde RG. Spherical aberration of the anterior and posterior surfaces of the human cornea. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2006;23:544-549
163. Cermáková S, Skorkovská S. Corneal higher order aberrations and their changes with aging. *Cesk Slov Oftalmol* 2010;66:254-257
164. Artal P, Guirao A, Berrio E and Williams DR. Compensation of corneal aberration by the internal optics in the human eye. *J Vis* 2001;1:1-8
165. Kuroda T, Fujikado T, Maeda N, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. Wavefront analysis of higher-order aberrations in patients with cataract. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:438-444
166. Buckley C, Curtin DM, Docherty J, Eustace P. Ageing and alpha adrenoreceptors in the iris. *Eye* 1987;1:211-216
167. Stiles WS, Crawford BH. The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. *Proc R Soc Lond B* 1933;112:428-450
168. Garcia-Porta N, Fernandes P, Queiros A, Salgado-Borges J, Parafita-Mato M, González-Méijome JM. Corneal Biomechanical Properties in Different Ocular Conditions and New Measurement Techniques. *ISRN Ophthalmol* 2014 Mar 4;2014:724546. eCollection 2014
169. Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:156-162
170. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg* 2000;16:407-413
171. Scarcelli G, Pineda R, Yun SH. Brillouin optical microscopy for corneal biomechanics. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012;53:185-190
172. Kling S, Akca IB, Chang EW, Scarcelli G, Bekesi N, Yun SH, Marcos S. Numerical model of optical coherence tomographic vibrography imaging to estimate corneal biomechanical properties. *J R Soc Interface* 2014;11:20140920. doi: 10.1098/rsif.2014.0920

173. Tian L, Huang YF, Wang LQ, Bai H, Wang Q, Jiang JJ, Wu Y, Gao M: Corneal Biomechanical Assessment Using Corneal Visualization Scheimpflug Technology in Keratoconic and Normal Eyes. 2014;2014:147516. doi: 10.1155/2014/147516
174. Wolffsohn JS, Safeen S, Shah S, Laiquzzaman M. Changes of corneal biomechanics with keratoconus. *Cornea* 2012;31:849-854
175. Galletti JG, Pfortner T, Bonthoux FF. Improved keratoconus detection by ocular response analyzer testing after consideration of corneal thickness as a confounding factor. *J Refract Surg* 2012;28:202-208
176. Pepose JS, Feigenbaum SK, Qazi MA, Sanderson JP, Roberts CJ. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. *Am J Ophthalmol* 2007;143:39-47
177. Spoerl E, Terai N, Haustein M, Bohm AG, Raiskup-Wolf F, Pillunat LE. Biomechanical condition of the cornea as a new indicator for pathological and structural changes. *Ophthalmologe* 2009;106:512-520
178. Greenstein SA, Fry KL, Hersh PS. In vivo biomechanical changes after corneal collagen cross-linking for keratoconus and corneal ectasia: 1-year analysis of a randomized, controlled, clinical trial. *Cornea* 2012;31:21-25
179. Detry-Morel M, Jamart J, Pourjavan S. Evaluation of corneal biomechanical properties with the Reichert Ocular Response Analyzer. *Eur J Ophthalmol* 2011;21:138-148
180. Kaushik S, Pandav SS, Banger A, Aggarwal K, Gupta A. Relationship between corneal biomechanical properties, central corneal thickness, and intraocular pressure across the spectrum of glaucoma. *Am J Ophthalmol* 2012;153:840-849
181. Fontes BM, Ambrósio R Jr, Velarde GC, Nosé W. Ocular response analyzer measurements in keratoconus with normal central corneal thickness compared with matched normal control eyes. *J Refract Surg* 2011;27:209-215
182. Luz A, Fontes B, Ramos IC, Lopes B, Correia F, Schor P, Ambrósio E. Evaluation of ocular biomechanical indices to distinguish normal from keratoconus eyes. *Int J Kerat Ect Cor Dis* 2012;1:145-150
183. Chen S, Chen D, Wang J, Lu F, Wang Q, Qu J. Changes in ocular response analyzer parameters after LASIK. *J Refract Surg* 2010;26:279-288
184. Spoerl E, Terai N, Scholz F, Raiskup F, Pillunat LE. Detection of biomechanical changes after corneal cross-linking using Ocular Response Analyzer software. *J Refract Surg* 2011;27:452-457

185. Laiquzzaman M, Tambe K, Shah S. Comparison of biomechanical parameters in penetrating keratoplasty and normal eyes using the Ocular Response Analyser. *Clin Experiment Ophthalmol* 2010;38:758-763
186. Feizi S, Einollahi B, Yazdani S, Hashemloo A. Graft biomechanical properties after penetrating keratoplasty in keratoconus. *Cornea* 2012;31:855-888
187. Murugesan V, Bypareddy R, Kumar M, Tanuj D, Anita P. Evaluation of corneal biomechanical properties following penetrating keratoplasty using ocular response analyzer. *Indian J Ophthalmol* 2014;62:454-460
188. Valbon BF, Ambrósio R Jr, Fontes BM, Alves MR. Effects of age on corneal deformation by non-contact tonometry integrated with an ultra-high-speed (UHS) Scheimpflug camera. *Arq Bras Oftalmol* 2013;76:229-232
189. Bak-Nielsen S, Pedersen IB, Ivarsen A, Hjortdal J. Repeatability, Reproducibility, and Age Dependency of Dynamic Scheimpflug-Based Pneumotonometer and Its Correlation With a Dynamic Bidirectional Pneumotonometry Device. *Cornea* 2015;34:71-77
190. Hon Y, Lam AK. Corneal deformation measurement using Scheimpflug noncontact tonometry. *Optom Vis Sci*. 2013;90:e1-8
191. Ali NQ, Patel DV, McGhee CN. Biomechanical responses of healthy and keratoconic corneas measured using a non contact Scheimpflug tonometer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014;55:3651-3659
192. Chen X, Stojanovic A, Hua Y, Eidet JR, Hu D, Wang J, Utheim TP. Reliability of Corneal Dynamic Scheimpflug Analyser Measurements in Virgin and Post-PRK Eyes. *PLoS One* 2014 Oct 10;9(10):e109577. doi: 10.1371/journal.pone.0109577. eCollection 2014
193. Koprowski R, Wilczyński S, Nowinska A, Lyssek-Boron A, Teper S, Wylegala E, Wróbel Z. Quantitative assessment of responses of the eyeball based on data from the Corvis tonometer. *Comput Biol Med* 2015;58C:91-100
194. Chen MC, Lee N, Bourla N, Hamilton DR. Corneal biomechanical measurements before and after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:1886-1891
195. de Medeiros FW, Sinha-Roy A, Alves MR, Wilson SE, Dupps WJ Jr. Differences in the early biomechanical effects of hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:947-953
196. Ortiz D, Pinero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alio JL. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser in situ keratomileusis, and keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1371-1375

197. Gatinel D, Chaabouni S, Adam PA, Munck J, Puech M, Hoang-Xuan T. Corneal hysteresis, resistance factor, topography, and pachymetry after corneal lamellar flap. *J Refract Surg* 2007;23:76-84
198. Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Comparison of the changes in corneal biomechanical properties after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *Cornea* 2009;28:765-769
199. Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Time course of corneal biomechanical parameters after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmic Res* 2009;42:167-171
200. Ryan DS, Coe CD, Howard RS, Edwards JD, Bower KS. Corneal biomechanics following epi-LASIK. *J Refract Surg* 2011;27:458-464
201. Dupps WJ Jr. Biomechanical modeling of corneal ectasia. *J Refract Surg* 2005;21:186-190
202. Guirao A. Theoretical elastic response of the cornea to refractive surgery: risk factors for keratectasia. *J Refract Surg* 2005;21:176-185
203. Bak-Nielsen S, Pedersen IB, Ivarsen A, Hjortdal J. Dynamic Scheimpflug-based assessment of keratoconus and the effects of corneal cross-linking. *J Refract Surg* 2014;30:408-414
204. Shen Y, Chen Z, Knorz MC, Li M, Zhao J, Zhou X. Comparison of corneal deformation parameters after SMILE, LASEK, and femtosecond laser-assisted LASIK. *J Refract Surg* 2014;30:310-318
205. Frings A, Linke SJ, Bauer EL, Druchkiv V, Katz T, Steinberg J. Effects of laser in situ keratomileusis (LASIK) on corneal biomechanical measurements with the Corvis ST tonometer. *Clin Ophthalmol* 2015;2:305-311
206. Maeda N, Ueki R, Fuchihata M, Fujimoto H, Koh S, Nishida K. Corneal biomechanical properties in 3 corneal transplantation techniques with a dynamic Scheimpflug analyzer. *Jpn J Ophthalmol* 2014;58:483-489
207. Tian L, Wang D, Wu Y, Meng X, Chen B, Ge M, Huang Y. Corneal biomechanical characteristics measured by the CorVis Scheimpflug technology in eyes with primary open-angle glaucoma and normal eyes. *Acta Ophthalmol* 2015 Feb 1. doi: 10.1111/aos.12672. [Epub ahead of print]
208. Pérez-Rico C, Gutiérrez-Ortíz C, González-Mesa A, Zanduetta AM, Moreno-Salgueiro A, Germain F. Effect of diabetes mellitus on Corvis ST measurement process. *Acta Ophthalmol* 2015;93:e193-198

209. Yenerel NM, Kucumen RB, Gorgun E. Changes in corneal biomechanics in patients with keratoconus after penetrating keratoplasty. *Cornea* 2010;29:1247-1251
210. Hosny M, Hassaballa MA, Shalaby A. Changes in corneal biomechanics following different keratoplasty techniques. *Clin Ophthalmol* 2011;5:767-770
211. Jafarinasab MR, Feizi S, Javadi MA, Hashemloo A. Graft biomechanical properties after penetrating keratoplasty versus deep anterior lamellar keratoplasty. *Curr Eye Res* 2011;36:417-421
212. Maeda N, Ueki R, Fuchihata M, Fujimoto H, Koh S, Nishida K. Corneal biomechanical properties in 3 corneal transplantation techniques with a dynamic Scheimpflug analyzer. *Jpn J Ophthalmol* 2014;58:483-489
213. Kamiya K, Hagishima M, Fujimura F, Shimizu K. Factors affecting corneal hysteresis in normal eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2008;246:1491-1494
214. Lim L, Gazzard G, Chan YH, Fong A, Kotecha A, Sim EL, Tan D, Tong L, Saw SM. Cornea biomechanical characteristics and their correlates with refractive error in Singaporean children. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:3852-3857
215. Franco S, Lira M. Biomechanical properties of the cornea measured by the Ocular Response Analyzer and their association with intraocular pressure and the central corneal curvature. *Clin Exp Optom* 2009;92:469-475
216. Meek KM, Leonard DW. Ultrastructure of the corneal stroma: a comparative study. *Biophys J* 1993;64:273-280
217. Kotecha A, Elsheikh A, Roberts CR, Zhu H, Garway-Heath DF. Corneal thickness- and age-related biomechanical properties of the cornea measured with the ocular response analyzer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:5337-5347
218. Foster PJ, Broadway DC, Garway-Heath DF, Yip JL, Luben R, Hayat S, Dalzell N, Wareham NJ, Khaw KT. Intraocular pressure and corneal biomechanics in an adult British population: the EPIC-Norfolk eye study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:8179-8185
219. Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alió JL. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser in situ keratomileusis, and keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1371-1375
220. Elsheikh A, Wang D, Brown M, Rama P, Campanelli M, Pye D. Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age. *Curr Eye Res* 2007;32:11-19
221. Touboul D, Roberts C, Kérautret J, Garra C, Maurice-Tison S, Saubusse E, Colin J. Correlations between corneal hysteresis, intraocular pressure, and corneal central pachymetry. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:616-622

222. Kirwan C, O'Keefe M, Lanigan B. Corneal hysteresis and intraocular pressure measurement in children using the reichert ocular response analyzer. *Am J Ophthalmol* 2006;142:990-992
223. Fam HB, Lim KL. Meridional analysis for calculating the expected spherocylindrical refraction in eyes with toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:2072-2076
224. Goggin M, Moore S, Esterman A. Outcome of toric intraocular lens implantation after adjusting for anterior chamber depth and intraocular lens sphere equivalent power effects. *Arch Ophthalmol* 2011;129:998-1003
225. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim YY, Kim HM. Effect of effective lens position on cylinder power of toric intraocular lenses. *Can J Ophthalmol* 2015;50:26-32
226. Jacobs IH. Anterior chamber depth measurement using the split-lamp microscope. *Am J Ophthalmol* 1979;88:236-238
227. Richards DW, Russell SR, Anderson DR. A method for improved biometry of the anterior chamber with a Scheimpflug technique. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1988;29:1826-1835
228. Baikoff G, Jitsuo Jodai H, Bourgeon G: Measurement of the internal diameter and depth of the anterior chamber: IOLMaster versus anterior chamber optical coherence tomographer. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1722-1728
229. Wang Q, Ding X, Savini G, Chen H, Feng Y, Pan C, Hua Y, Huang J. Anterior chamber depth measurements using Scheimpflug imaging and optical coherence tomography: Repeatability, reproducibility, and agreement. *J Cataract Refract Surg* 2015;41:178-185
230. Dervişoğulları MS, Totan Y, Güragaç B. Comparison of anterior chamber depth measurements of Nidek AL-Scan and Galilei Dual Scheimpflug Analyzer. *Cont Lens Ant Eye* 2015;38:85-88
231. Elbaz U, Barkana Y, Gerber Y, Avni I, Zadok D. Comparison of different techniques of anterior chamber depth and keratometric measurements. *Am J Ophthalmol* 2007;143:48-53
232. Su PF, Lo A.Y, Hu CY, Chang SW. Anterior chamber depth measurement in phakic and pseudophakic eyes. *Optom Vis Sci* 2008;85:1193-1200
233. He M, Huang W, Zheng Y, Alsbirk PH, Foster P. Anterior chamber depth in elderly Chinese: the Liwan eye study. *Ophthalmology* 2008;115:1286-1290
234. Jivrajka R, Shammas MC, Boenzi T, Swearingen M, Shammas HJ. Variability of axial length, anterior chamber depth, and lens thickness in the cataractous eye. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:289-294

235. Salouti R, Nowroozzadeh MH, Zamani M, Ghoreyshi M, Salouti R. Comparison of anterior chamber depth measurements using Galilei, HR Pentacam, and Orbscan II. *Optometry* 2010;81:35-39
236. Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:861-867
237. Naicker P, Sundralingam S, Peyman M, Juana A, Mohamad NF, Win MM, Loo A, Subrayan V. Refractive outcomes comparison between the Lenstar LS 900[®] optical biometry and immersion A-scan ultrasound. *Int Ophthalmol* 2015;35:459-466
238. Olsen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. *Acta Ophthalmol* 1989;67:101-102
239. Nemeth J, Fekete O, Pesztenlehrer N. Optical and ultrasound measurement of axial length and anterior chamber depth for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:85-88
240. Hrebková J, Skorkovská S, Vasků A. Comparison of contact and immersion techniques of ultrasound biometry in terms of target postoperative refraction. *Cesk Slov Oftalmol* 2009;65:143-146
241. Raymond S, Favilla I, Santamaria L. Comparing ultrasound biometry with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculations: a randomized study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009;50:2547-2552
242. Narvaez J, Cherwek DH, Stulting RD, Waldron R, Zimmerman GJ, Wessels IE, Waring GO III. Comparing immersion ultrasound with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculation. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2008;39:30-34
243. Montés-Micó R, Carones F, Buttacchio A, Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. Comparison of Immersion Ultrasound, Partial Coherence Interferometry, and Low Coherence Reflectometry for Ocular Biometry in Cataract Patients. *J Refract Surg* 2011;27:665-671
244. Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implantation power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:333-340
245. Preussner PR, Olsen T, Hoffmann P, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:802-808
246. Hsieh YT, Wang IJ. Intraocular lens power measured by partial coherence interferometry. *Optom Vis Sci* 2012;89:1697-1701

247. Dooley I, Charalampidou S, Nolan J, Loughman J, Molloy L, Beatty S. Estimation of effective lens position using a method independent of preoperative keratometry readings. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:506-512
248. Ho JD, Liou SW, Tsai RJ, Tsai CY. Estimation of the effective lens position using a rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:2119-2127
249. Norrby S, Hirnschall N, Nishi Y, Findl O. Fluctuations in corneal curvature limit predictability of intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:174-179
250. Norrby NES, Grossman LW, Geraghty EP, Kreiner CF, Mihori M, Patel AS, Portney V, Silberman DM. Accuracy in determining intraocular lens dioptric power assessed by interlaboratory tests. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:983-993
251. Zudans JV, Desai NR, Trattler WB. Comparison of prediction error: labeled versus unlabeled intraocular lens manufacturing tolerance. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:394-402
252. Koeppl C, Findl O, Kriechbaum K, Buehl W, Wirtitsch M, Menapace R, Drexler W. Postoperative change in effective lens position of a 3-piece acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1974-1979
253. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand* 2007;85:472-485
254. Hirnschall N, Amir-Asgari S, Maedel S, Findl O. Predicting the post-operative intraocular lens position using continuous intra-operative optical coherence tomography measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54:5196-5203
255. Wang JK, Chang SW. Optical biometry intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths. *Int J Ophthalmol* 2013;6:150-154
256. Kriechbaum K, Leydolt C, Findl O, Bolz M, Drexler W. Comparison of partial coherence interferometers: Acmaster versus laboratory prototype. *J Refract Surg* 2006;22:811-816
257. Zhang Q, Jin W, Wang Q. Repeatability, reproducibility, and agreement of central anterior chamber depth measurements in pseudophakic and phakic eyes: optical coherence tomography versus ultrasound biomicroscopy. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:941-946
258. Nemeth G, Vajas A, Kolozsvari B, Berta A, Modis L Jr. Anterior chamber depth measurements in phakic and pseudophakic eyes: Pentacam versus ultrasound device. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1331-1335
259. Savini G, Olsen T, Carbonara C, Pazzaglia S, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Anterior chamber depth measurement in pseudophakic eyes: a comparison of Pentacam and ultrasound. *J Refract Surg* 2010;26:341-347

260. Betman JW. Apparent accommodation in aphakic eyes. *Am J Ophthalmol* 1950;33:921-928
261. Elder MJ, Murphy C, Sanderson GF. Apparent accommodation and depth of field in pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:615-619
262. Niessen AGJE, de Jong LB, van der Heijde GL. Pseudo-accommodation in pseudophakia. *Eur J Implant Ref Surg* 1992;4:91-94
263. Nakazawa M, Ohtsuki K. Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses. *Am J Ophthalmol* 1983;96:435-438
264. Ravalico G, Baccara F. Apparent accommodation in pseudophakic eyes. *Acta Ophthalmol* 1990;68:604-606
265. Huber C. Planned myopic astigmatism as a substitute for accommodation in pseudophakia. *J Am Intraoc Implant Soc* 1981;7:244-249
266. Sawusch MR, Guyton DL. Optimal astigmatism to enhance depth of focus after cataract surgery. *Ophthalmology* 1991;98:1025-1029
267. Datiles MB, Gancayco T. Low myopia with low astigmatism correction gives cataract surgery patients good depth of focus. *Ophthalmology* 1990;97:922-926
268. Hillman JS, Bradbury JA. Apparent accommodation by myopic astigmatism with monofocal intraocular lenses. *Eur J Implant Refract Surg* 1990;2:101-104
269. Koepl C, Findl O, Menapace R, Kriechbaum K, Wirtitsch M, Buehl W, Sacu S, Drexler W. Pilocarpine-induced shift of an accommodating intraocular lens: AT-45 Crystalens J *Cataract Refract Surg* 2005;31:1290-1297
270. Rosenfield M, Portello JK, Blustein GH, Jang C. Comparison of clinical techniques to assess the near accommodative response. *Optom Vis Sci* 1996;73:382-388
271. Rosenfield M, Cohen AS. Repeatability of clinical measurements of the amplitude of accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt* 1996;16:247-249
272. Kragha IKOK. Amplitude of accommodation: population and methodological differences. *Ophthalmic Physiol Opt* 1986;6:75-80
273. Rutstein RP, Fuhr PD, Swiatocha J. Comparing the amplitude of accommodation determined objectively and subjectively. *Optom Vis Sci* 1993;70:496-500
274. Langenbucher A, Huber S, Nguyen NX, Seitz B, Gusek-Schneider GC, Kuchle M. Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:677-685

275. Nawa Y, Ueda T, Nakatsuka M, Tsuji H, Marutani H, Hara Y, Uozato H. Accommodation obtained per 1.0 mm forward movement of a posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:2069-2072
276. Whitefoot H, Charman WN. Dynamic retinoscopy and accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt* 1992;12:8-17
277. Carkeet A, Velaedan S, Tan YK, Lee DY, Tan DT. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *J Refract Surg* 2003;19:3106-3322
278. Dhital A, Spalton DJ, Gala KB. Comparison of near vision, intraocular lens movement, and depth of focus with accommodating and monofocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1872-1878
279. Read SA, Buehren T, Collins MJ. Influence of accommodation on the anterior and posterior cornea. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1877-1885
280. Young T. On the mechanism of the eye. *Philos Trans R Soc Lond*.1801;91:23-88
281. Sheppard AL, Davies LN. In vivo analysis of ciliary muscle morphologic changes with accommodation and axial ametropia. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:6882-6889
282. Brown NP. The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. *Exp Eye Res*. 1974;15:441-459
283. Koretz JF, Handelman GH, Brown NP. Analysis of human crystalline lens curvature as a function of accommodative state and age. *Vision Res* 1984;24:1141-1151
284. Cook CA, Koretz JF, Pfahnl A, Hyun J, Kaufman PL. Aging of the human crystalline lens and anterior segment. *Vision Res* 1994;34:2945-2954
285. Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Accommodation and presbyopia in the human eye. Changes in the anterior segment and crystalline lens with focus. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997;38:569-578
286. Kleinstein RN. Epidemiology of presbyopia. In: Stark LW, Obrecht G, eds. *Presbyopia*. New York: Professional Press; 1987:12-18
287. Domínguez-Vicent A, Monsálvez-Romín D, Del Águila-Carrasco AJ, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Changes in the anterior chamber during accommodation assessed with a Scheimpflug system. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:1790-1797
288. Ukai K, Ichihashi Y. Changes in ocular astigmatism over the whole range of accommodation. *Optom Vis Sci* 1991;68:813-818
289. Millodot M, Thibault C. Variation of astigmatism with accommodation and its relationship with dark focus. *Ophthalmic Physiol Opt* 1985;5:297-301

290. Yeu E, Wang L, Koch DD. The effect of corneal wavefront aberrations on corneal pseudoaccommodation. *Am J Ophthalmol* 2012;153:972-981.e2
291. Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD. Measurement of monochromatic ocular aberrations in human eyes as a function of accommodation by the Howland aberroscope technique. *Vision Res* 1995;35:313-323
292. He JC, Burns SA, Marcos S. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Res* 2000;40:41-48
293. Li YJ, Choi JA, Kim H, Yu SY, Joo CK. Changes in ocular wavefront aberrations and retinal image quality with objective accommodation. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:835-841
294. Iida Y, Shimizu K, Ito M, Suzuki M. Influence of age on ocular wavefront aberration changes with accommodation. *J Refract Surg* 2008;24:696-701
295. López-Gil N, Fernández-Sánchez V, Legras R, Montés-Micó R, Lara F, Nguyen-Khoa JL. Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:1736-1743
296. Yasuda A, Yamaguchi T, Ohkoshi K. Changes in corneal curvature in accommodation. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1297-1301
297. Buehren T, Collins MJ, Loughridge J, Carney LG, Iskander DR. Corneal topography and accommodation. *Cornea* 2003;22:311-316
298. Ostrin LA, Glasser A. Accommodation measurements in a prepresbyopic and presbyopic population. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:1435-1444
299. Wold JE, Hu A, Chen S, Glasser A. Subjective and objective measurement of human accommodative amplitude. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1878-1888
300. Win-Hall DM, Glasser A. Objective accommodation measurements in pseudophakic subjects using an autorefractor and an aberrometer. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:282-290
301. Atchison DA, Charman WN, Woods RL. Subjective depth-of-focus of the eye. *Optom Vis Sci* 1997;74:511-520
302. Winn B, Pugh JR, Gilmartin B, Owens H. The effect of pupil size on static and dynamic measurements of accommodation using an infra-red optometer. *Ophthalmic Physiol Opt* 1989;9:277-283
303. McBrien NA, Millodot M. Clinical evaluation of the Canon Autorefractor R-1. *Am J Optom Physiol Opt* 1985;62:786-792

304. Pugh JR, Winn B. Modification of the Canon Auto Ref R1 for use as a continuously recording infra-red optometer. *Ophthal Physiol Opt* 1988;8:460-464
305. Win-Hall DM, Houser J, Glasser A. Static and dynamic accommodation measured using the WAM-5500 Autorefractor. *Optom Vis Sci* 2010;87:873-882
306. Sheppard AL, Davies LN. Clinical evaluation of the Grand Seiko Auto Ref/Keratometer WAM-5500. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30:143-151
307. Dick HB, Kaiser S. Dynamic aberrometry during accommodation of phakic eyes and eyes with potentially accommodative intraocular lenses. *Ophthalmologie* 2002;99:825-834
308. Chase C, Tosha C, Borsting E, Ridder WH 3rd. Visual discomfort and objective measures of static accommodation. *Optom Vis Sci* 2009;86:883-889
309. Manny RE, Chandler DL, Scheiman MM, Gwiazda JE, Cotter SA, Everett DF, Holmes JM, Hyman LG, Kulp MT, Lyon DW, Marsh-Tootle W, Matta N, Melia BM, Norton TT, Repka MX, Silbert DI, Weissberg EM. Correction of Myopia Evaluation Trial 2 Study Group for the Pediatric Eye Disease Investigator Group. Accommodative lag by autorefraction and two dynamic retinoscopy methods. *Optom Vis Sci* 2009;86:233-243
310. Morgan MW. Accommodation and its relationship to convergence. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1944;21:183-195
311. Tosha C, Borsting E, Ridder WH 3rd, Chase C. Accommodation response and visual discomfort. *Ophthalmic Physiol Opt* 2009;29:625-633
312. Gwiazda J, Thorn F, Bauer J, Held R. Myopic children show insufficient accommodative response to blur. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993;34:690-694
313. Nakatsuka C, Hasebe S, Nonaka F, Ohtsuki H. Accommodative lag under habitual seeing conditions: comparison between adult myopes and emmetropes. *Jpn J Ophthalmol* 2003;47:291-298
314. Wolffsohn JS, Hunt OA, Naroo S, Gilmartin B, Shah S, Cunliffe IA, Benson MT, Mantry S. Objective accommodative amplitude and dynamics with the 1CU accommodative intraocular lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:1230-1235
315. Nakazawa M, Ohtsuki K. Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses: optical analysis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1984;25:1458-1460
316. Vamosi P, Nemeth G, Berta A. Pseudophakic accommodation with 2 models of foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:221-226

317. Wolffsohn JS, Davies LN, Naroo SA, Buckhurst PJ, Gibson GA, Gupta N, Craig JP, Shah S. Evaluation of an open-field autorefractor's ability to measure refraction and hence potential to assess objective accommodation in pseudophakes. *Br J Ophthalmol* 2011;95:498-501
318. Kuchle M, Nguyen NX, Langenbucher A, Gusek-Schneider GC, Seitz B, Hanna KD. Implantation of a new accommodative posterior chamber intraocular lens. *J Refract Surg* 2002;18:208-216
319. Mastropasqua L, Toto L, Nubile M, Falconio G, Ballone E. Clinical study of the 1CU accommodating intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1307-1312
320. Yağcı R, Erdurmuş M, Altıparmak UE, Aydın B, Hepşen IF, Duman S. A Comparison of Accommodation Amplitudes of Three Different Acrylic Intraocular Lenses. *Ophthalmology Research: An International Journal* 2014;2:418-423

8. Közleménylista

8.1 Az értekezés alapjául szolgáló közelmények listája

1. **Nemeth G**, Tsorbatzoglou A, Kertesz K, Vajas A, Berta A, Modis L Jr.: Comparison of central corneal thickness measurements with a new optical device and a standard ultrasonic pachymeter. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:460-463 (IF: 2.285, független idéző: 20)
2. **Nemeth G**, Vajas A, Kolozsvari B, Berta A, Modis L Jr.: Anterior chamber depth measurements in phakic and pseudophakic eyes: Pentacam versus ultrasound device. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1331-1335 (IF: 2.285, független idéző: 44)
3. **Nemeth G**, Vajas A, Tsorbatzoglou A, Kolozsvari B, Modis L Jr., Berta A: Assessment of anterior chamber depth and its reproducibility with an anterior segment optical coherence tomography compared to immersion ultrasonic method. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:443-447 (IF: 2.497, független idéző: 43)
4. **Nemeth G**, Tsorbatzoglou A, Vamosi P, Sohajda Z, Berta A: A comparison of accommodation amplitudes in pseudophakic eyes measured with three different methods. *Eye* 2008;22:65-69 (IF: 2.064, független idéző: 7)
5. **Nemeth G**, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis L: Comparative analyses of white-to-white and angle-to-angle distance measurements with IOLMaster and Visante OCT. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:1862-1866 (IF: 2.942, független idéző: 4)
6. **Nemeth G**, Hassan Z, Modis L Jr., Szalai E, Katona K, Berta A: Comparison of anterior chamber depth measurements conducted with Pentacam HR and IOLMaster. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2011;42:144-147 (IF: 1.042, független idéző: 4)
7. **Nemeth G**, Nagy A, Berta A, Modis L Jr.: Comparison of intraocular lens power prediction using immersion ultrasound and optical biometry with and without formula optimization. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2012;250:1321-1325 (IF: 1.932, független idéző: 4)
8. **Nemeth G**, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Anterior segment parameters measured with 2 optical devices compared to ultrasonic data. *Eur J Ophthalmol* 2013;23:177-182 (IF: 1.058, független idéző: 2)
9. **Nemeth G**, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Analysis of age-dependence of the anterior and posterior cornea with Scheimpflug imaging. *J Refract Surg* 2013;29:326-331 (IF: 2.781)

10. **Nemeth G**, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Astigmatism prevalence and biometric analysis in normal population. *Eur J Ophthalmol* 2013;23:779-783 (IF: 1.058, független idéző: 3)
11. **Nemeth G**, Hassan Z, Csutak A, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Repeatability of ocular biomechanical data measurements with a Scheimpflug-based noncontact device on normal corneas. *J Refract Surg* 2013;29:558-563 (IF: 2.781, független idéző: 36)
12. **Nemeth G**, Lipecz A, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Accommodation in phakic and pseudophakic eyes measured with subjective and objective methods. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1534-1542 (IF: 2.552, független idéző: 3)
13. **Nemeth G**, Kolozsvari B, Berta A, Modis L Jr.: Paired opposite clear corneal incision: time-related changes of its effect and factors those changes depend on. *Eur J Ophthalmol* 2014;24:676-681 (IF: 1.068, független idéző: 1)
14. **Nemeth G**, Modis L, Hassan Z, Szalai E, Berta A: Differences between the estimated and Scheimpflug image measured axial intraocular lens positions and their relation to refractive error after cataract surgery. Letter to the Editor. *J Refract Surg* 2014;30:513-514
15. Hassan Z, Modis L Jr., Szalai E, Berta A, **Nemeth G**: Examination of ocular biomechanics with a new Scheimpflug technology after corneal refractive surgery. *Cont Lens Anterior Eye* 2014;37:337-341 (IF: 2.0, független idéző: 6)
16. **Nemeth G**, Berta A, Szalai E, Hassan Z, Modis L Jr.: Analysis of surgically induced astigmatism on the posterior surface of the cornea. *J Refract Surg* 2014;30:604-608 (IF: 2.781, független idéző: 2)
17. **Nemeth G**, Berta A, Lipecz A, Hassan Z, Szalai E, Modis L Jr.: Evaluation of posterior astigmatism measured with Scheimpflug imaging. *Cornea* 2014;33:1214-1218 (IF: 2.36, független idéző: 1)
18. **Németh G**, Módis L, Hassan Z, Szalai E, Berta A: A múltlencse-helyzet becslési hibája és összefüggése a szubjektív fénytörési hibával cataracta műtét után. *Szemészet* 2014;151:72-76
19. **Nemeth G**, Szalai E, Hassan Z, Lipecz A, Berta A, Modis L Jr.: Repeatability Data and Agreement of Keratometry with a Novel Image-guided System Compared to a Standard Method. *J Refract Surg* 2015;31:333-337 (IF: 2.781)
20. Modis L Jr., Hassan Z, Szalai E, Flaskó Zs, Berta A, **Nemeth G**: Ocular biomechanical measurements on post-keratoplasty corneas using a Scheimpflug-based noncontact device. *Int J Ophthalmol (közlésre elfogadva, nyomdában)* 2016;9(2) (IF: 0.705)

8.2 Egyéb, jelen értekezéshez nem felhasznált, angol nyelvű közlemények listája

1. Vamosi P, **Nemeth G**, Berta A: Pseudophakic accommodation with 2 models of foldable intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2006;32:221-226 (IF: 2.285, független idéző: 19)
2. Tsorbatzoglou A, **Nemeth G**, Math J, Berta A: Pseudophakic accommodation and pseudoaccommodation under physiological conditions measured with partial coherence interferometry. J Cataract Refract Surg 2006;32:1345-1350 (IF: 2.285, független idéző: 24)
3. Tsorbatzoglou A, **Nemeth G**, Szell N, Biro Zs, Berta A: Anterior segment changes with age and during accommodation measured with partial coherence interferometry. J Cataract Refract Surg 2007;33:1597-1601 (IF: 2.497, független idéző: 29)
4. Tsorbatzoglou A, Kertesz K, Módis L, **Nemeth G**, Math J, Berta A: Corneal endothelial function after phacoemulsification using the fluid-based system compared to conventional ultrasound technique. Eye 2007;21:727-732 (IF: 2.294, független idéző: 6)
5. Tsorbatzoglou A, Modis L, Kertesz K, **Nemeth G**, Berta A: Comparison of divide and conquer and phaco-chop techniques during fluid-based phacoemulsification. Eur J Ophthalmol 2007;17:315-319 (IF: 1.018, független idéző: 2)
6. **Nemeth G**, Felszeghy Sz, Kenyeres A, Szentmary N, Berta A, Suveges I, Modis L Jr.: Cell adhesion molecules in stromal corneal dystrophies. Histol Histopathol 2008;23:945-952 (IF: 2.194, független idéző:4)
7. Modis L Jr., Szalai E, **Nemeth G**, Berta A: Evaluation of a recently developed noncontact specular microscope in comparison with conventional pachymetry devices. Eur J Ophthalmol 2010;20:831-838 (IF: 0.98, független idéző: 7)
8. Szalai E, Berta A, **Nemeth G**, Hassan Z, Modis L Jr.: Anterior chamber depth measurements obtained with Pentacam HR imaging system and conventional A-scan ultrasound. Ophthalmic Surg Lasers Imaging 2011;42:248-253 (IF: 1.042, független idéző: 1)
9. Fodor M, Petrovski G, Moe MC, Biro Z, **Nemeth G**, Dinya Z, Tornai I, Ujvári T, Berta A, Facsko A: Spectroscopic study of explanted opacified hydrophilic acrylic intraocular lenses. Acta Ophthalmol 2011;89:e161-166 (IF: 2.629, független idéző: 6)
10. Modis L Jr., Szalai E, **Nemeth G**, Berta A: Reliability of the Corneal Thickness Measurements With the Pentacam HR Imaging System and Ultrasound Pachymetry. Cornea 2011;30:561-566 (IF: 1.733, független idéző: 7)

11. Szalai E, **Nemeth G**, Berta A, Modis L Jr.: Evaluation of the corneal endothelium using noncontact and contact specular microscopy. *Cornea* 2011;30:567-570 (IF: 1.733, független idéző: 4)
12. Modis L Jr., Szalai E, Kolozsvari B, **Nemeth G**, Vajas A, Berta A: Keratometry evaluations with the Pentacam high resolution in comparison with the automated keratometry and conventional corneal topography. *Cornea* 2012;31:36-41 (IF: 1.746, független idéző: 12)
13. Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis L Jr., **Nemeth G**: Assessment of tear osmolarity and other dry eye parameters in post-LASIK eyes. *Cornea* 2013;32:e142-145 (IF: 2.36, független idéző: 7)
14. Hassan Z, Szalai E, Modis L Jr., Berta A, **Nemeth G**: Assessment of corneal topography indices after collagen cross-linking for keratoconus. *Eur J Ophthalmol* 2013;23:635-640 (IF: 1.058, független idéző: 6)
15. **Nemeth G**, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Modis L Jr.: Scheimpflug imaging in anterior megalophthalmos. *Indian J Ophthalmol* 2013;61:32-35 (IF: 0.927)
16. Hassan Z, Modis L Jr., Szalai E, Berta A, **Nemeth G**: Scheimpflug imaged corneal changes on anterior and posterior surfaces after collagen cross-linking. *Int J Ophthalmol* 2014;7:313-316 (IF: 0.5)
17. Hassan Z, Modis L Jr., Szalai E, Berta A, **Nemeth G**: Intraoperative and postoperative corneal thickness changing after collagen cross-linking therapy. *Eur J Ophthalmol* 2014;24:179-185 (IF: 1.068)
18. Kettesy B, **Nemeth G**, Kemeny-Beke A, Berta A, Modis L Jr.: Assessment of endothelial cell density and corneal thickness in corneal grafts an average of 5 years after penetrating keratoplasty. *Wien Klin Wochenschr* 2014;126:286-290 (IF: 0.791, független idéző: 1)
19. Hassan Z, **Nemeth G**, Modis L Jr., Szalai E, Berta A: Collagen cross-linking in the treatment of pellucid marginal degeneration. *Indian J Ophthalmol* 2014;3:367-370 (IF: 0.927)
20. Steiber Z, Tozser J, Silver DM, Jakab A, **Nemeth G**, Berta A, Csutak A: Plasminogen activator inhibitor type 2 in human tears and blood during pregnancy. *Int J Ophthalmol Eye Res* 2015;3:121-125 (IF: 1.02)

8.3 Egyéb, jelen értekezéshez nem felhasznált, magyar nyelvű közlemények listája

1. Módis L, **Németh G**, Takács L, Csutak A, Kettesy B, Berta A: Corneakonzerváló folyadékok összehasonlító vizsgálata. Szemészet 2001;138:5-10
2. Vámosi P, **Németh G**, Berta A: Első lépéseink a refraktiv phacoemulsificatióban. Szemészet 2002;139:29-34
3. Kettesy B, Vámosi P, **Németh G**, Berta A: Phacoemulsificatio utáni cornealis változások spekulár mikroszkópos vizsgálata korai posztoperatív szakban. Szemészet 2002;139:S27
4. Tsorbatzoglou A, Fodor M, Vámosi P, **Németh G**, Berta A: Tapasztalataink glaucomás szemeken végzett phacoemulsificatióval. Szemészet 2003;140:136-138
5. **Németh G**, Tsorbatzoglou A, Módis L, Berta A: Az akkomodáció vizsgálata pseudophakiás szemeken. Orvosi Hetilap 2009;150:943-948
6. **Németh G**, Módis L, Kolozsvári B, Vajas A, Berta A: Elülső szegmentum optikai koherencia tomográf alkalmazása a szemészetben. Szemészet 2009;146:47-52
7. Szalai E, Berta A, **Németh G**, Kolozsvári B, Vajas A, Módis L: A szaruhártya törőerejének vizsgálata Scheimpflug-kamerával, automata kerato-refraktométerrel és korneatopográffal. Szemészet 2010;147:3-8
8. Hassan Z, Simon L, Szalai E, **Németh G**, Berta A, Módis L: A collagen cross-linking hatása a keratoconus kezelésében. Szemészet 2010;147:143-149
9. Úr L, **Németh G**, Tsorbatzoglou A: A visszaverődéses tonométer (IOPen®) összehasonlítása Goldmann applanációs és non-kontakt tonométerrel. Szemészet 2011;148:35-38
10. **Németh G**, Tsorbatzoglou A, Berta A, Módis L: Sebészileg indukált astigmia 2,6 illetve 3,0 mm-es clear cornealis sebek esetén. Szemészet 2012;149:19-23
11. **Németh G**, Berta A: Szürkehályog a családorvos szemével. Medicus Anonymus 2012;7-8:21-22
12. **Németh G**, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Módis L: Az egészséges cornea biomechanikájának vizsgálata Scheimpflug elven működő képalkotással. Szemészet 2013;150:80-84
13. Módis L, Szalai E, Takács L, Kettesy B, **Németh G**: A keratoconus diagnosztikája és kezelése. Pontszerző továbbképző közlemény. Szemészet 2015;152:34-53

9. Scientometriai paraméterek

Angol, peer reviewed közlemények száma: 36

ebből elsőszerzős: 18

utolsó szerzős: 5

társ szerzős: 13

Angol, egyéb közlemények száma: 1

ebből elsőszerzős: 1

Magyar közlemények száma: 14

ebből elsőszerzős: 6

utolsó szerzős: 1

társ szerzős: 7

Összesített impact faktor: 67.0

Első és utolsó szerzős közlemények impact faktora: 45.0

Idézettség száma: 325, ebből független: 317

Hirsch-index: 8

A PhD fokozat megszerzése előtti közleményekre vonatkozó kumulatív impact faktor: 21.704

A PhD fokozat megszerzése utáni teljes tudományos folyóiratcikkek száma: 36

A PhD fokozat megszerzése utáni teljes tudományos folyóiratcikkek impact faktora: 45.3

10. Köszönetnyilvánítás

Őszinte hálám és baráti köszönetem Dr. Módis László Professor Úrnak. A hosszú éveken át tartó hatékony és intenzív közös klinikai és tudományos munka eredménye volt a PhD disszertációm, majd a habilitációhoz szükséges tudományos anyagom is. Köszönöm önzetlen, baráti és szakmai támogatását és a folyamatos útmutatást, bízva a jövőbeni együttműködésünkben is. Köszönöm a sok jó gondolatot, értékes ötletet és motiválást, melyek elengedhetetlenek voltak munkám során.

Baráti hálával tartozom Dr. Hassan Ziadnak, a hosszú évekig tartó, töretlen közös és eredményes tudományos munkáért, valamint hogy a klinikai vizsgálatokhoz nélkülözhetetlen saját műszereihez hozzáférést biztosított.

Köszönettel tartozom Dr. Vámosi Péter és Dr. Tsorbatzoglou Alexis Főorvos Uraknak és Dr. Szalai Eszternek, akikkel tudományos munkáimban hatékonyan együtt dolgozhattam.

Köszönöm Dr. Berta András Professor Úrnak, hogy biztosította klinikai-, tudományos munkám hátterét és szakmai előmeneteletem a Debreceni Szemklinikán.

Hálás köszönetem Dr. Facskó Andrea Professzornőnek, aki már egyetemista éveimben lehetőséget adott klinikai munkám elindítására, és megalapozta a szemészet szakma iránti szeretetemet és elkötelezettségemet.

Végezetül, de nem utolsó sorban, legnagyobb hálával feleségemnek tartozom: ezúton is köszönöm mérhetetlen türelmét, szeretetét, folyamatos támogatását, melyek nélkül ez a munka soha nem jöhetett volna létre.