

DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS

Dr Revák Ágnes

Szürkehályog műtét kimenetelét befolyásoló tényezők –
phacoemulsificatio heggek ultrastrukturális és biometriai
paraméterek- vizsgálata

DEBRECENI EGYETEM

KLINIKAI ORVOSTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA

Debrecen, 2026

DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS

Szürkehályog műtét kimenetelét befolyásoló tényezők –
phacoemulsificatio heggek ultrastrukturális és biometriai
paraméterek- vizsgálata

Dr Revák Ágnes

Témavezető: Dr. Sohajda Zoltán



DEBRECENI EGYETEM

KLINIKAI ORVOSTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA

Debrecen, 2026

Tartalomjegyzék

1. Rövidítések és mozaikszavak jegyzéke.....	5
2. Bevezetés.....	7
3. Irodalmi áttekintés.....	9
3.1 A szürkehályog epidemiológiája.....	9
3.2 A szürkehályog patofiziológiája.....	10
3.3 Szürkehályog érettségi fokának meghatározása.....	12
3.4 Szürkehályog sebészet.....	13
3.4.1 Műlencse tervezés.....	13
3.4.1.1 Műlencsék típusai.....	13
3.4.1.2 Biometria.....	15
3.4.2 Szürkehályog műtétek típusai.....	19
3.4.3 Szürkehályog műtét szövődményei.....	24
4. Célkitűzés.....	26
5. Betegek és módszerek.....	27
5.1. Phacoemulsificatio hegyek ultrastrukturális vizsgálata.....	27
5.1.1 Betegek.....	27
5.1.2 Phacoemulsificatio hegyek.....	27
5.1.3 Műtéti technikák.....	27
5.1.4 Sterilizálás.....	28
5.1.5 Morfológiai vizsgálat.....	28
5.1.6 Statisztikai elemzés.....	32
5.2. Biometriai paraméterek vizsgálata.....	32
5.2.1 Módszerek.....	32
5.2.2 Statisztikai elemzés.....	33
6. Eredmények.....	34
6.1. Phacoemulsificatio hegy felszíni strukturális változása, különböző műtéti technikák és műtétszámok függvényében.....	34
6.2. Biometriai paraméterek vizsgálata.....	41
7. Megbeszélés.....	45
8. Összefoglalás.....	53
9. Summary.....	55

10. Új eredmények.....	57
11. Irodalomjegyzék.....	58
12. Tárgyszavak.....	70
13. Köszönetnyilvánítás.....	71

1. Rövidítések és mozaikszavak jegyzéke

ACD	elülső csarnok mélység (anterior chamber depth)
AFM	atom erő mikroszkópia (atomic force microscopy)
AL	szemtengelyhossz (axial length)
APT	abszolút phaco idő (absolute phaco time)
BSS	kiegyensúlyozott sóoldat (balanced salt solution)
CCC	folyamatos körkörös toknyílás (continuous curvilinear capsulorhexis)
CCT	szaruhártya centrális vastagsága (central corneal thickness)
CDE	kumulatív szórt energia (cumulative dispersed energy)
CT	eset idő (case time)
ECCE	nyitott tokos cataracta extractio (extracapsular cataract extraction)
EDoF	nyújtott fókuszu (Extended Depth of Focus)
EPT	effektív phaco idő (effective phaco time)
HOA	magasabb rendű aberrációk (higher order aberrations)
ICCE	zárt tokos cataracta extractio (intracapsular cataract extraction)
IOL	intraocularis (mű)lencse (intraocular lens)
IOP	szemnyomás (intraocular pressure)
K axis	astigmatizmus tengelye
K1, K2	szaruhártya görbületi értékei
LOCS	Lens Opacity Classification System
LT	lencse vastagság (lens thickness)
OCCCGS	Oxford Clinical Cataract Classification and Grading System
OLCR	optikai alacsony koherencia reflektometria (optical lowcoherence reflectometry)
PCI	parciális koherencia interferometria (partial coherence interferometry)

PCO	hátsó tok opacifikáció (posterior capsular opacification)
PD	pupilla átmérő (pupil diameter)
PMMA	polimetil-metakrilát
RNFL	retinalis idegrost réteg (retinal nerve fiber layer)
SRK-T	Sanders-Retzlaff-Kraff formula
SS-OCT	optikai coherencia tomográfia (swept-source optical coherence tomography)
TASS	toxikus elülső szegmens szindróma (toxic anterior segment syndrome)
UH AVE	átlagos ultrahang energia (average ultrasound)
WTW	szaruhártya vízszintes átmérője (white-to-white)

2. Bevezetés

Napjainkban a szemlencse elszürkülése, vagyis a szürkehályog betegség évről évre nagyobb mértéket ölt, így jelenleg a szürkehályog műtét a legnagyobb számban végzett szemészeti operáció. A műtét egyik modern formája a phacoemulsificatio. Ezen műtétnek speciális eszközigénye van, melyre a gyártók ajánlása alapján több alternatíva áll rendelkezésre. A műtétek során jelenleg egyszer- vagy többszörhasználatos phacoemulsificációs hegyeket használnak az operatőrök. Többnyire pénzügyi okok miatt (off-label módon) az egyszerhasználatos hegyek is többször kerülnek használatra, illetve a többszörhasználatos hegyeknek is magasabb a gyakorlati alkalmazási száma, mint az gyártó által ajánlott volna (1-3). Kutatásaink során arra a kérdésre kerestük a választ, hogy a műtétek száma mennyire befolyásolja a hegyek kopását, illetve meg lehet e határozni egy olyan használati határértéket mely még nem eredményez lényeges változást a hegyek morfológiájában, ezáltal nincs befolyással a műtét kimenetelére és szövődésére. Mindezek mellett a jelenleg leginkább elterjedt két műtéti technika (divide and conquer, chop) összehasonlítását is elvégeztük a hegyekre gyakorolt hatásaik tekintetében. Ennek során gyári, csak sterilizált, illetve a különböző műtétszámon átesett, egyszer és többször használatos phacoemulsificációs hegyeket vizsgáltuk és hasonlítottuk össze atomi erő mikroszkóp és reflexiós fénymikroszkóp segítségével.

Emellett a szürkehályog műtétek eredményességét nagymértékben befolyásolja a műtét előtti mülencse tervezés pontossága, azaz a biometria is. Az emberi szem mérhető paraméterei nem állandóak életünk során. A biometrikus paraméterek a gyermekkortól kezdve változnak, és a refrakció változásai is jól leírtak. Ezenkívül számos paraméter életkorral összefüggő fokozatos változáson megy keresztül felnőttkorban, mint például a keratometriás értékek meridiánja (4,5), az elülső csarnok mélysége (6), a lencse vastagsága (7) és a szaruhártya white-to-white távolsága (8-10). A lassú, életkorral összefüggő változások mellett a szemtengelyhossz (AL)

szезonális eltéréseit is megfigyelték fiatal felnőtteknél, és ezeket összefüggésbe hozták a melatonin szekréció ingadozásaival (11).

Emellett több mint 30 éve kimutatták, hogy a szem egyes mérhető paraméterei napi változásokon mennek keresztül. Ilyen eltéréseket leírtak már a szemnyomás (IOP) (12-16), a szaruhártya centrális vastagsága (CCT) (16-18), a cornea topográfia (19,20), a keratometria értékek (21,22), a magasabb rendű aberrációk (HOA) (23,24) és az AL (12,25,26) esetében. De ismert az is, hogy az elülső csarnok mélysége (ACD) (19), a retina idegrost rétege (RNFL), a retina és a chorioidea vastagsága (27) és néhány könnyparaméter (28,29) is változhat. Korábbi vizsgálatok alapján a szem mérhető paramétereinek napi változása szintén jelentős gyermekeknél, ami fontos következményekkel járhat a rövidlátás kialakulásában (30). Ebben a vizsgálatban a szemetengelyhossz és az IOP megközelítőleg párhuzamosan változott egymással, és ellentétesen a chorioidea vastagsággal (30).

Több, az imént felsorolt parameter bír jelentőséggel a műlencse tervezése során. Nem világos, hogy egyes paraméterek, még ha a nap folyamán változnak is, elérik-e a klinikailag szignifikáns szintet, amely befolyásolja az intraokuláris lencse (IOL) tervezésének pontosságát. Tanulmányunk célja annak vizsgálata volt, hogy egy nagy keresztmetszeti adatbázis felhasználásával láthatóak-e az optikai elven mért biometrikus paraméterek diurnális változásai a nap különböző időpontjaiban. Ezenkívül elemeztük, hogy a megfigyelt változásoknak lehet-e klinikai jelentősége az IOL tervezésének folyamatában, illetve figyelembe kell-e venni a mérés időpontját a pontosság növelése érdekében.

3. Irodalmi áttekintés

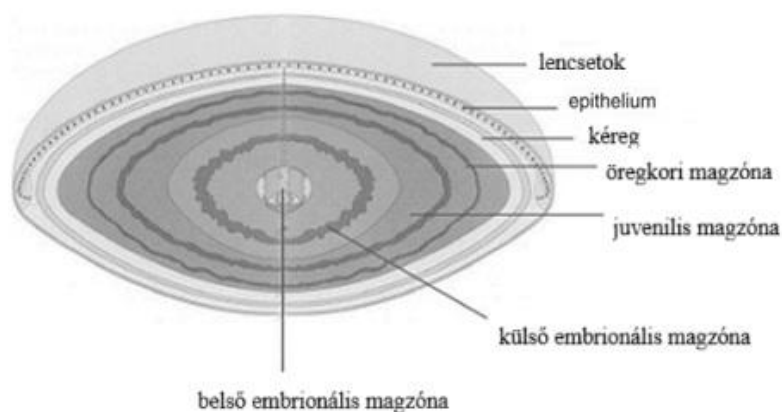
3.1. A szürkehályog epidemiológiája

A szürkehályog napjainkban mind a közepes, mind az alacsony jövedelmű országokban a vakság vezető oka (31,32). A vakság oki tényezőinek körülbelül 47,8–51%-át, és az összes visszafordítható látásromlás közel 80%-át okozza a cataracta. Világszerte a betegségben érintett női betegek körülbelül 35,5%-a és a férfi betegek 30,1%-a vakul meg szürkehályog miatt. Egy tanulmány szerint a szürkehályog 1990 és 2019 közötti progressziójának elemzése után a cataracta prevalenciája 2017-ben tetőzött, ami 94,52 esetet jelent 100 000 lakosra vetítve (33). Ezzel szemben egy másik tanulmány szerint 2050-re, a szürkehályog prevalenciája 100 000 főre vetítve, a becslések szerint 1232,33 fő lesz (34). Az elmúlt években a szürkehályog műtéti arány növekedése ellenére főként a fejlődő országokban mintegy 20 millió ember szenved kétoldali vakságban szürkehályog miatt (35-38). Különböző kutatások kimutatták, hogy a 80 éves vagy ettől idősebb korosztályban az emberek 90%-ánál alakul ki szürkehályog (33). Ahogy a világ népessége folyamatosan öregszik, a szürkehályog előfordulásának valószínűsége a 2010-ben regisztrált több mint 10 millióról 2025-re várhatóan 40 millióra fog emelkedni (33). 2050-re további növekedést prognosztizálnak, a becslések szerint 474 millió látássérült ember lesz világszerte, közülük 61 millió egyénnek okozza majd szürkehályog a látásromlását (39-41).

Jelenleg a szemészeti műtétek között a szürkehályog műtét a leggyakrabban végzett beavatkozás (42-44). Az elkövetkező évtizedekben a szürkehályog előfordulásának várható növekedésével párhuzamosan 2036-ra az a szürkehályog műtétek arányának 72 és 144% közötti növekedése várható (45).

3.2. A szürkehályog pathofiziológiája

Az emberi szemlencse a fény retina felé tartó útja során, a szaruhártya után a második, kulcsfontosságú fénytörő közeg. Ellipszoid, biconvex alakú, elülső felszínén laposabb, hátsó felszínén domborúbb, ér- és idegmentes szövet. Vastagsága 4 mm, mely az életkor előrehaladtával növekszik, idős korra elérheti, az akár 5 mm-es nagyságot is. Hosszanti átmérője 9 mm. Felépítésében különböző differenciálódási szakaszban lévő ectodermális sejtekből áll. Legbelső rétege a belső embrionális magzóna, melyet a secunder embrionális magzóna, majd az öregkori magzóna vesz körül. A magot kívülről a kéreg választja el a legkülső rétegtől, a lencseepitheliumtól, amelynek lamina basalis a lencsetok (46,47). (1. ábra)



1.ábra: Az emberi szemlencse szerkezete

Forrás: Aliò, J.L., Anania, A., Sagnelli, P. (2008). The Aging of the Human Lens. In: Cavallotti, C.A.P., Cerulli, L. (eds) Age-Related Changes of the Human Eye. Aging Medicine. Humana Press. https://doi.org/10.1007/978-1-59745-507-7_5

A lencseepithelium sejtjei az aequatoron túl lencsefüggesztő rostokba mennek át, melyek a musculus ciliaris rostjainak szoros együttműködésével biztosítják a lencse alkalmazkodó, vagyis a görbületi sugár változtatásának képességét. A lencse és a lencsefüggesztő rostok

elaszticitása az életkorral folyamatosan csökken, ezáltal a szem alkalmazkodóképessége egy bizonyos kor után szintén hanyatlik.

A lencse fő alkotóeleme a víz, mely tömegének 65-70%-át alkotja, fehérjetartalma csaknem 35%, ezáltal az emberi szervezet legmagasabb fehérjetartalmú szövete (46).

A felszínhez legközelebb eső magvas sejtek csoportjai organellumokban gazdagok és metabolikusan aktívabbak, míg a lencse belseje felé haladva ezek száma egyre inkább csökken, a legmélyebb rostok már organellum mentesek. Mivel a lencse érmentes szövet, ezért a növekedéséhez és metabolizmusához szükséges energiát a csarnokvíz felől diffúzió útján biztosítja. Az energia főként glükózból származik (48). A lencse víz- és ionos környezetét ionpumpák, például nátrium-kálium és kalcium pumpák tartják fenn, amelyek főleg a preekvatoriális hámban csoportosulnak (49).

A normál szemlencse teljes mértékben tiszta, átlátszó, így biztosítva a fény szóródásmentes útját a retináig. Szürkehályog esetén a szemlencse állományának fokozatos elszürkülése látható. A lencse állományának szürkülése alapvetően a sejtek megváltozott anyagcseréjének köszönhető, melynek során az oxidatív anyagcsere csökkenésével nő a sejteken belüli nátrium, illetve csökken a kálium koncentráció, így az addig hydrophob lencserostok hydrophilakká válnak (46).

Etiológiai szempontból primer és szekunder formáit különböztetjük meg. A leggyakoribb primer forma a senilis, azaz öregkori szürkehályog. A lencsehomály elhelyezkedése szerint nukleáris, kortikális, anterior és posterior subcapsuláris illetve vegyes formáit különítjük el (46, 50).

Kialakulásának oka pontosan nem ismert, multifaktoriális etiológiájú betegség. A kortikális és a posteriore subcapsularis hályog leginkább környezeti ártalmakkal, mint például az ultraibolya sugárzással, illetve a cukorbetegséggel, alkohol és más gyógyszerek fogyasztásával hozható összefüggésbe. A nukleáris szürkehályog a dohányzással is szoros összefüggésben áll. Az

összes szürkehályog típus előfordulása magasabb az alacsonyabb iskolai végzettségűek és a krónikus alkoholfogyasztók körében. Valószínűleg az antioxidánsoknak védőhatásuk van a szürkehályoggal szemben, de ezek pontos mechanizmusa még nem tisztázott (50)

3.3 Szürkehályog érettségi fokának meghatározása

A szürkehályog érettségi fokának meghatározására különböző osztályozási rendszereket dolgoztak ki (Wilmer Ophthalmological Institute of the Johns Hopkins University, Oxford Clinical Cataract Classification and Grading System-OCCCGS, Wisconsin system) (51-54). A jelenleg leggyakrabban használt klasszifikációs rendszer a LOCS (Lens Opacity Classification System). Ezen rendszerek réslámpás vizsgálattal, különböző standardokhoz viszonyítva osztályozzák a szürkehályog típusát és érettségi fokát. A LOCS III a nuclearis cataracták osztályozására hat standard réslámpás képet tartalmaz magszín és opaleszcencia szerint, valamint öt retroilluminációs képet a kortikális szürkehályog, és öt retroilluminációs képet a hátsó subcapsularis szürkehályog besorolására (55-57). Az osztályozási szisztémák eredményei jól összehasonlíthatóak és reprodukálhatóak, azonban meglehetősen szubjektívek. A képalkotó technológia fejlődésével, például a Scheimpflug-elven működő készülékek és az optikai koherencia tomográfia bevezetésével, lehetőség nyílik a lencse szerkezetének objektív értékelésére is (58). Ezen képalkotó technológiák legújabb fejlesztései segítségével olyan automatikus rendszereket hoznak létre, amelyek képesek megtalálni a lencse tájékozódási pontjait, és ezek alapján olyan szürkehályog besorolási pontszámokat adni, amelyek jól korrelálnak a LOCS III klinikai fokozatokkal (59). A mesterséges intelligencia alapú elemző rendszerek mélytanulás (deep learning) módszere is hatékony eszköznél bizonyult, amely objektív és reprodukálható szürkehályog érettségi fok meghatározást tud biztosítani (60).

3.4. Szürkehályog sebészet

3.4.1 Műlencse tervezés

3.4.1.1 Műlencsék típusai

Szürkehályog műtétek során az elszürkült szemlencse eltávolítása után, az optikailag lehető legmegfelelőbb postoperatív látásfunkció elérése érdekében a szem belsejébe műlencsét implantálunk. A műlencse a pre- illetve intraoperatív körülményektől függően beültetésre kerülhet az iris síkja elé, az elülső csarnokba, illetve az iris síkja mögé. Ideális esetben a műlencse implantációjának helye az eredeti szemlencsének megfelelően, a tokzsák. Ennek sérülése esetén a műlencse ültethető a tokzsák elülső felszínére, annak meggyőző stabilitása esetén, a sulcus ciliarisba is. Amennyiben nincs a megfelelő alátámasztást nyújtó tok, abban az esetben a műlencse különböző technikákkal rögzíthető az irishez vagy a sclerához.

Kezdetben polymetil- metakrilát (PMMA) műlencsét alkalmaztak. Mivel ezen lencsék viszonylag nagy rigiditásuk miatt nem összehajthatók, így beültetésük csak nagyobb 5-7 mm-es seben keresztül lehetséges, illetve tokfibrosist (PCO) indukáló hatásuk is nagyobb utódaiknál. Mindezek miatt ma már inkább flexibilis, összehajtható műlencsét implantálunk. Napjainkban a legszélesebb körben elterjedt műlencsék akril alapanyagúak. A korábban széles körben használt szilikon alapanyagú műlencsék különböző tanulmányok alapján biokompatibilisabbnak bizonyultak, de szilikon olajjal feltöltött szemekben nem alkalmazhatóak. Az akril lencsék lehetnek hidrophilek vagy hidrophobak. A hidrophil lencséknek nagyobbak bizonyult a biokompatibilitása és uveitises szemekben is kevesebb gyulladási reakciót váltanak ki, de vastagabbak és hidrophil tulajdonságuk miatt a szerves anyagok rakódhatnak mind a műlencse elülső, mind a hátsó felszínére, megnövelve így a secunder cataracta kialakulásnak rátáját. Ennek csökkentésére ma már a műlencsék széli részei nem lekerekítettek, sokkal inkább élesek, megakadályozva ezzel a hátsó tokon a secunder cataractát kialakító epithelialis sejtek proliferációját. A műlencsék felszínét többnyire UV-, kék

fény szűrő és gyakran heparin réteggel is ellátják, mely csökkenti a gyulladáso s sejtek megtapadását (61,62). Attól függően, hogy az optikai rész hogyan kapcsolódik a haptikákhoz, kialakításukban a felxibilis műlencsék lehetnek egy- illetve háromtestűek.

Törőerő szempontjából, attól függően, hogy a postoperatív látásélességet milyen fókusztávolságokban kívánt korrigálni, megkülönböztetünk egyfókuszú (monofokális) illetve többfókuszú (multifokális) műlencsét. A szaruhártya görbületi sugár eltérése nek (astigmia) korrekciójára a tórikus műlencsék szolgálnak. Manapság egyre inkább elterjedőben van egy prémium monofokális műlencse kategória is, mely a negatív szférikus aberráció növelésével nyújtja meg kissé a fókuszmélységet. A monofokális műlencsék egy speciális csoportja a nyújtott fókuszu (EDoF: Extended Depth of Focus) műlencsék, melyek egyetlen elnyújtott fókuszpontot hoznak létre, a multifokális lencsék több, különálló fókuszpontjához képest. Ezen presbyopiát részlegesen korrigáló lencsetípusok kezdetben a kromatikus aberráció optimalizálásával, diffraktív kialakítással kerültek forgalomba, de használatuknál- bár kisebb mértékben- továbbra is számolni kell a dysphotopsiával. Ezért jelenleg a legújabb, ezen jelenséget minimálisra csökkenteni kívánó nem- diffraktív EDoF műlencsék kerültek forgalomba. Ezen lencséknek a kisebb kontrasztérzékenység veszteség miatt az indikációs köre is szélesebb, így nagyobb biztonsággal használható diabeteses, maculopathias, előrehaladott glaucomás vagy éjszakai vezető pácienseknél. Ma már elérhetőek olyan műlencsék is melyek, a már szürkehályoggal megoperált, pseudophakiás szemekbe ültetve módosítják a törőerőt. Ezen add-on lencsék a sulcusba a meglévő műlencse elé kerülnek implantálásra. Jelenleg monofokális és trifokális változatban, szférikus és tórikus korrekcióval elérhetőek. Speciális add-on műlencse a bifokális Scharioth Maculalencse (AddOn Scharioth Macula, 1stQ, Medicontur), mely pseudophakiás szembe ültetve a centrumban nagyító hatást biztosít a távoli látás és a látótér befolyásolása nélkül. Ezen lencsének jelenleg maculadegenerációs betegek esetén van létjogosultsága. A multifokális műlencsék megfelelő látásélességet biztosítanak távolra, közelre illetve

intermedier távolságra is. Azonban ezek a lencsék érzékenyebbek a reziduális fénytörési hibákra és a dysphotopsiák is gyakori jelenségek esetükben. Ezért jelenleg a multifokális műlencsék fejlesztése során a gyártók elsődleges célja ezen jelenségek (glare, glistening) minimálisra csökkentése. Ma már szinte minden gyártó diffraktív multifokális műlencsét forgalmaz, mely a lencse elülső vagy hátsó felszínén koncentrikus gyűrűs zónákat tartalmaz. (61,62,63).

3.4.1.2 Biometria

A műlencsék ideális dioptriájának megtervezése, azaz a postopreatív refrakció emmetroptól való lehető legminimálisabb eltérése, komplex, több tényezőn alapuló mérési folyamat. Kezdetben a méréshez legfontosabb paraméter, a szemgolyó tengelyhosszának (AL: axial length) meghatározása A-scan ultrahang vizsgálat segítségével történt. Ennek során egy fókuszált ultrahangnyalábot bocsátunk a szem szöveteire és a visszaverődött hangenergiát az idő függvényében ábrázoljuk. A kapott görbe amplitudója mutatja a visszaverődött hang intenzitását. Ezen magas amplitudot okozó felszínek a szaruhártya elülső és hátsó felszíne, a lencse elülső és hátsó felszíne, valamint az üvegtest és a retina határfelszíne. Ismerve az ultrahangnyalábnak a szem különböző szöveteiben, így a corneában, a csarnokvízben, a lencsében és az üvegtestben a terjedési sebességét, meghatározható a szem tengelyhossza. (2. ábra)



2. ábra: A-scan ultrahang képe:

A piros nyilak balról jobbra haladva: a cornea elülső és hátsó felszínét, a lencse elülső és hátsó felszínét és a vitreoretinális határfelszínét jelölik
(Saját ábra)

Mivel a vizsgáló fej magas ultrahang frekvenciát (10-15 MHz) bocsájt ki, ez a levegőn nem képes áthatolni, ezért a vizsgálathoz a fejnek és corneának közvetlen kontaktusba kell kerülnie. Ez további buktatója lehet ennek a mérési módszernek, hiszen a cornea rugalmas szövet, így a vizsgálat során könnyen megnyomható, ezáltal fals, rövidebb tengelyhossz értékeket eredményezve. Ennek kivédésére kidolgozták az immerziós vizsgálatot, melynek során a cornea felszínére egy fiziológiás sóoldattal feltöltött kamrát helyeznek, így ezen keresztül történik a mérés. Mivel ezen vizsgáló módszer nagy gyakorlottságot igényel és sokszor meglehetősen szubjektív, hiszen a vizsgálónak a legpontosabb tengelyhossz meghatározása érdekében a vizsgáló fejet teljesen merőlegesen kell tartania a cornea és a lencse felszínére, valamint a vitreoretinális felszínre is, ezért egyre inkább felváltotta az optikai biometria módszere. Azonban teljesen elszürkült szemlencsék, ideghártyaleválás, üvegtesti vérzés vagy cornealis hegek esetében még ma is sokszor használt eljárás (62, 64-67).

Az utóbbi években több tanulmány is bebizonyította, hogy az optikai módszerrel végzett biometria pontosabb és reprodukálhatóbb mérési eredményeket biztosít, mint az A-scan ultrahang vizsgálat (68,69,70). Ez a vizsgálmódszer a szaruhártya elülső felszínét borító könnyfilm és retinalis pigmentepithel közötti távolságot méri alacsony koherenciájú interferometriával. A vizsgálat non-kontakt módon zajlik és még nehezebben kooperáló betegek esetében is viszonylag rövid idő alatt elvégezhető. További előnye az A-scan ultrahanggal szemben, hogy számos, a műlencse dioptriát is részben befolyásoló paraméter mérhető segítségével. Ilyen paraméterek a tenyeglyhossz (AL), a szaruhártya görbületi értékei (K1, K2), az elülső csarnok mélység (ACD: Anterior Chamber Depth), a lencsevastagság (LT: lens thickness), a cornea vízszintes átmérője (WTW: white-to-white), a pupilla átmérő (PD: pupil diameter), a centrális szaruhártya vastagság (CCT: central corneal thickness) és a tengelyferdeség vagyis az astigmatismus tengelye (K axis). A műlencsetervezés során ezen paraméterek különböző súllyal kerülnek beszámításra a műlencsét jellemző A konstans mellett (63,71,78).

Az optikai biométereknek jelenleg 3 generációja ismert. Az első generációs készülékek (IOLMaster 500- Zeiss, Galileli GG- Ziemer) a parciais koherencia interferometria (PCI), a második generációs készülékek (Lenstar LS900- Haag-Streit, Aladdin-TopCon) optikai alacsony koherencia reflektometria (OLCR), a harmadik generációs készülékek (IOLMaster 700-Zeiss, Argos-Alcon, Anterion- Heidelberg, EyeStar 900- Haag –Streit) optikai koherencia tomográfia (SS- OCT) elvén végzik a biometriai méréseket (63).

A műlencse tervezéshez nélkülözhetetlen matematikai képletek szintén több generációs fejlődésen mentek keresztül. Az első generációs, Fjodorov által 1967-ben leírt képlet jelentős hibák forrása volt, mivel azt feltételezte, hogy a műlencse posztoperatív pozíciója kizárólag a páciens műtét előtti fénytörésének függvénye. Ezért a hetvenes évektől az A-scan ultrahanggal jól mérhető tengelyhossz, majd a későbbiekben szintén egyszerűbben meghatározható

keratometriás értékek képezték alapját a második generációs képleteknek, melynek legismertebb képviselője az SRK II. A harmadik generációs formulák ezen képleteknek a továbbfejlesztett változatai, amelyek matematikai módszerekkel próbálták még pontosabban meghatározni a műlencse mûtét utáni pozícióját. Ezek közül a legismertebbek az SRK/T, a Hoffer Q, valamint a Holladay 1 formulák. A Haigis képlet a tengelyhossz és keratometriás értékek mellett már figyelembe veszi az elülső csarnok mélységet is, illetve a korábbi egy helyett már három konstans használ fel a számításokhoz. A negyedik generációt képviselő Olsen képlet az eddig paraméterek mellett a szemlencse vastagságot is figyelembe veszi. A modernebb műlencse kalkulációs metódusok (mint a Holladay 2 vagy a Barrett Universal II. formula) egyéb paraméterekkel is számolnak, mint a preoperatív refrakció, a centrális szaruhártya vastagság, illetve a szaruhártya átmérő (126).

A műlencsék dioptriájának megtervezéséhez a készülékek is ezen különböző, több generációs formulákat tartalmazzák. Az első, mai napig elterjedten alkalmazott az 1990-ben, Retzlaff által közölt SRK-T (Sanders-Retzlaff-Kraff) formula (72). Azonban ennél a ma már sokkal pontosabb mérési eredményeket biztosító formulák is használatban vannak, de 100%-os biztonsággal tervezhető eljárás még mai napig nem létezik. Míg Retzlaff a tervezett refrakciótól való $\pm 1.0D$ eltérést tartott elfogadhatónak (72), 2005-ben a célkitűzés $\pm 0.5D$ eltérés 70%-ra, $\pm 1.0D$ eltérés 90%-ra módosult (73). Egy 2016-ban közölt tanulmány az esetek 75%-ában talált $\pm 0.5D$ -án belüli eltérést, míg a $\pm 1.0D$ -án belüli eltérések aránya 95%-ra növekedett (74,75). Több tanulmány közölte azt is, hogy a műlencse kalkulációs képletek pontossága a különböző tengelyhossz tartományokban eltérő lehet (76,77). Jelenleg a Barrett Universal II formulát tartják a legsokoldalúbbnak, emellett a Holladay 1, a Haigis és az Olsen formula a leginkább javasolt. (74,75)(1. táblázat).

Tengelyhossz	Kane J (2016) (74)	Cooke DL (2016) (75)
<22,0 mm	Haigis (Holladay 1, Barrett Universal II)	Barrett Universal II (Olsen)
22,0-24,5 mm	Barrett Universal II (Holladay II)	Barrett Universal II (Haigis)
24,5-26,0 mm	Barrett Universal II (Holladay 1,2)	
>26,0 mm	Barrett Universal II (SRK/T)	Olsen (Haigis, Barrett Universal II)
Teljes tartomány	Barrett Universal II	Barrett Universal II

1.táblázat: A tengelyhossz függvényében ajánlott műlencsetervező módszerek összesítése 2 nagy tanulmány alapján (Németh Gábor, Dunai Árpád: A premium műlencsék elméleti háttere és alkalmazási gyakorlata, Budaörs, Magyarország : Color Nyomda (2025) ISBN: 9786150228914)

A műlencse tervezés jövőjének a mesterséges intelligencia, azaz gépi tanuláson alapuló metódusok ígérkeznek (78). Ezek első képviselője a Hill-RBF metódus, de ma már az ismert eljárások száma megközelíti a tizet (79).

Mivel a műlencsetervezéssel kapcsolatos elvárások folyamatosan növekednek, egyre inkább törekednünk kell a mérések és eredmények minnél pontosabbá tételére. Erre azért is egyre nagyobb az igény, mert a cataracta műtét napjainkra a látás javításán túl refraktív célokat is kell, hogy kielégítsen. Emiatt minden olyan új információ, amely a mérés pontosságát tovább javíthatja kiemelkedő jelentőséggel bír.

3.4.2 Szürkehályog műtétek típusai

Az utóbbi évtizedekben a szürkehályog sebészet folyamatos fejlődésével egyre modernebb technikákkal, egyre kisebb sebeken keresztül végzik az operációkat. Kezdetben a lencsét nagyobb seben keresztül, egészben távolították el a szem belsejéből.

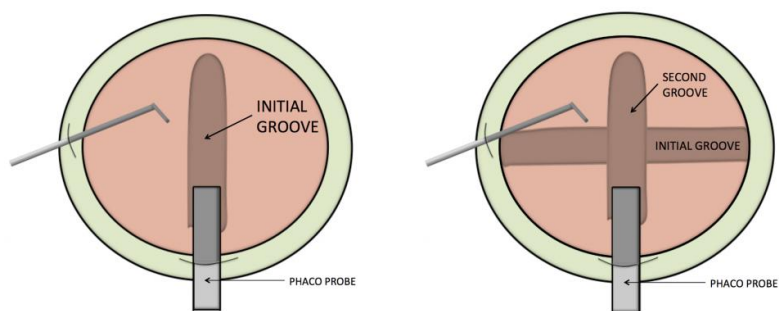
Intracapsularis, zárt tokos cataracta extractio (ICCE) során a lencsét teljes egészében, hurok vagy cryoapplikátor segítségével emeljük ki az őt körülvevő tokkal együtt. Ma is alkalmazott és ajánlott eljárás sérülés vagy generalizált betegségek következtében subluxalt vagy luxalt lencse esetén. A lencsetok hiánya miatt a primer műlencse beültetés legtöbbször komoly akadályokba ütközik, így az esetek döntő többségében secunder műlencse beültetés követi a primer operációt. A műtéttel járó intraoperatív szövődmények reaktív rátája is igen magas. Ezek közül legfontosabb a nagy mennyiségű üvegtest veszteség illetve a megnövekedett expulzív vérzés kockázata. Mivel a nagy sebet több varrattal kell zárni, ezért gyakori a postoperatív astigmia előfordulása (61,80,81).

Magas szövődmény rátája miatt, az ICCE műtéteket egyre inkább az extracapsularis, vagyis nyitott tokos cataracta extractio (ECCE) váltotta fel. Ennél a műtéttípusnál az ICCE-hez hasonlóan, nagy seben keresztül, egészben történik az elszürkült szemlencse extrimalása, de nagy előnye elődjéhez képest, hogy ebben az esetben az elülső tokon készített nyíláson keresztül történik a lencsemag majd a kéreg eltávolítása, így az elülső tok egy része, illetve a hátsó tok épsége megmarad. Ennek köszönhetően a műlencse már a primer műtét során beültethető a lencsetokra vagy akár annak épsége esetén a tokzsákba. Mivel üvegtesti előreeséssel vagy üvegtest veszteséggel kevésbé kell számolni az intra- illetve postoperatív szövődmények lehetősége is sokkal kisebb (61,80,81).

1967-ben Charles Kelman kifejlesztett egy új, addig nem ismert műtéti technikát, a phacoemulsificatiót. Az innovatív módszer segítségével tovább csökkent a szövődmények lehetősége. Ennél a technikánál már jóval kisebb, pár miliméteres (jelenleg általában 2 mm körüli) cornealis seben keresztül történik a szürkehályog eltávolítása, illetve ugyanezen seben keresztül ültethető be a műlencse is. Ezen clear cornealis alagútsebek varrattal történő zárása az esetek döntő többségében már nem szükséges, így minimálisra csökkenthető a postoperatív astigmia lehetősége. A műtét során a phacoemulsificator a lencsemagot ultrahang energia által

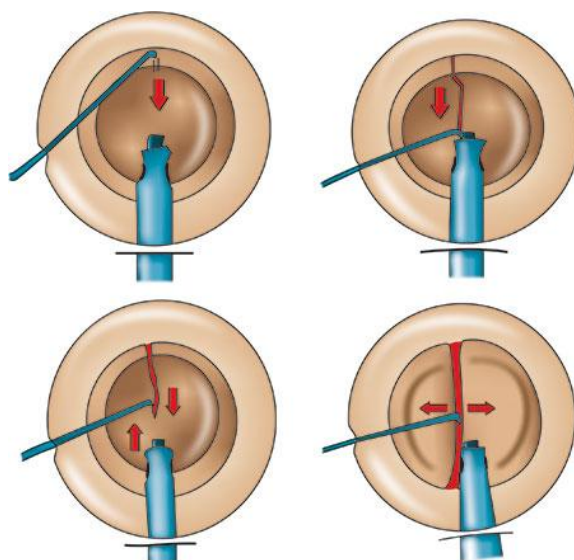
vezérelt csőszerű titániumvéggel ellátott kézidarabbal fragmentálja kisebb darabokra, majd ezeket a darabokat ugyanezen készülék segítségével távolítják el a szem belsejéből. Ezután a maradék kéregdarabok leszívása irrigáló-aspiráló fej segítségével történik. Mind a phacoemulsificatio, mind az irrigatio-aspiratio szakasza alatt a kis cornealis sebnek köszönhetően, zárt rendszerben, infúzió (BSS) tartja fennt az állandó szemnyomást illetve a konstans csarnokmélységet (61,80).

A műtét lépései nagyvonalakban a következők. A clear cornealis seb készítése után az elülső csarnokot, a csarnok mélység fenntartása, illetve a cornealis endothel sejtek védelme érdekében viscoelasticus anyaggal töltjük fel, majd az elülső tokon centrális, kerek nyílást, capsulorhexist (CCC) készítünk. Ezután a kérget és tokot, illetve a kérget és a magot sóoldat segítségével elválasztjuk egymástól. Ezt nevezzük hydrodissectionnak. Amikor a lencse már biztonságban mozgatható, forgatható a lencsetokon a lencse fragmentálása következik. Ennek kivitelezésére több technika lehetséges. Egyik típusa a divide and conquer technika (3.ábra), melynek során a phacoemulsificátorral két, egymásra merőleges árkot ásunk a lencse magban, majd ezek mentén spatula segítségével választjuk szét kisebb darabokra. Az árokásás alatt használt ultrahang energia csökkentése, ezáltal a corneális endothel sejtek nagyobb védelme miatt fejlesztették ki a phaco chop technikát. Ennek során nem szükséges a magban hosszanti árokásása, a phacoemulsificatio hegyével mélyen a mag belseje felé fúrunk, majd ezzel szemben egy chopperrel széthasítjuk a magot. (4.ábra)



3. ábra: Divide and conquer technika

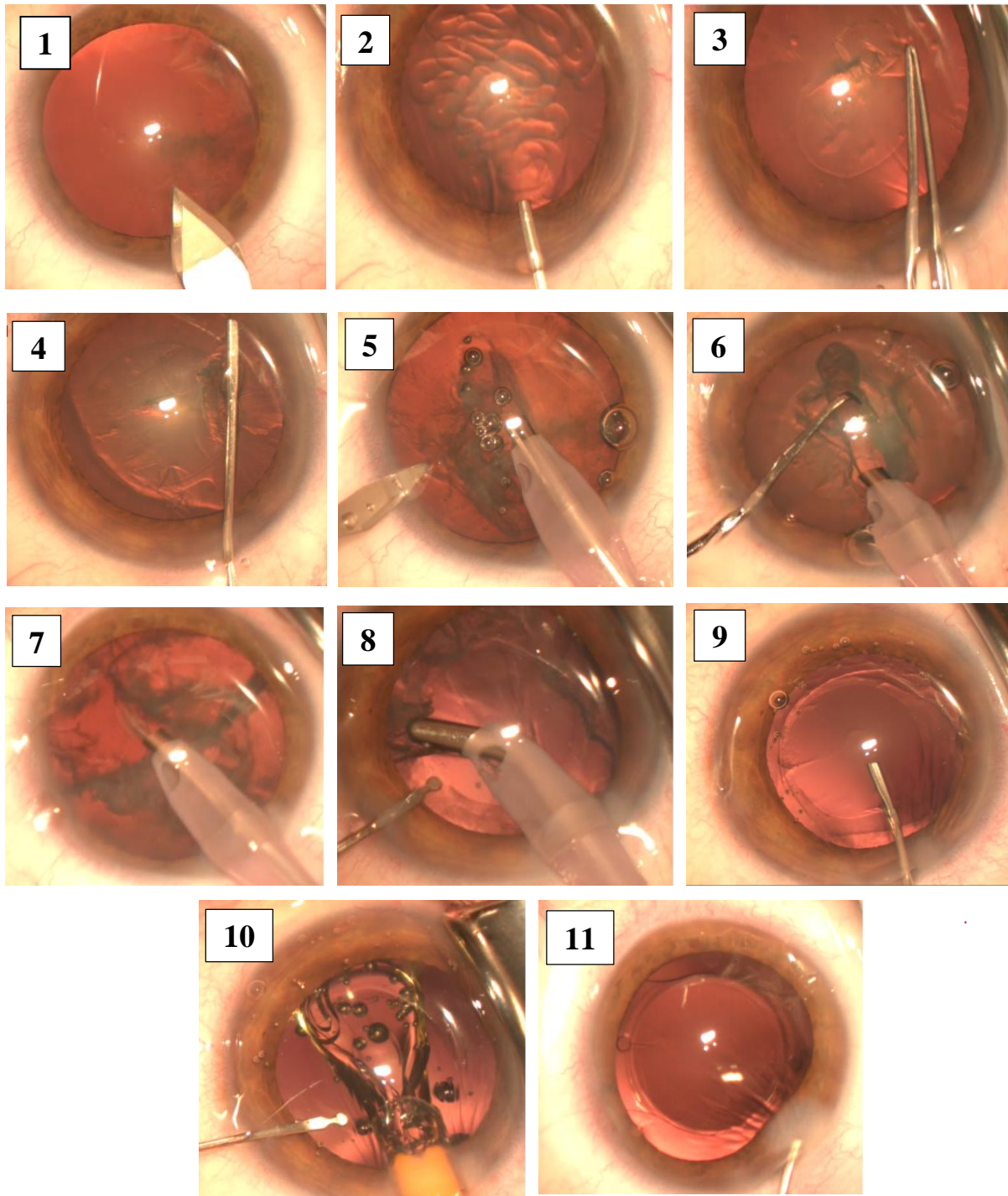
Forrás: <https://morancore.utah.edu/section-14-ophthalmic-surgery/divide-and-conquer/>



4. ábra: Phaco chop technika

Forrás: <https://www.jaypeedigital.com/book/9788184483819/chapter/ch10>

Majd ezt követi a kéregdarabok leszívása, eltávolítása. A folyamat végére a tokzsákból a lencse kérgi és mag része teljes mértékben elávolításra kerül. Ide implantáljuk a kis corneális seben keresztül a műlencsét, majd a sebet hydrálással zárjuk (61,62) (5. ábra)



5.ábra: Phacoemulsificatio lépései

1. Clear cornealis sebkészítés 2. Viscoelasticus anyag injektálása az elülső csarnokba 3. Capsulorhexis 4. Hydrodissectio 5. Cornealis segédnyílás készítése 6. Mag darabolása 7. Phacoemulsificatio 8. Irrigatio-aspiratio 9. Viscoelasticus anyag injektálása a tokzsákba 10. Műlencse implantáció 11. Sebek zárása hydrálással (Saját ábra)

3.4.3. Szürkehályog műtét szövődményei

A szürkehályog műtétek fejlődésével, valamint a műtéti sebek nagyságának csökkenésével jelentősen csökkent a intra- illetve postoperatív szövődmények előfordulása.

Intraoperatív szövődmény lehet a hátsó tok megszakadása és a zonularis rostok sérülése (zonulolysis), illetve ezeken keresztüli üvegtesti veszteség. Az iris vagy corpus ciliare sérülése miatt nagyobb volumenű vérzés keletkezhet, amely miatt korlátozódhatnak az operáció alatti látási viszonyok is. Hátsó tok sérülése esetén lencse fragmentumok, zonula rostok kiterjedt szakadása esetén pedig akár az egész lencse az őt körülvevő tokkal együtt süllyedhet az üvegtesti térbe. Több más kiváltó ok mellett, a phacoemulsificatio hegy felszíni egyenlensége is előidézhetheti a lencsetok sérülését. Amennyiben az elsüllyedt lencse részek az üvegtesti térben maradnak uveitist, secunder glaucomát, retina ablatiot illetve krónikus cystoid macula oedemat okozhatnak. Mindezek miatt az elsüllyedt lencse részeket vitrectomia segítségével el kell távolítani. A korábbi nagyobb sebeken keresztül végzett szürkehályog műtétekhez képest phacoemulsificatio során már csak ritkán fordul elő suprachorioidealis vagyis expulzív vérzés (61,62,82,83).

A műtétet követő 12- 48 órán belül jelentkező, korai postoperatív szövődmény lehet a toxikus elülső szegmens szindróma (TASS), mely egy heveny, steril gyulladás. A cornea endothel rétegének károsodása miatt diffúz cornea oedema, a vér-csarnokvíz gát sérülése miatt fibrines gyulladás és hypopyon, az iris és trabecularis hálózat diszfunkciója miatt tág pupilla és secunder glaucoma jellemzi. A gyulladás kizárólag az elülső szegmentre korlátozódik, hátsó szegment érintettséggel nem jár. A betegek fő panasza általában a hirtelen, nagyfokú látásromlás illetve az erős szemfájdalom. Számos anyag okozhat TASS-t, beleértve a sebészeti eszközök tisztítása és sterilizálása során használt anyagok maradványait, a helytelen pH-jú, ozmolaritású vagy ionösszetételű öblítőoldatokat, tartósítószeret, stabilizálószereket, denaturált szemészeti viscosus sebészeti anyagokat, endotoxinokat, nehézfémeket, toxikus dózisú intraocularis

gyógyszereket és kenőcsöket (84-95). A szemsebészeti eszközökön, a használatukat követően egyre nagyobb számban megjelenő felszíni sérülések anyaghiányába a tisztítás során használt anyagok, de a műtétek során jelenlévő szerves anyagmaradványok is felhalmozódhatnak és TASS-t okozhatnak.

Postoperatív szövődmények tekinthető a cornea átmeneti oedemaja, mely akár kezelés nélkül is megszűnhet. Előfordulhat a műtét után macula oedema is, mely még az alkalmazott terápiák után is, akár hónapokig is elhúzódó látáscsökkenést okoz (Irvine-Gass szindróma). Irisprolapsus vagy sebszivárgás esetén fokozódik a postoperatív hypotonia esélye, melynek tartós fennállása esetén chorioidea vagy retina leválás is kialakulhat. Mindemelett a seb területébe ékelődő iris és maga a nyitott seb is megnöveli a kórokozók bejutásának esélyét az intraocularis térbe, ezzel igen komoly szövődményt, endophthalmitist okozva (61,62,82,83).

Késői postoperatív szövődmény lehet a műlencse mögött a hátsó tok fibrosisa, mely a hátsó tokon maradt lencse sejtek proliferációjának köszönhető (61,82,83).

4. Célkitűzés

Phacoemulsificatio során, az in vivo körülmények között használt hegyeket mikrostrukturálisan nem csak az intraoperatív UH energia, hanem a lencseeltávolítás közbeni fizikai kontaktus is károsíthatja. Mivel ezeket a hegyeket többször is használhatjuk így a műtéti eredményességre is hatással lehetnek ezen elváltozások. Tanulmányunk során reflexiós fénymikroszkóppal és atomi erő mikroszkóppal (AFM) vizsgáltuk hogyan változik a phacohegyek mikrostrukturális szerkezete szürkehályog műtétek során.

Vizsgálataink során célul tűztük ki, hogy megítéljük hogyan változik az egyszer- és többszörhasználatos hegyek felszíni érdessége.

Célul tűztük ki továbbá, hogy összehasonlítsuk két műtéti technika hatását a phacoemulsificatio hegyek mikrostrukturális szerkezetére, illetve annak vizsgálatát is, hogy melyik a kevésbé anyagkárosító technika.

Ezen túl arra is kerestük a választ, hogy a különböző biometrikus paraméterek esetén vannak-e és milyen mértékű változások mutathatók ki a nap különböző időpontjaiban, illetve, hogy ezeknek a változásoknak lehet-e klinikai jelentősége a műlencse (IOL) dioptriájának tervezésében és kiszámításában.

5. Betegek és módszerek

5.1 Phacoemulsificatio hegyek ultrastrukturális vizsgálata

5.1.1 Betegek

Vizsgálatunkba I-IV fokban érett szürkehályoggal diagnosztizált, 22 és 94 év közötti betegeket vontunk be. A betegpopulációt két részre osztottuk, egy részüket divide and conquer másik részüket chop technikával operáltuk meg. A műtéteket teljeskörű szemészeti kivizsgálás (vizus vizsgálat, szemnyomásmérés, réslámpás vizsgálat szűk majd tágított pupilla mellett, fundus vizsgálat) és műlencse tervezés előzte meg. Majd az operációk szemfelszíni csepp érzéstelenítésben történtek meg.

A vizsgálatok és műtétek helyi etikai bizottság által jóváhagyott keretek között zajlottak. (BORS-12/2020, DEKGYEK, 10/2020).

5.1.2. Phacoemulsificatio hegyek

Tanulmányunk során Bausch and Lomb DP8230A (hajlított többszörhasználatos) és Bausch and Lomb DP8230S (egyenes, egyszerhasználatos) phacoemulsificatio hegyekkel végeztünk szürkehályog műtéteket. Mindkét hegy esetében megtörténtek a mérések gyári állapotban, illetve öt, tíz, húsz, harminc és ötven sterilizálási ciklus után. Majd ugyanilyen számú műtét elvégzése után szintén elvégeztük a vizsgálatokat.

5.1.3. Műtéti technikák

A műtéteket két gyakorlott operatőr végezte, egyikük divide and conquer, a másik operatőr crack (chop) technikát alkalmazott, így lehetővé vált ezen technikák phacoemulsificatio hegyekre gyakorolt hatásának összehasonlítása is. A műtétek során minden esetben feljegyezésre került a betegek kora, a szürkehályog érettségi foka (grade I-IV), a műtét időtartama (esetidő), az abszolút phaco idő (APT), az effektív phaco idő (EPT), az átlagos

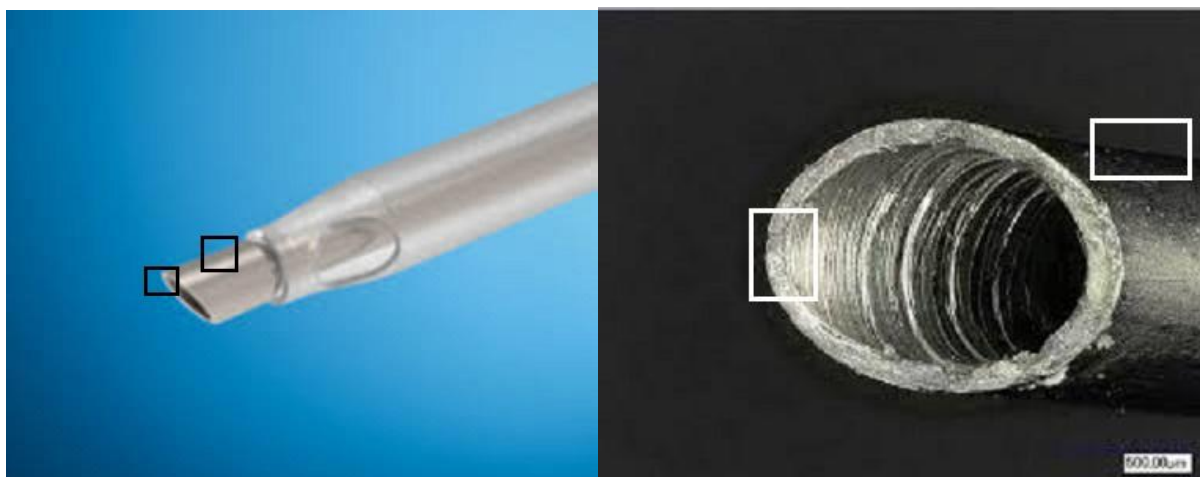
phaco energia (UH AVE%), a műtét közbeni esetleges kontaktus a phacohegy és a segédeszköz között, illetve az esetleges műtéti szövődmény. Ezen utóbbi két esetben az adatokat kizártuk a további vizsgálatból.

5.1.4. Sterilizálás

A phacoemulsificatio hegyek tisztítása minden alkalommal desztillált vízzel és 2 bar nyomású sűrített levegővel történt. Majd autokláv (Statim 5000, SciCan GmbH, Leutkirch im Allgäu, Németország) segítségével, csomagolatlanul, 3,5 percig, 134°C-on végeztük a sterilizálást (96).

5.1.5. Morfológiai vizsgálat

A phacoemulsificatio hegyek morfológiai vizsgálatához atomi erő mikroszkópiát (AFM) és reflexiós fénymikroszkópiát használtunk. (Eötvös Loránd Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Kémiai Intézet, Határfelületi- és Nanoszerkezetek Laboratóriuma). A fénymikroszkópia segítségével kvalitatív információt szerezhethetünk a tűk élének és palástjának kopásáról. Az atomi erő mikroszkópiával szintén a tűk élén és a palástján bekövetkező morfológiai változások kvantitatív nyomon követése valósítható meg a felületi érdesség meghatározásán keresztül. A vizsgálatokat a tűk két részén végeztük: a tűk élének a legvégén, mely először kerül a szövetekkel kapcsolatba (él) és a tűknek a hegyhez közeli (~50-100 µm távolság) külső palást részén (palást). (6.ábra)



6.ábra: Phacoemulsificációs hegyek éle és palástja – a bekeretezett részek az elemzéshez használt területeket jelölik

Forrás: <https://www.geuderasiapacific.sg/products/instruments/pep-phaco-set>

Ezekon a helyeken AFM segítségével $20 \times 20 \mu\text{m}^2$ területekről készültek topográfiai felvételek. Emellett az élről körben, illetve a paláston körülbelül 1 mm-es területről készültek fénymikroszkópos felvételek.

Az AFM mérésekhez Park XE-100 (Park System, Inc., Suwon, Korea) készüléket használtunk, tapping módban, NSC15 szondával, 512×512 pixel felbontásban. A rögzített képeken kiértékelést követően érdesség analízist végeztünk. Ennek folyamán az átlagos felületi érdesség (S_a), a felületi négyzetes közép érdesség (S_q) és a tíz-pontos magasság (S_z) értékeket határoztuk meg:

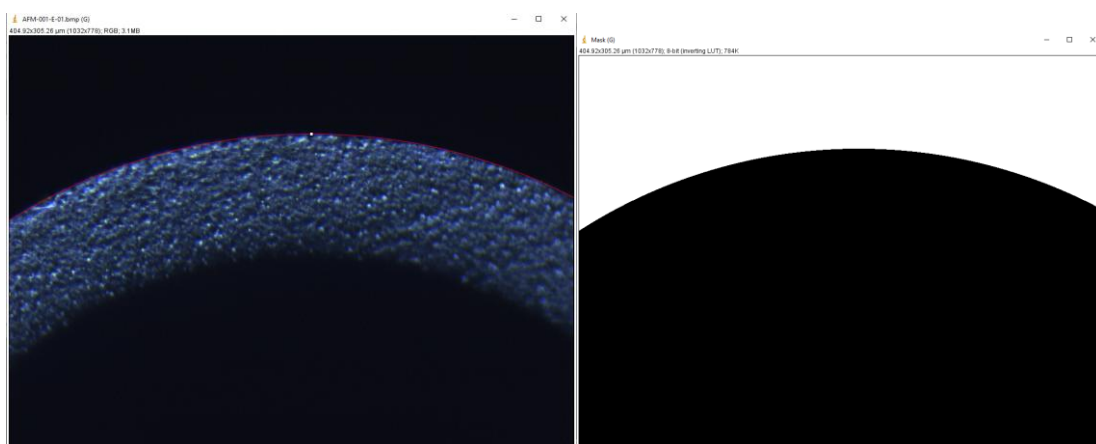
$$S_a = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |z_j - \bar{z}|$$

$$S_q = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_j - \bar{z})^2}$$

Ahol N a mérési pontok száma, \bar{z} az átlagos magasság érték és z_j a magasság érték adott pontban.

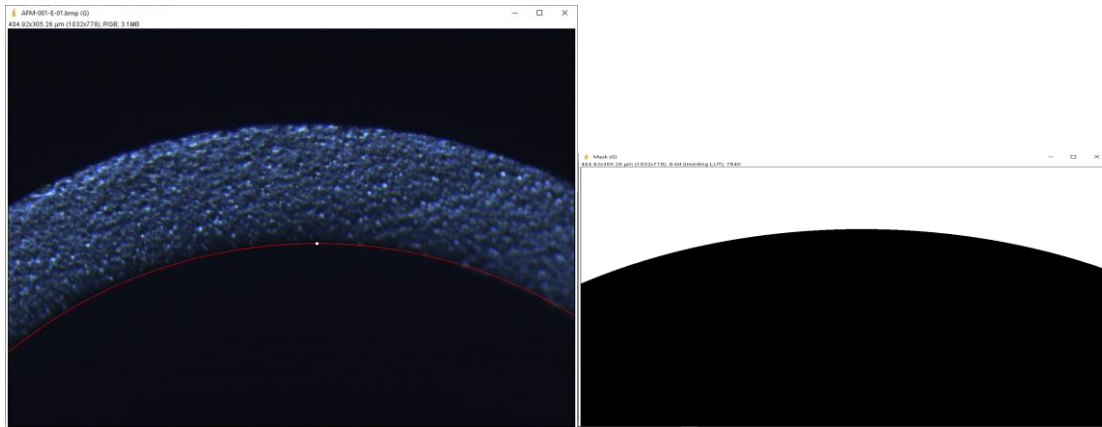
Az S_a érték egy egyszerű áttekintő számérték az átlagos érdességről, míg az S_q érték érzékenyebb a mintán előforduló nagyobb szintkülönbségekre, ezért érzékenyebben jelzi a kisebb számú nagyméretű objektumok jelenlétét. Az S_z érték a minta 10 legmagasabb és 10 legalacsonyabb pontjainak átlaga közötti eltérést adja meg, különösen érzékeny lehet ha a mintán akár csak lokalizált, de nagy mértékű szintkülönbségek találhatók. Az érdességeket az alábbi algoritmus szerint határoztuk meg. A reprezentatív AFM képeket 25 egyenlő ($4 \times 4 \mu\text{m}^2$) méretű mezőre osztottuk. A képrészleteken külön-külön elvégeztük az érdességanalízist. A kapott 25 érdesség adatnak vettük az átlagát és meghatároztuk a konfidencia intervallumát. A konfidencia intervallum mérete alapján plusz információt nyerünk a minták topográfiai homogenitásáról a $4 \mu\text{m}$ -es méretskálán.

Az él kopását a reflexiós fénymikroszkóp képek elemzésével is megvizsgáltuk. Ehhez meghatároztuk a tű élének a külső peremvonalhosszát, majd ezt az ideális elliptikus profil hosszához viszonyítottuk. Vizsgáltuk továbbá a tű élének a területében bekövetkező változását. A tű hegyének külső peremére kört illesztettünk és az illesztett profilt felhasználva előállítottunk egy maszkot. A képről meghatároztuk az ív hosszát és a maszk területét.(7.ábra)



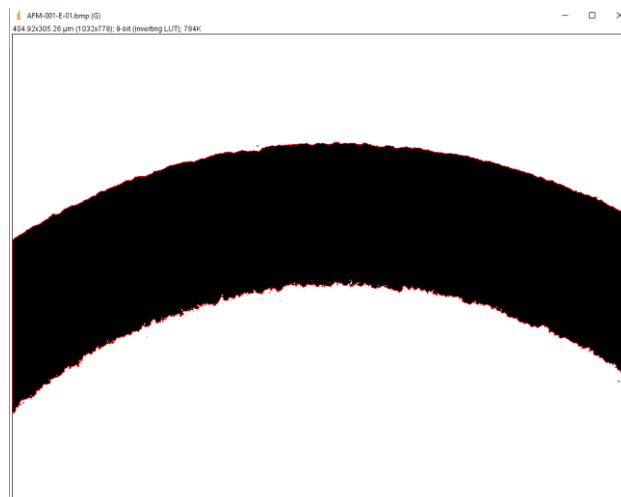
7.ábra: Tű élének külső peremvonalára kör illesztése, majd ezen terület alatti ‘maszk’ előállítás

Az így kapott ív hosszát (l_{id}) hasonlítottuk az ideálisan sima peremvonalhosszhoz. A tű hegyének belső peremére szintén körívet illesztettünk és itt is létrehoztunk egy maszkot. (8.ábra)



8.ábra: Tű élének belső peremvonalára kör illesztése, majd ezen terület alatti ‘maszk’ előállítása

Meghatároztuk ennek a maszknak is a területét és a két maszkolt terület különbségeként megkaptuk az ideális élű tű cikkelyének területét (A_{id}). (9.ábra)



9.ábra: A két maszkolt terület közötti különbség

Ezt követően a képet megfelelő határértékek beállítását követően binárisra konvertáltuk.

Meghatározzuk a külső íven a profil hosszát (I) és a túcikkely területét (A).

A kapott értékeket az ideális ívű értékekhez viszonyítjuk ($I/I_{id} \cdot 100\%$ és $A/A_{id} \cdot 100\%$).

5.1.6. Statisztikai elemzés

A statisztikai elemzést Microsoft Excel szoftverrel (2016-os verzió, Microsoft Corp.) végeztük.

A leíró statisztikákon (átlagok, standard deviációk, mérési tartományok) túlmenően az adatok normalitását Kolmogorov-Smirnov teszt alkalmazásával vizsgáltuk. A csoportok közötti adatok összehasonlítására Wilcoxon tesztet, a változók közötti összefüggések értékelését Spearman korrelációs teszttel végeztük.

5.2 Biometriai paraméterek vizsgálata

5.2.1 Módszerek

A 16 éves életkor feletti beteg adatbázisban szereplő összes, rendelési időben végzett, phakias szem mérése megkülönböztetés nélkül szerepelt a retrospektív adatgyűjtésben. Az egyetlen kizárási kritérium a korábbi lézeres látáskorrekció volt. A napi rutinunknak megfelelően mért adatbázist használtuk, naponta csak egyszer vettünk fel biometrikus adatokat ugyanarról a személyről.

A mérésekhez IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG Jena, Németország) készüléket (1.50.7.40411 szoftververzió) használtunk. A mérések 2016. július 9. és 2023. november 14. között történtek. A rendelési időt a GMT+1.0 időzónában 7:00 és 15:00 óra között határoztuk meg és az adatokat óránkénti csoportokban kezeltük ezen a tartományon belül. A biometrikus mérések medián ideje 10:44:12 volt.

Az adatgyűjtéshez anonimizált betegadatokat, például életkort, biológiai nemet és biometrikus paramétereket (tengelyhossz, elülső csarnokmélység, szaruhártya centrális vastagsága,

szaruhártya white-to-white távolsága, keratometriás értékek, lencsevastagság) használtunk, melyeknek mérése az IOLMaster 700 szoftverrel történt. Az exportált csv fájlban található biometrikus értékek tartalmazták a vizsgálat pontos (óra:perc) időpontját. A teljes populáció mérési adatait így óra:perc adatok szerint rendeztük, és a vizsgálati órák intervallumai szerint csoportosítottuk. Ezen csoportokból származó adatokat, azaz az egyórás intervallumokban végzett vizsgálati eredményeket használtuk fel a további elemzéshez.

A vizsgálati protokoll megfelelt a 2013-ban felülvizsgált Helsinki Nyilatkozat alapelveinek, és azt a Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Központi Kórház és Egyetemi Oktatókórház Regionális/Intézményi Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága hagyta jóvá, BORS-03/2024 azonosító számmal.

5.2.2 Statisztikai elemzés

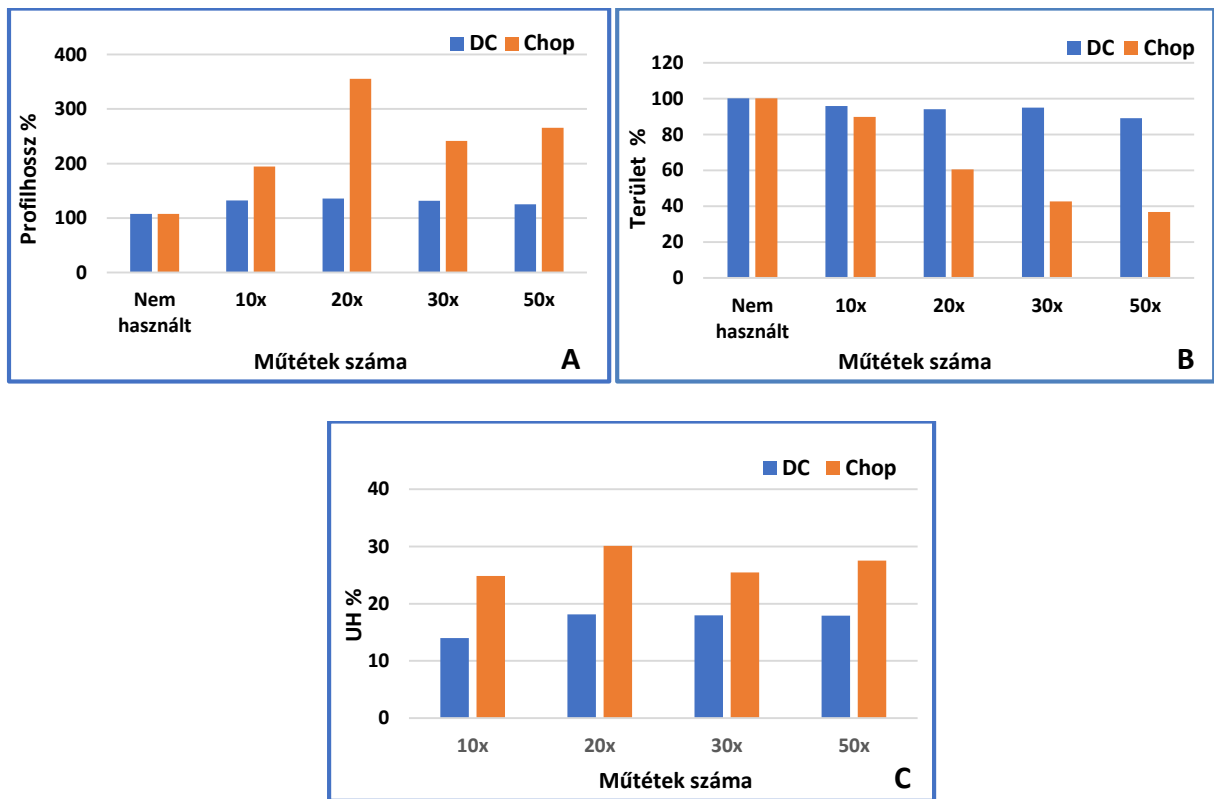
Az adatkezeléshez és a statisztikai adatfeldolgozáshoz Microsoft Excel 2021 programot és MedCalc statisztikai szoftver 13.0.6 verzióját (MedCalc Software BvBA, Ostend, Belgium) használtuk. A 0,05 alatti P-értéket tekintettük szignifikánsnak. Leíró statisztikákat végeztünk az átlag, a median és a szórás (SD) meghatározására. Az adatok eloszlását és normalitását Shapiro-Wilk teszttel becsültük meg, majd Mann-Whitney tesztet használtunk az adatcsoportok összehasonlítására. Három vagy több, nem illeszkedő csoport összehasonlítására Kruskal-Wallis tesztet, két változó közötti kapcsolat számszerűsítésére Spearman korrelációs tesztet alkalmaztunk.

6. Eredmények

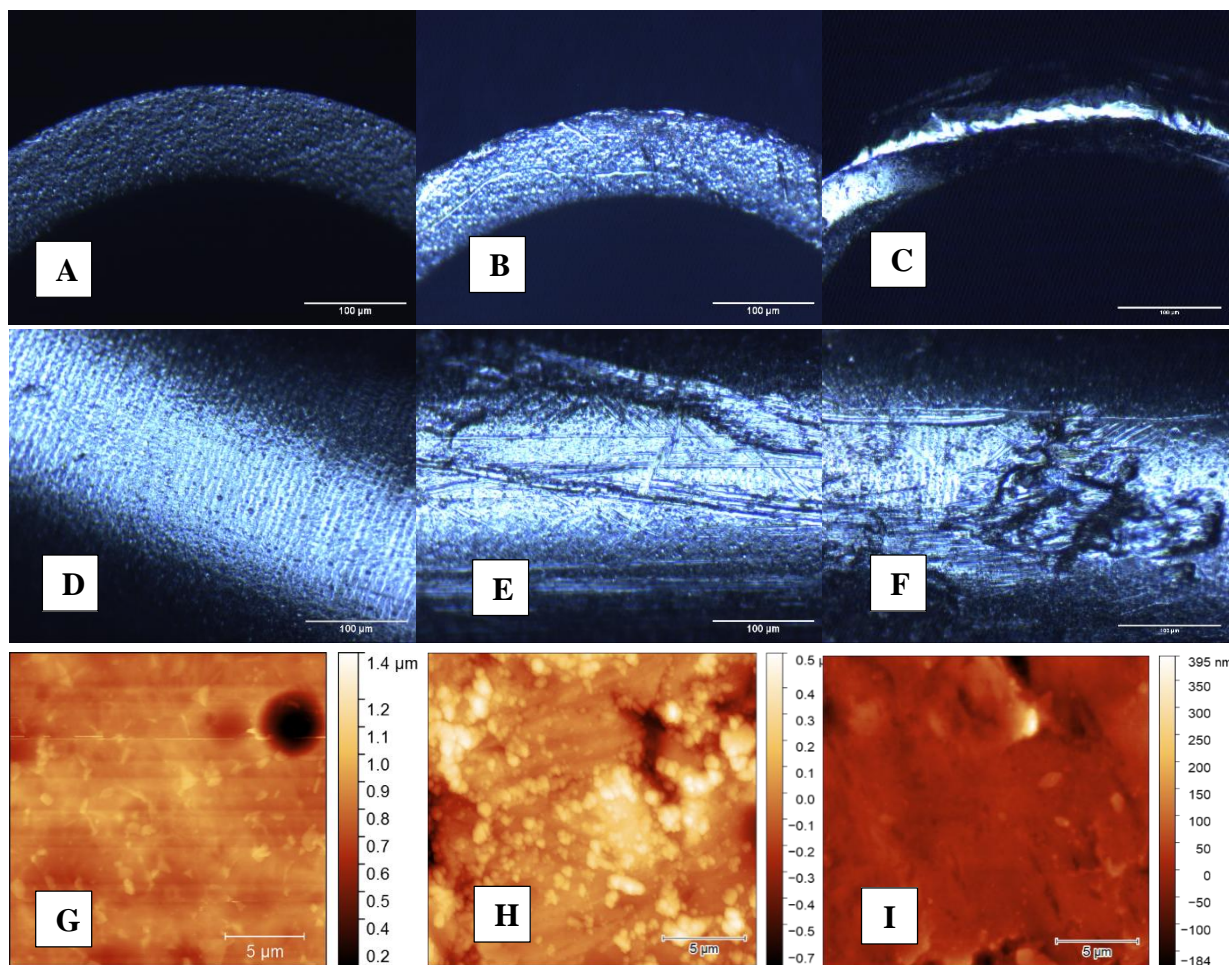
6.1. Phacoemulsificatio hegy felszíni struktúrális változása, különböző mütéti technikák és mütétszámok függvényében

Vizsgálatunk során 2 operatőr 820 szemem végzett egyoldali szürkehályog mütétet. A betegek átlagéletkora 69,67 év, a katarakta érettségi foka átlagosan 2,65 (I-IV skálán) volt. A különböző mütéti technikával operált két betegcsoport között magkeménység tekintetében nem volt szignifikáns a különbség ($p=0,52$). Divide and conquer technika estén 2,58 volt az átlagos magkeménység, chop technikával operált betegek estében 2,70.

Adataink elemzése során láthatóvá vált, hogy az életkor és magkeménység ($r=0,87$, $p=0,0045$), a terület százalék és az abszolút phaco idő (APT) ($r=-0,9$, $p=0,03$), valamint a terület százalék és az EPT ($r=-0,9$, $p=0,03$) között szignifikáns korreláció volt. A terület % és APT valamint EPT adatok közötti negatív korreláció szerint, minnél hosszabb ideig alkalmazzuk a phaco energiát annál nagyobb a terület % csökkenése, vagyis a hegy kopása. Profilhossz % esetében azonban csak egy érdeességi mutatóban (Sz_conf) találtunk szignifikáns különbséget ($r=-0,9$, $p=0,03$). Ugyancsak különbséget találtunk a két mütéti technika között a terület százalék ($p=0,04$) illetve a mütét alatt alkalmazott átlagos UH energia (UH ave %) tekintetében ($p<0,01$). (10.,11.ábra)



10.ábra: Divide and conquer és chop technika közötti különbségek különböző műtétszám esetén A: Profilhossz százalék különbség. B: Terület százalék különbség C: Átlagos ultrahang energia különbség
DC= Divide and conquer

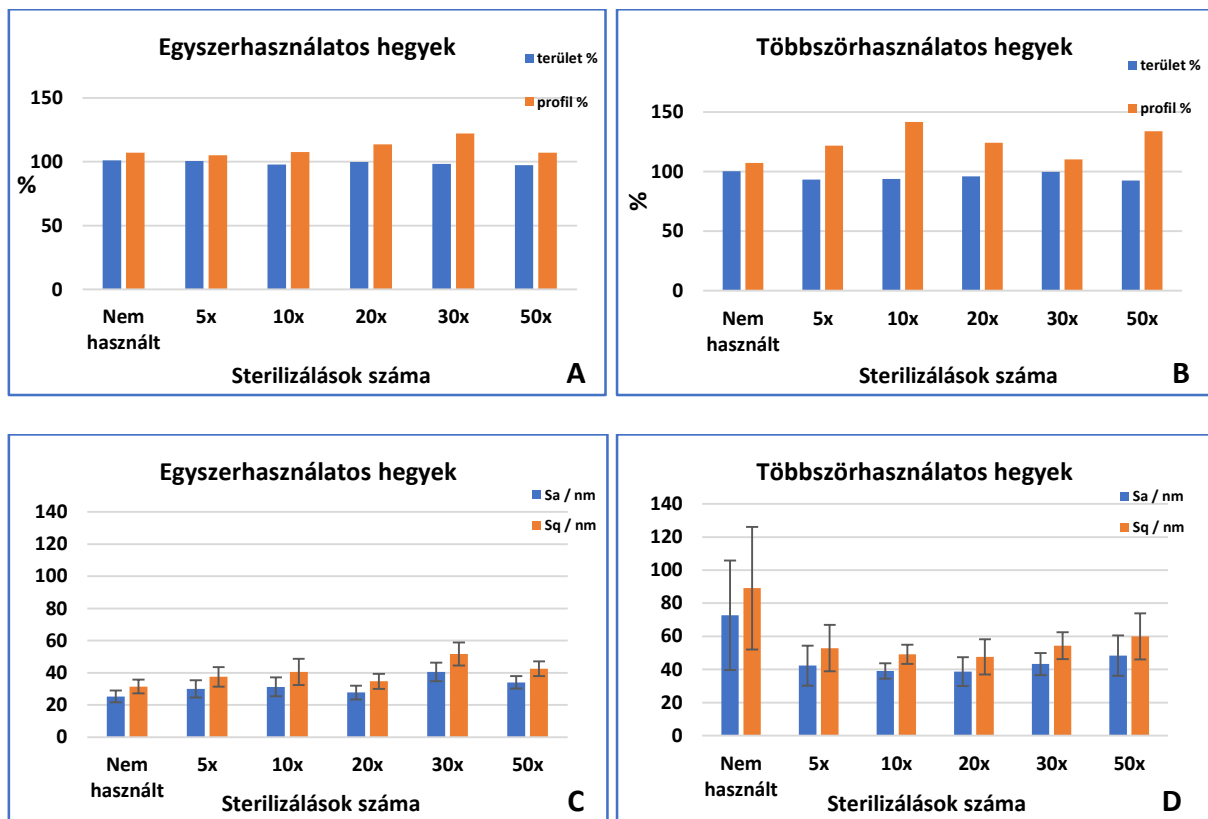


11.ábra A,B,C: Phaco hegyek élén látható mikroszkópikus eltérések ötven műtét után divide and conquer (B) és chop technikával (C). D,E,F: Phaco hegyek palástján látható mikroszkópikus eltérések ötven műtét után divide and conquer (E) és chop technikával (F). G,H,I: Phaco hegyeken látható atomi-erő mikroszkópikus eltérések 50 műtét után divide and conquer (H) és chop technikával (I). A,D,G:Nem használt, gyári állapotú hegyek.

Egy érdességi mutató kivételével ($Sz_{conf} : p=0,03$), a divide and conquer technikával végzett műtétek esetében kapott számadatok magasabbak a chop technikához képest. A chop technikával kivitelezett műtétek során átlagosan nagyobb ultrahang energiára volt szükség. A terület % közötti különbség arra utal, hogy divide and conquer technikával kisebb mértékű a hegyek felületi kopása.

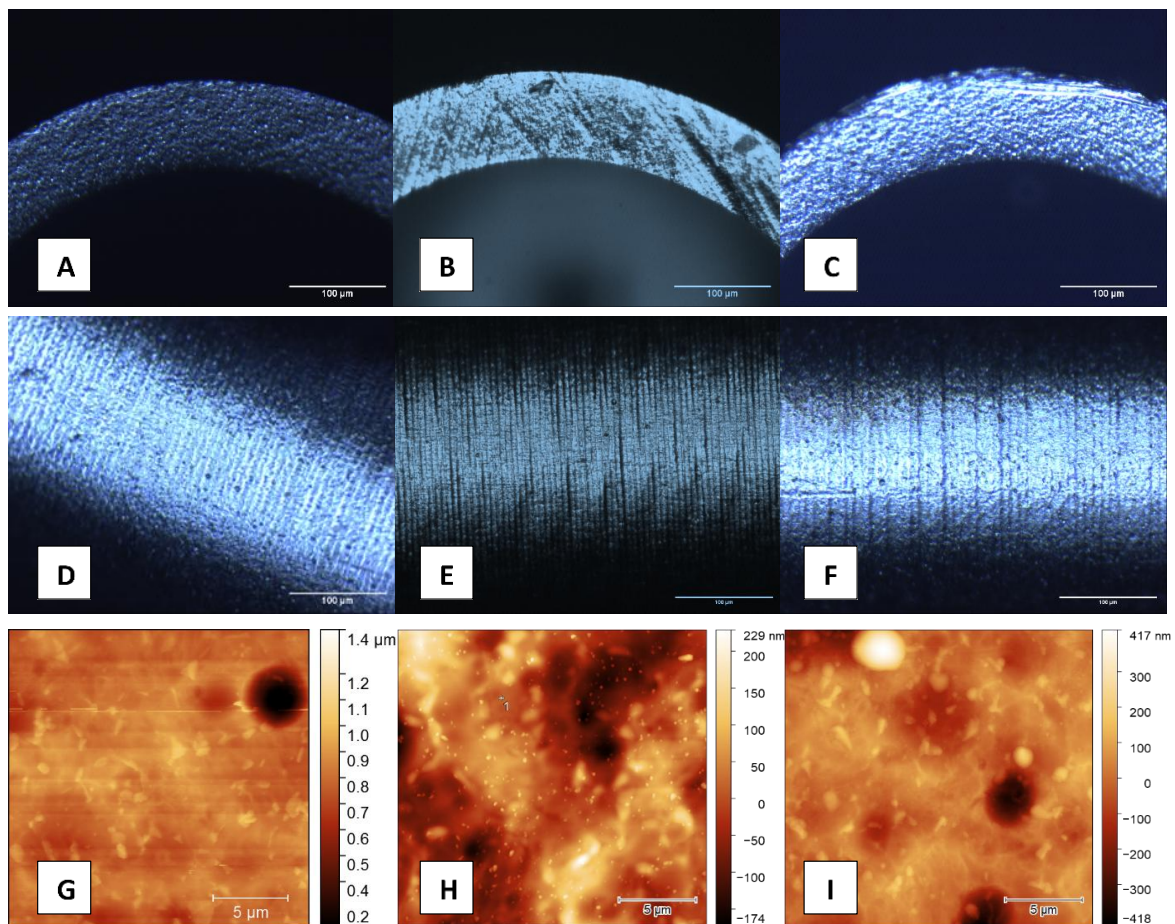
A gyári egyszerhasználatos és többszörhasználatos hegyek több él és palást paraméterben különböztek (Él: $Sa p=0,04$, $Sq p=0,04$, $Sz p=0,02$, Palást: $Sa p=0,01$, $Sq p=0,01$).

A csak sterilizált, de nem használt egyszerhasználatos és többszörhasználatos hegyek között szintén az él és a palást több adatában találtunk különbséget (Él Sa p=0,03, Sq p=0,05 Sz p=0,04, Sz és Palást Sa p<0,01, Sq p=0,01, Sq p=0,01). A többszörhasználatos hegyek paramétereiben az él, egyszerhasználatos hegyek értékeiben a palást mutatói voltak nagyobbak, míg a sterilizálás szignifikáns mértékben nem volt hatással az él és a palást paramétereire. (12., 13. ábra)



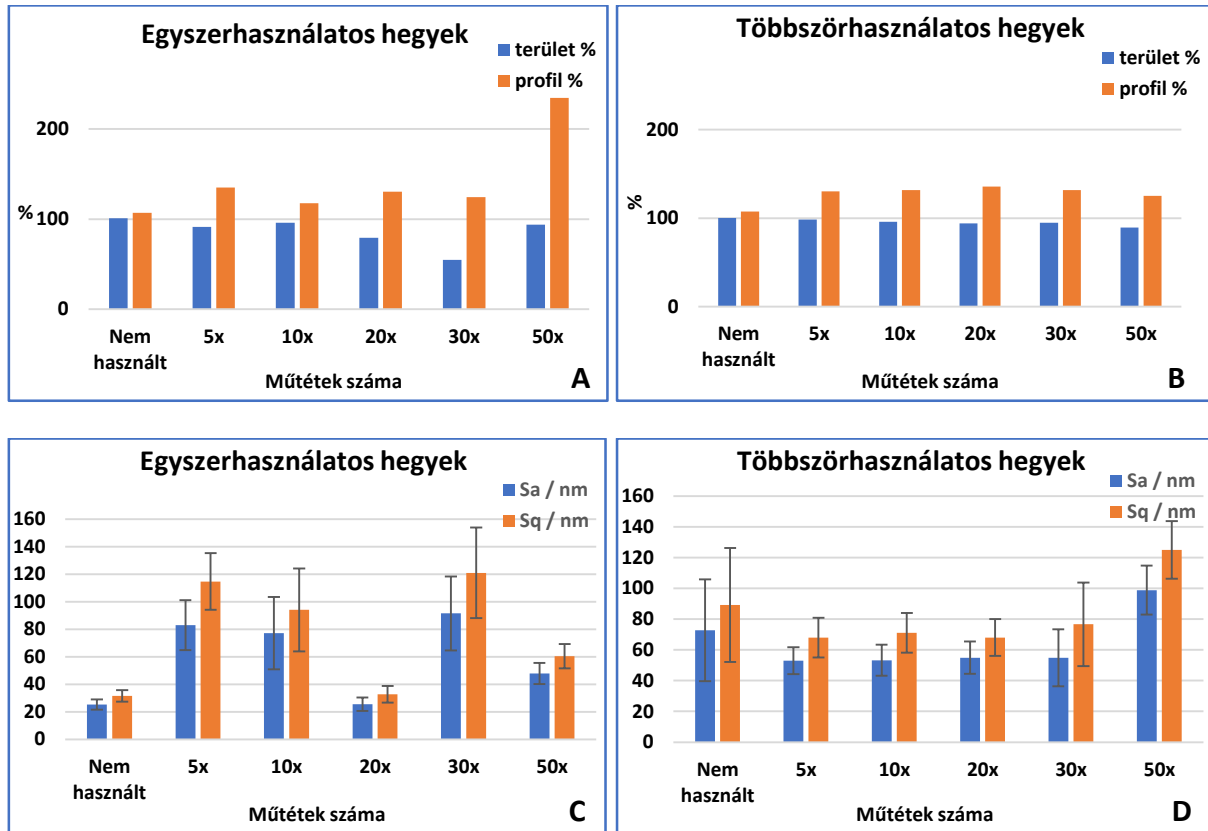
12.ábra. Sterilizálás hatásai. A, B: Különböző számú sterilizálás után terület- és profilhossz százalékos változások egyszerhasználatos (A) és többszörhasználatos (B) hegyeken. C, D: Különböző számú sterilizálás után felületi érdesség változások egyszerhasználatos (C) és többszörhasználatos (D) hegyeken

S_a/nm=átlagos felületi érdesség; S_q/nm= felületi négyzetes közép érdesség



13.ábra. A,B,C: Phacoemulsificációs hegyek élén látható mikroszkópikus elérések ötven sterilizálási periódus után az egyszerhasználatos (B) és többszörhasználatos hegyek esetén (C). D,E,F: Phacoemulsificációs hegyek palástján látható mikroszkópikus elérések ötven sterilizálási periódus után az egyszerhasználatos (E) és a többszörhasználatos hegyek esetén (F) G,H,I: Ötven sterilizálási periódus után atomi-erő mikroszkópikus eltérések az egyszerhasználatos (H) illetve többszörhasználatos (I) hegyek élén. A,D,G: Nem sterilizált, gyári állapotú, nem használt hegyek.

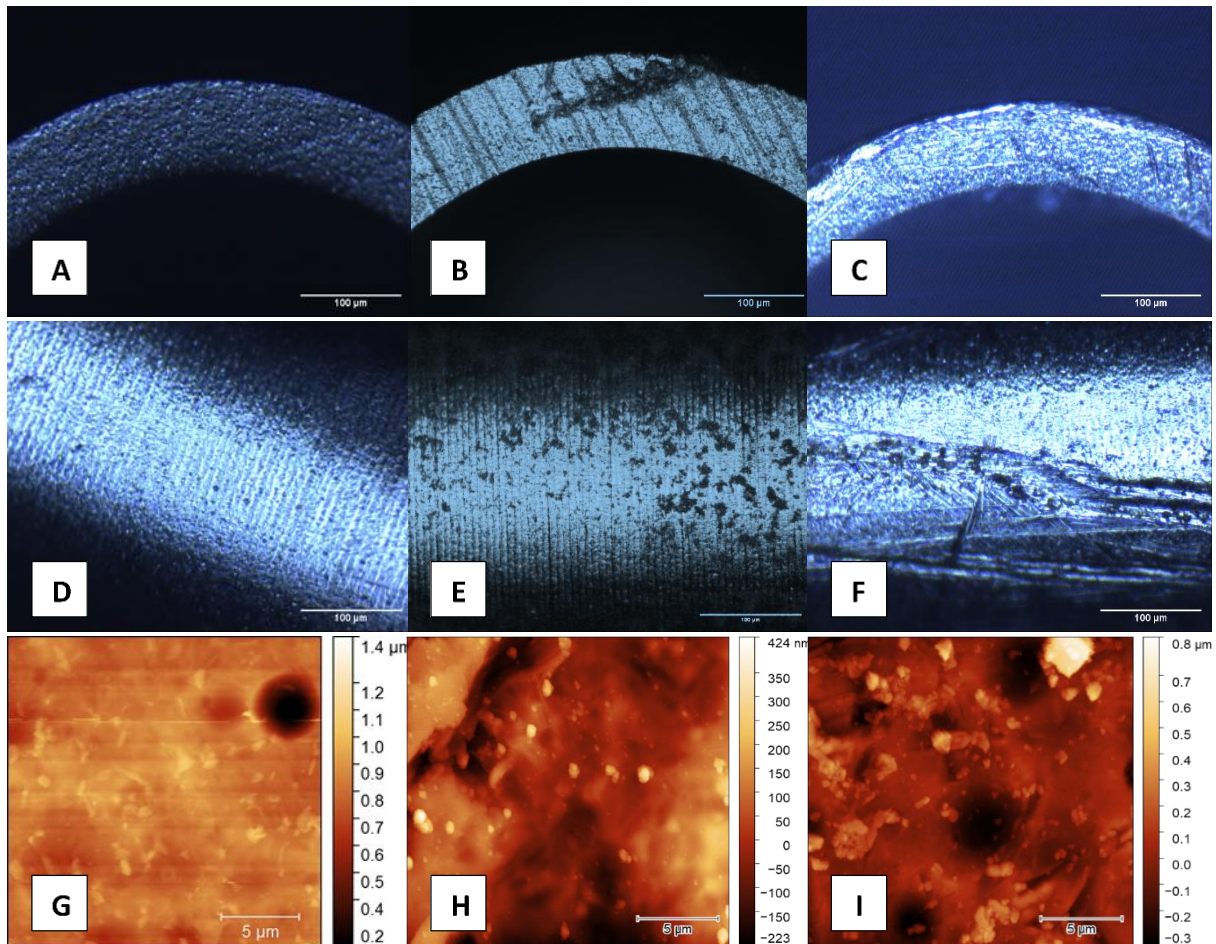
Mind az egyszer, mind a többszörhasználatos hegyeknél megfigyelhető volt a terület % fokozatos csökkenése, illetve a profilhossz % növekedése, melyet az érdességi mutatók változása is alátámaszt. (14.,15. ábra)



14. ábra. Műtétek hatása az egyszer- illetve többszörhasználatos hegyekre

A, B: Terület- és profilhossz százalékos változások különböző műtétszám után egyszerhasználatos (A) és többszörhasználatos (B) hegyek esetében. C, D: Felületi érdesség változások különböző műtétszám után egyszerhasználatos (C) és többszörhasználatos (D) hegyek esetében

S_a/nm =átlagos felületi érdesség; S_q/nm = felületi négyzetes közép érdesség



15.ábra. A,B,C: Phacoemulsificatio hegyek élén látható mikroszkópikus eltérések ötven műtét után az egyszerhasználatos (B) és többszörhasználatos hegyek esetén (C). D,E,F: Phacoemulsificatio hegyek palástján látható mikroszkópikus elérések ötven műtét után az egyszerhasználatos (E) és a többszörhasználatos hegyek esetén (F) G,H,I: Ötven műtét utáni atomi-erő mikroszkópikus eltérések az egyszerhasználatos (H) illetve többszörhasználatos (I) hegyek élén. A,D,G: Nem használt, gyári állapotú hegyek.

Az adatok elemzése során látható volt, hogy 5 műtétet követően jelentősen megnő a minták érdekessége, ami a további használattal egy fokozatos csökkenést mutat, majd mindkét hegytípusnál a huszadik műtét után látható egy kiugrás, melyet újabb fokozatos csökkenés követ.

6.2. Biometriai paraméterek vizsgálata

Vizsgálatunkhoz 30657 szem biometrikus adatait használtuk fel (38,89% férfi, 61,11% nő). A biometrikus paraméterek leíró statisztikáit és a betegek életkorát a 2. táblázat mutatja be.

		Összesen	Nő	Férfi
kor (év)	mean	69.71	70.43	68.57
	median	71.55	72.38	70.19
	SD	12.79	12.85	12.61
	range	16.0-98.28	16.0-98.28	16.0-98.02
AL (mm)	mean	23.46	23.29	23.73
	median	23.25	23.05	23.57
	SD	1.46	1.47	1.39
	range	15.06-32.43	15.06-31.35	15.18-32.43
R1 (mm)	mean	7.76	7.71	7.84
	median	7.75	7.70	7.83
	SD	0.29	0.27	0.29
	range	6.05-10.72	6.05-10.72	6.35-9.94
R2 (mm)	mean	7.60	7.55	7.67
	median	7.59	7.55	7.67
	SD	0.28	0.27	0.29
	range	5.27-10.09	5.46-10.09	5.27-9.41
ACD (mm)	mean	3.08	3.02	3.16
	median	3.06	3.00	3.15
	SD	0.43	0.42	0.44
	range	1.16-7.15	1.16-7.15	1.20-6.43
LT (mm)	mean	4.55	4.55	4.54
	median	4.59	4.60	4.57
	SD	0.59	0.57	0.63
	range	2.05-7.34	2.06-7.34	2.05-7.12
CCT (μ m)	mean	547.81	544.75	550.11
	median	545.196	543.31	549.12
	SD	36.31	35.63	37.15
	range	377.55-987.12	377.55-790.13	421.71-987.12
WTW (mm)	mean	11.84	11.76	11.95
	median	11.83	11.76	11.95
	SD	0.42	0.40	0.42
	range	9.22-15.70	9.22-15.24	9.53-15.70

2.táblázat: A vizsgált szemek átlagai, SD-i (szórás), valamint életkori és biometrikus paramétereinek tartományai. AL: tengelyhossz, R1 és R2: a szaruhártya görbületi sugara a leglaposabb és legmeredekebb meridiánban, ACD: elülső csarnokmélység, LT: lencsevastagság, CCT: szaruhártya centrális vastagsága, WTW: szaruhártya fehér-fehér távolsága.

Az 2. táblázatban szereplő összes paraméter esetében $p < 0,05$ volt a női és férfi csoportok között, kivéve az LT esetében.

A vizsgálatok száma óránkénti lebontásban, külön a férfi és női csoportban a 3. táblázatban látható.

Vizsgálat időpontja	Vizsgálatok száma (férfiak)
7-8h	1275
8-9h	2134
9-10h	3115
10-11h	3722
11-12h	3140
12-13h	2512
13-14h	1498
14-15h	1567

Vizsgálat időpontja	Vizsgálatok száma (nők)
7-8h	756
8-9h	1431
9-10h	1990
10-11h	2263
11-12h	2165
12-13h	1383
13-14h	864
14-15h	860

3.táblázat: Vizsgálatok száma óránkénti lebontásban férfi illetve női populációban

A különböző munkaidő intervallumban mért csoportok között nem volt statisztikailag szignifikáns különbség az átlagéletkorban (Kruskal-Wallis $p > 0,05$), és az ACD, LT, CCT és WTW sem különbözött statisztikailag a különböző csoportok között (Kruskal-Wallis $p > 0,05$). Férfiak esetében a munkaidő alcsoportjai között a legnagyobb átlagos életkorkülönbség 2,28 év, a nők esetében pedig 1,46 év volt.

Az életkor és az AL szignifikánsan korrelált mind a férfi, mind a női populációban ($r = -0,12$; $p < 0,001$, illetve $r = -0,147$; $p < 0,001$), és ez a korreláció akkor is megfigyelhető volt, amikor a munkaidős csoportokat elkülönítettük.

A rendelési idő vége (15:00 óra) és kezdete (7:00 óra) közötti AL-különbség a teljes populáció esetében 0,223 mm, a férfi csoport esetében 0,198 mm, a női csoport esetében pedig 0,197 mm volt.

A múltcse dioptriájának kiszámítását az AL napi változása alapján végeztük a Barrett Universal II képlettel (calc.apacrs.org/barrett_universal2105). Mindhárom táblázatban (4-6.

táblázat) az adott adatsoporthoz (teljes, férfi, nő) megfelelő biometrikus értékeket használtuk a műlencse dioptriájának kiszámításához, beleértve az opcionális LT és WTW értékeket is.

Vizsgálati idő	átlag AL (mm)	legvalószínűbb IOL dioptria	várható reziduális refraktív hibaérték (D)
7.00-8.00	23.394	21.5	-0.19
8.00-9.00	23.406	21.5	-0.22
9.00-10.00	23.416	21.5	-0.24
10.00-11.00	23.447	21.0	0.04
11.00-12.00	23.525	21.0	-0.14
12.00-13.00	23.506	21.0	-0.10
13.00-14.00	23.523	21.0	-0.14
14.00-15.00	23.617	20.5	-0.01

4.táblázat: Az IOL teljesítményének kiszámítása a teljes vizsgálati populációra vonatkoztatva (a biológiai nemtől függetlenül) a vizsgálati idő függvényében. A posztoperatív refrakciót az, általánosan használt, nullához legközelebbi negatív értékre tervezik.

Vizsgálati idő	átlag AL (mm)	legvalószínűbb IOL dioptria	várható reziduális refraktív hibaérték (D)
7.00-8.00	23.681	21.0	-0.15
8.00-9.00	23.729	21.0/20.5	-0.26/+0.1
9.00-10.00	23.674	21.0	-0.13
10.00-11.00	23.721	21.0/20.5	-0.24/+0.12
11.00-12.00	23.814	20.5	-0.1
12.00-13.00	23.755	20.5	0.04
13.00-14.00	23.863	20.5/20.0	-0.22/+0.14
14.00-15.00	23.879	20.5/20.0	-0.26/+0.1

5.táblázat: Az IOL teljesítményének kiszámítása a férfi populációban a vizsgálati idő függvényében. A posztoperatív refrakciót az általánosan használt, nullához legközelebbi negatív értékre tervezik. Néha az operátor preferenciája szerint két lehetőség közül választhat a refraktív teljesítmény tekintetében, így mindkettőt feltüntettük.

Vizsgálati idő	átlag AL (mm)	legvalószínűbb IOL dioptria	várható reziduális refraktív hibaérték (D)
7.00-8.00	23.232	21.5	-0.08
8.00-9.00	23.190	21.5	0.02
9.00-10.00	23.258	21.5	-0.15
10.00-11.00	23.281	21.5/21.0	-0.2/+0.15
11.00-12.00	23.325	21	0.05
12.00-13.00	23.332	21	0.03
13.00-14.00	23.312	21	0.08
14.00-15.00	23.429	21.0/20.5	-0.2/+0.15

6.táblázat: Az IOL teljesítményének kiszámítása a női populációban a vizsgálati idő függvényében. A posztoperatív refrakciót az általánosan használt, nullához legközelebbi negatív értékre tervezik. Néha az operatőr preferenciája szerint két lehetőség közül választhat a refraktív teljesítmény tekintetében, így mindkettőt feltüntettük

118,9-es A-constans használata esetén csak a tengelyhosszak különbsége mutat legfeljebb 1,0 D-s műlencse-dioptriakülönbséget. Ezt a táblázatokban látható, várható reziduális refraktív hibaérték mutatja.

A 5. és 6. táblázatban láthatjuk az eredményeket, ha az adatbázist nemek szerinti bontásban vizsgáljuk. A férfi populáció AL-értékeiből számított IOL dioptriaértékek a hagyományos számítás szerint 21,0 és 20,0 D között változnak, a női populáció esetében ezek az értékek 21,5 D és 20,5 D között találhatók.

7. Megbeszélés

Atomi erő mikroszkópia szemészeti kutatásban való alkalmazásáról számos közlemény található a szakirodalomban. Kutatócsoportok vizsgálták cataracta képződése során a lencse különböző területein az aquaporin szintet, a lencse strukturális felépítését és annak változását, a trabeculáris hálózat eltéréseit glaucoma esetén, illetve a retina számos alkotó elemének morfológiai és funkcionális feltérképezését (97-102). Berry és munkatársai a szemfelszíni mucin adhéziókat vizsgálták, hozzájárulva ezzel a száraz szem szindróma etiológiájának megértéséhez (98). Last és munkacsoportja humán szaruhártya basalis membránjának mechanikai tulajdonságait vizsgálta (99). Ziebarth és munkatársai majomszemeken vizsgálták a lencse elaszticitását (100). Guo és munkacsoportja retina pigment epitheliumában található melanosomákat vizsgálták atomi erő mikroszkóp segítségével (101). Phacoemulsificatio hegyek atomi erő mikroszkópos vizsgálata jelen tanulmányunkban valósult meg először.

Phacoemulsificatio hegyek vizsgálata több aspektusból is történt már korábban. Tsaousis és munkacsoportja először több gyártó gyári állapotú, egyszer és többszörhasználatos hegyét vizsgálta és hasonlította össze energia-diszperzív röntgen spektroszkópia, röntgen photoelektron spektroszkópia és három dimenziós fehér-fény interferometria segítségével. Eredményeikben beszámoltak arról, hogy a különböző gyártók gyári hegye oxigén és titánium tartalmukban különböznek, azonban az egyszer és többszörhasználatos nem használt hegyek érdekességében nem találtak érdemleges eltérést (1). Majd nem használt hegyeken vizsgálták a sterilizálás hatását. Tanulmányukban scanning elektron mikroszkóp és energia-diszperzív röntgen spektroszkóp segítségével vizsgálták az egyszer és többszörhasználatos hegyeket több sterilizálási cikluson keresztül, először autokláv és detergens használata után a ciklusok között nem használva öblítést, majd ugyanezen folyamatokat a ciklusok közötti steril vizes öblítéssel. Végül megvizsgálták a detergens használata nélkül sterilizált hegyeket. Eredményeikből kiemelendő, hogy detergens használata mellett, a ciklusok közötti öblítéssel

jóval kevesebb depositum volt látható a hegyek felszínén. Azonban detergensok használata nélkül, csak öblítéssel szinte elenyésző a felrakódások száma a sterilizált eszközökön (2). A munkacsoport harmadik vizsgálatában 3 gyártó, 8 különböző hegyét vizsgálta scanning elektron mikroszkóppal illetve fehér-fény interferometriával. Tanulmányukban ex vivo állatkísérletben, különböző érettségi fokú, sertés szemlencséken végeztek maximális (100%) phaco energiával, 2 percen keresztül phacoemulsificatiót, majd ezt 5 ciklusban megismételték. A különböző hegyeken érdesség növekedést figyeltek meg, azonban ez a változás nem bizonyult szignifikánsnak (3). Esetünkben in vivo, normál műtéti körülmények között történtek a vizsgálatok, melyek már szignifikáns elváltozásokat okoztak a hegyek felületén, azonban az egyszer- illetve többszörhasználatos hegyek kopásában, többszöri műtéti felhasználás után, mi sem találtunk jelentős eltérést. Megállapítottuk azt is, hogy az általunk alkalmazott sterilizálás hatására mi sem láttunk szignifikáns felületi kopást.

Demircan és munkatársai torziós és transzverzális phacoemulsificatio során vizsgálták a többször használt hegyek hatását a különböző műtéti paraméterekre illetve a postoperatív morfológiai eltérésekre. Vizsgálatukban a nem használt hegyeket hasonlították össze a tíz illetve húsz alkalommal használt hegyekkel. Transzverzális phacoemulsificatio során, sem az effektív phaco időben, sem a teljes UH időben nem találtak szignifikáns eltérést egyetlen cataracta érettségi fokban sem. Longitudinális phacoemulsificatio során azonban a 3-as és 4-es fokban érett cataracták operációja során egyértelműen kimutatható volt a teljes UH idő és a kumulatív szórt energia (CDE) csökkenése új hegyek használata esetén. A pre- és postoperatív centrális cornea vastagság és endotheliális sejt denzitás között azonban nem volt különbség (103). Tanulmányukban a különböző műtéti paramétereken kívül, a phacoemulsificatio hegyek felszíni kopásának és sérülések mértékének meghatározására is történtek vizsgálatok, illetve az 3-as és 4-es érettségi fokú kataracták mellett, kisebb denzitású cataracták operációja is történt.

Cecchini és munkacsoportja in vivo vizsgálta a phaco hegyek kopását és a műtétek alatt felhalmozódó depositumokat egy illetve több műtétet követően. Röntgen fotoemissziós spektroszkópia, energia-diszperzív röntgen spektroszkópia, scanning elektronmikroszkópia valamint kontakt polimetria segítségével kimutatták, hogy műtétek hatására a többször használt hegyeken jelentős érdességfokozódás volt látható, illetve a hegy kezdeti titánium ötvözet borítása is nagy mértékben megváltozott, számos depositum halmozódott fel a hegyek felszínén (104).

Tanulmányunk jelentősége abban rejlik, hogy ez a jelenlegi legnagyobb esetszámú, in vivo, valós műtéti körülmények között végzett vizsgálat.

Vizsgálataink elvégzéséhez a reflexiós fénymikroszkópia mellett olyan vizsgáló eljárást kerestünk, mely az irodalomban jegyzett eddigi tanulmányokhoz képest még nagyobb felbontásban tudja leképezni a mintákat. Választásunk éppen ezért esett az atomi erő mikroszkópiára, mert 0,01 nanométer felbontásban dolgozik. Ezáltal korábbi vizsgáló eljárásokkal nem feltérképezhető eltérések váltak vizsgálhatóvá és láthatóvá. További nagy előnye, hogy a vizsgálandó minta nem igényel speciális előkészítést, így nincs a vizsgálat során képződő és az eredményt esetlegesen maszkoló artefaktum. A minták nagyobb felbontásban való vizsgálata (<1,0 nm) lehetőséget teremtett az eddig ebben a tartományban nem vizsgált phacoemulsificatio hegyek felületén képződött, a nanométer tört részének megfelelő nagyságú sérülések feltárására. Ez lehet a magyarázat arra, hogy az eddigiektől eltérően a mi tanulmányunkban a chop technikával használt hegyen volt megfigyelhető nagyobb érdességfokozódás és felületi károsodás (1-3,103,104).

Az irodalomban jegyzett eddigi tanulmányoktól és közlésektől eltérően, eredményeinkből az is látható, hogy divide and conquer technikával kevesebb átlagos UH energiára volt szükség a műtétek alatt, mint chop technika esetében (105-108). Ez azzal magyarázható, hogy a tanulmányok többsége chop technika esetében magasabb érettségi fokú cataracta műtétek

közbeni paramétereket vizsgált, míg nálunk a beteg beválogatás, random módon minden érettségi fokból történt, így átlagosan is 2-es és 3-as gradusú cataracták operációja valósult meg. Korábbi közlések alapján, 3-as és 4-es érettségi foknál a chop technika a választandó technika (105-108). Eredményeinkből azonban arra lehet következtetni, hogy minnél kisebb érettségi fokú cataractát operálunk, annál inkább a divide and conquer technika alkalmazása javasolt. Jelen tanulmányunkban az optikai felvételek kiértékelése során láthatóvá vált, hogy a használat számával az eszközök felületén az érdesség, vagyis a mikrosérülések száma nő. Minden esetben a huszadik műtéig nagyobb mértékű a változás, onnantól kisebb mértékű a hegyek kopása. Ez a tük felületén megjelenő karcokból, sérülésekből, majd azok kopásából és esetleges feltöltődéséből eredhet. A felületi réseket, sérüléseket kitöltő anyagok (például fehérjék vagy szén tartalmú anyagok) maszkolhatják a sérülés mértékét, így ezek enzimatis vagy mechanikus eltávolítása is megfontolandó lehet egy további vizsgálat során, annak meghatározására, hogy befolyásolják e ezen felrakódások a használat biztonságosságát, illetve szövödmények kialakulását.

A szem biometrikus paramétereit életkorral összefüggő, szezonális és napi változásokon mennek keresztül. A cirkadián ritmusok a fizioiógiai paraméterek természetes ingadozásai, amelyek körülbelül 24 órás ciklust követnek. Amikor a cirkadián ritmusok szinkronban vannak a 24 órás napi ciklussal, akkor napi ritmusoknak tekintjük őket. A szemészeti paraméterek napi változásai ismertek (12, 13-26), de bizonyítékok vannak arra is, hogy egyes paraméterek (IOP, RNFL és a centrális macula vastagsága) nem változnak a nap folyamán (109). A napi változás okai sokrétűek lehetnek.

Néhány paraméter, például a CCT, megváltozhat a csökkent szaruhártya-oxigenizáció miatt, amit a zárt szemhéj alatti hypoxia is okozhat, de a CCT napközbeni enyhe ingadozását (17,18) hormonális tényezőkkel vagy nemi különbségekkel is magyarázták (110,111). A férfiak és nők szaruhártya görbületének napi változásában mutatkozó különbségeket is leírták, amelyeket

hormonális tényezők magyarázhatnak. Klinikailag szignifikáns K-változásokat figyeltek meg egy napon belül nőknél, de férfiaknál nem (22).

Jelen tanulmányunkban a nemi különbségeket is elemeztük, és egy nagyméretű adatbázis felhasználásával leírtuk, hogy a swept-source optikai biométerrel mért AL-értékek – legalábbis a keresztmetszeti adatok feldolgozása szerint – klinikailag szignifikánsan eltérnek a nap különböző időpontjai között.

Az AL változásán kívül azonban a többi mért érték (K, ACD, LT, CCT, WTW) esetében nem találtunk statisztikai különbséget keresztmetszeti adatbázisunkban.

Az AL napi változását először állatmodellekben írták le (112,113), később pedig viszonylag kevés és explicit kis esettanulmány jelent meg a tengelyhossz napi változásáról (12,25,26,114). Körülbelül 20 évvel ezelőtt Stone és munkatársai beszámoltak parciális koherencia interferometriával (PCI) mért tengelyhossz napi ingadozásáról (25). Röviddel ezután Wilson és munkatársai tíz fiatal felnőtt bevonásával végzett vizsgálatában kimutatták, hogy mind az IOP, mind a PCI-vel mért AL napi változást mutatott, de arra a következtetésre jutottak, hogy "a napi IOP-ingadozások nem okoznak napi axiális hossz ingadozásokat" (26). Ezután egy kis mintás vizsgálatban Read és munkatársai kimutatták, hogy az IOLMaster által mért axiális hossz és a nap hat különböző időpontjában végzett IOP-mérések ingadozást mutattak, az AL átlagos ingadozása 0,046 mm volt. A szerzők megjegyezték, hogy az AL és az IOP ingadozás közötti összefüggés nem volt szignifikáns (12).

Adatbázisunkban nem figyeltünk meg szignifikáns különbségeket a korösszetételben és a nemek arányában a vizsgálati idő különböző időpontjaiban. Ezért azt a hipotézist, miszerint a populáció átlagos korösszetétele vagy nemi összetétele a nap különböző időpontjaiban eltérő lehet, ami magyarázhatja a leírt változást, szintén elvetettük.

Más szerzők által a fent elemzett, túlnyomórészt fiatal szemek esetében a tengelyhossz napi változása átlagosan 22 és 45 μm között volt, kisebb AL-értékeket jellemzően éjszaka figyeltek

meg (25,26,28,30,114-118). Saját adataink arra utalnak, hogy a tengelyhossz változásai a nap különböző időpontjaiban jelentős ($\geq 0,5$ D) eltéréseket eredményezhetnek a műlencsetörőerejének számításában, aminek tükröződnie kell a posztoperatív predikciós hibában.

Adatbázisunkban, amelyet egy swept source OCT-alapú eszközzel mértünk, átlagosan 0,223 mm-es AL-különbséget találtunk a rendelési idő változásával. A Barrett Universal II formula szerint ez a tengelyhossz különbség 0,5-1,0 D eltérést eredményez a műlencse-dioptriában. A lehető legpontosabb eredmények biztosítása érdekében a tervezett műlencse-dioptriát a sebészek túlnyomó többsége által választott minimális myopiás reziduális szférikus korrekció irányába számítottuk ki. Erre azért került sor, mert a 0,5 D-s léptékekben gyártott műlencse dioptriák nem mindig tudják követni a folyamatos skálán leírt tengelyhossz változását, ezért szükség van egy előrejelzett reziduális refraktív érték kiszámítására. Más paraméterek, főként a keratometria és az ACD lehetséges napi változásai ellensúlyozhatják az AL-változások hatását. Adatkészletünkben azonban a többi paraméter nem tért el szignifikánsan a nap különböző vizsgált időpontjaiban.

Az IOLMaster 700 ismételhetőségi és reprodukálhatósági értékei 0,014 és 0,023 mm az AL esetében (119), a mérési szórás pedig 0,005 mm a Zeiss kézikönyv (125) szerint. Annak ellenére, hogy több szerző (25,26) rámutat, hogy a leírt napi változások jóval meghaladják a mérőeszközök megfelelő értékeit, Stone és munkatársai ezeket a változásokat túl kicsinek írták le ahhoz, hogy szubjektíven értékelhetőek legyenek (25).

Emellett túlnyomórészt keresztmetszeti vizsgálatok kimutatták az AL csökkenését az életkorral, amit nem a korral járó rövidlátás progressziója okoz. Ezeket a cikketek elemző értékelés a keresztmetszeti vizsgálatok potenciális hibáira is rávilágít (120). A megfigyelt, életkorral összefüggő AL-csökkenés azért is érdekes, mert a refraktív sebészetet (refraktív műtétek, refraktív lencsecseré) feltételezhetően nem befolyásolják a felnőttkori tengelyhossz

változásai (120). Az 5-10 éves követéses longitudinális vizsgálatok hasonló következtetésre jutottak, azaz megerősítik az AL csökkenését viszonylag rövid távon is (121-123).

Ez az eredmény összehasonlítható az astigmatizmus életkorral függő változásait leíró keresztmetszeti vizsgálatokban leírtakkal (4,5). Ezekben a vizsgálatokban a longitudinális változásokat a keresztmetszeti vizsgálatok eredményeiből következtetik ki, bár léteznek valódi longitudinális vizsgálatok a témában, viszonylag rövid követési idővel (124). Fontos megjegyezni, hogy az életkoronként változó paraméterek leírása és az egy napon belüli változás a megvalósíthatóság szempontjából eltérő, és az összehasonlítások meglehetősen spekulatívak. Nem világos, hogy a leírt klinikailag szignifikáns variancia kizárólag a napi ciklusnak köszönhető-e, mivel a megfigyelésre nem található más magyarázat. Ez felveti azt a kérdést, hogy van-e módszertani, eszközzel kapcsolatos vagy populációs szintű hiba, amely a vizsgálatunkban elemzett klinikailag szignifikáns különbséget okozza. Elemeztük a populáció életkori és nemi megoszlását is, és nem találtunk különbséget a rendelési idő elején és végén. Az AL-ban leírt különbség olyan nagyságrendű, amelyet nem lehet önmagában a szakirodalomban korábban leírt AL-napi változással magyarázni. Ezért azt a hipotézist állítottuk fel, hogy az AL változása, amely nagyságrendekkel nagyobb a korábban leírtaknál, nemcsak egy fiziológiás napi komponensnek köszönhető (beleértve az ínhártya rugalmasságának csökkenését és a fokozott dehidratációt a nap folyamán), hanem valamilyen eddig ismeretlen módszertani vagy műszerrel kapcsolatos komponensnek is. Annak megerősítésére, hogy az eredmények nem biométer függőek, hasznos lenne nagyszámú, más, hasonló módszertannal készült eszközökkel kapott biometrikus adat eredményeinek elemzése. Ha az AL ezen vizsgálati órától függő nagy eltérése valóban egy napi cikluson alapul, érdekes lenne a posztoperatív refraktív eredményt a műtét előtti biometrikus mérések napszakának függvényében elemezni, megvizsgálva, hogy melyik napszakban volt a legkisebb a predikációs hiba.

Kétségtelen, hogy tanulmányunkban keresztmetszeti adatokat használtunk annak sugallására, hogy az egyéneken belül is létezik napi variáció. Mivel egy nagyon nagy és sok tekintetben heterogén esetpopulációval dolgoztunk, úgy véljük, hogy az AL-ban leírt változások legalább egy része a napi ciklusnak köszönhető. Ezt feltételezve, az eredmények fényében úgy tűnik, hogy a biometria elvégzésekor potenciálisan figyelembe kellene vennünk a napszakot az IOL nagyságának kiszámításakor, de ezt a gyakorlatban megtenni és a saját napi rutinunkban szabványosítani nehéz lenne.

Tanulmányunk korlátja a retrospektív módszer mellett a betegadatok nagyfokú heterogenitása, de a szűretlen adatok véleményünk szerint nagyon is valós helyzetet mutatnak. A másik korlát a vizsgálat keresztmetszeti jellege, de egy ilyen nagy populáción végzett longitudinális vizsgálat nem tűnik megvalósíthatónak. Tudomásunk szerint ez a legnagyobb mintaméretű swept-source optikai biométerrel végzett vizsgálat a biometrikus paraméterek napi változásának elemzéséről.

8. Összefoglalás

A phacoemulsificatio hegyek ultrastrukturális vizsgálata során nyert eredményeinkből arra lehet következtetni, hogy egy hegy minél többször kerül használatba, annál nagyobb mértékben károsodik a felülete, de talán csak egy bizonyos műtéti számig. A különböző hegyek vizsgálata során azt is láthattuk, hogy a kopás mértékére nincs befolyással a hegyek típusa, vagyis az egyszer- illetve többszörhasználatos hegyek között nincs szignifikáns különbség a kopás szempontjából. Így többek között a költséghatékonyság szempontjából is megfontolandó az egyszerhasználatos hegyek csupán egyszeri felhasználása. Jelenleg a gyártó maximum 10 műtétet javasol elvégezni egy többszörhasználatos hegygel. Eredményeink alapján azonban arra lehet következtetni, hogy meggondolandó a hegyek 20 alkalommal történő használata, hiszen ez a műtétszám látszik egy bizonyos határértéknek a hegyek kopása szempontjából.

Eredményeinkből az is jól látható, hogy kevésbé kemény lencse magok esetén divide and conquer technikával kevésbé sérül a tű felszíne, illetve a műtét alatt kisebb átlagos UH energiára van szükség. Ezen eredmények miatt a divide and conquer műtéti technika alkalmazása megbízhatóbbnak tűnik ilyen érettségi fokú cataracta műtéteknél, a hegyek kopása szempontjából.

Az eredmények segíthetnek megérteni a kopási folyamatok morfológiáját a különböző sebészeti technikákban, ami befolyásolhatja a későbbi gyártástechnológiai módosításokat. Az, hogy ezeknek a kopási folyamatoknak a minősége és mennyisége hogyan befolyásolhatja az intra- illetve postoperatív szövődeményeket, további kutatások alapját képezheti.

Eredményeink klinikai jelentősége azért is jelentős lehet, mert az egyszerhasználatos hegyek gyártók által ajánlott egyszeri felhasználásával egyre több műtéti hulladék keletkezik, mely sajnos mai világunkban fokozottan nagy problémát jelent. Ezáltal a szemészek is hozzájárulhatnak valamilyen mértékben a globális hulladékgazdálkodás és növekvő a környezetszennyezés javításához.

Biometriai paraméterek vizsgálata után eredményeink arra utalnak, hogy az AL értékeit befolyásolhatja a biometria egy napon belüli időpontja. Ez a változás klinikailag jelentős, és következményekkel járhat az AL értékelése szempontjából. Mivel az eltérés klinikailag jelentős, a gyakorló szemészek számára nem megnyugtató, hogy az AL-t és így a beültetett műlencse dioptriáját is ennek fényében kell értékelnünk. Mivel a cataracta sebészet egyre inkább refraktív sebészeti műtét is, ezért a biometria időpontját is figyelembe kellene vennünk, hogy minél inkább megközelíthessük a célrefrakciót, ezzel is pontosítva az IOL meghatározás technikáját.

9. Summary

Based on all of this, it can be concluded that the more times a tip is used, the more its surface is damaged, but perhaps only up to a certain number of operations. During the examination of the different tips, we also saw that the type of tips has no influence on the degree of abrasion, so there is no significant difference between single and multiple use tips in terms of abrasion. Thus, the multiple use of single use tips should be considered, among other things, from the point of view of cost-effectiveness. Currently, the manufacturer recommends performing a maximum of 10 surgeries with a multiple-use tip. Based on our results, however, it can be concluded that the use of the tips 20 times should be considered, since this number of operations seems to be a certain limit in terms of abrasion of the tips.

From our results, it is also clear that in the case of less hard lens nuclei, the needle surface is less damaged with the divide and conquer technique, and less average US energy is required during surgery. Due to these results, the use of the divide and conquer surgical technique seems to be more reliable for cataract surgeries of this level of maturity, in terms of tip abrasion.

The results may help to understand the development of wear processes in different surgical techniques, which may influence subsequent manufacturing technology modifications. How the quality and quantity of these wear processes may affect intraoperative surgical complications could be the basis for further research.

The clinical significance of the results can also be significant because by increasing the use of tips, less surgical waste is generated, which unfortunately is an increasing problem in today's world. In this way, ophthalmologists can also contribute to some extent to the improvement of global waste management and increasing environmental pollution.

After examining the biometric parameters, our results suggest that, our results suggest that the assessment of AL may be affected by the intraday time of the biometry. This variation is clinically significant and may have implications for the evaluation of AL. As the variation is

clinically significant, it is not reassuring to practicing ophthalmologists that we should evaluate the AL and therefore the diopter of the implanted IOL in this light, which is certainly not standard practice today. Since cataract surgery is increasingly a refractive surgery too, the point of view of biometry must also be taken into account in order to approximate the target refraction as closely as possible, thereby also specifying the specific technique of the IOL.

10. Új eredmények

1. Phacoemulsificatio hegyek atomi erő mikroszkópos vizsgálata tanulmányunkban valósult meg elsőként, amely in vivo, valós műtéti körülmények között, az eddigi legnagyobb esetszámú vizsgálat volt. Ennek során megállapítottuk, hogy a chop technikával használt hegyeken volt megfigyelhető nagyobb érdességfokozódás és felületi károsodás.
2. Eredményeinknek klinikai gyakorlati jelentősége lehet olyan szempontból is, hogy a többszörhasználatos hegyekkel a gyártók többsége által ajánlott 10 használat helyett, akár 20 műtét is végezhető jelentős szövődés nélkül. Illetve megfontolandó az egyszerhasználatos hegyek többszöri felhasználása is. Mindezeknek jelentős költséghatékonysági és környezetvédelmi szerepe lehet a jövőre nézve.
3. Eredményeink szerint az alacsonyabb érettségi fokú szürkehályogok esetében a divide and conquer technika kevésbé károsítja a tífelszínt, és a műtét során kevesebb átlagos ultrahangenergiára van szükség.
4. Swept-source biométerrel meghatározott több biometrikus paraméter (CCT, ACD, K, WTW, LT, AL) közül a AL esetén találtunk jelentős napi tengelyhossz-változásokat egy nagy elemszámú keresztmetszeti adatbázisban.
5. Vizsgálataink során megfogalmaztuk, hogy a tengelyhossz napi változása mögött egy módszertani és/vagy eszközfüggő tényező is áll, ami jóval nagyobb, mint a korábban leírt diurnális változás. Mindezek klinikailag jelentős befolyással lehetnek a mülencse dioptriájának meghatározásában, amely akár 1,0 D-s mülencse-dioptriakülönbséget, ezáltal jelentős postoperatív célrefrakciótól való eltérést is jelenthetnek.

11. Irodalomjegyzék

Az értekezés által idézett közlemények

1. Tsaousis KT, Werner L, Perez JP, Li HJ, Reiter N, Guan JJ, Mamalis N., Comparison of different types of phacoemulsification tips. I. Quantitative analysis of elemental composition and tip surface microroughness, *J Cataract Refract Surg* 2016 Sep;42(9):1345-1352.
2. Tsaousis KT, Werner L, Reiter N, Perez JP, Li HJ, Guan JJ, Mamalis N., Comparison of different types of phacoemulsification tips. II. Morphologic alterations induced by multiple steam sterilization cycles with and without use of enzyme detergents, *J Cataract Refract Surg* 2016 Sep;42(9):1353-1360.
3. Tsaousis KT, Chang DF, Werner L, Perez JP, Guan JJ, Reiter N, Li HJ, Mamalis N., Comparison of different types of phacoemulsification tips. III. Morphological changes induced after multiple uses in an ex vivo model, *J Cataract Refract Surg* 2018 Jan;44(1):91-9.
4. 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.
5. Nemeth G, Szalai E, Berta A, Modis L Jr. Astigmatism prevalence and biometric analysis in normal population. *Eur J Ophthalmol* 2013;23:779-783.
6. Chen H, Lin H, Lin Z, Chen J, Chen W. Distribution of axial length, anterior chamber depth, and corneal curvature in an aged population in South China. *BMC Ophthalmol* 2016;16:47.
7. Wang YH, Zhong J, Li XM. Age-related changes of lens thickness and density in different age phases. *Int J Ophthalmol* 2022;15:1591-1597.
8. Gharaee H, Abrishami M, Shafiee M, Ehsaei A. White-to-white corneal diameter: normal values in healthy Iranian population obtained with the Orbscan II. *Int J Ophthalmol* 2014;7:309-312.
9. Hashemi H, Khabazkhoob M, Emamian MH, Shariati M, Yekta A, Fotouhi A. White-to-white corneal diameter distribution in an adult population. *J Curr Ophthalmol* 2015;27:21-24.
10. Wei L, He W, Meng J, Qian D, Lu Y, Zhu X. Evaluation of the White-to-White Distance in 39,986 Chinese Cataractous Eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2021;62:7.

11. Nilsen NG, Gilson SJ, Pedersen HR, Hagen LA, Knoblauch K, Baraas RC. Seasonal Variation in Diurnal Rhythms of the Human Eye: Implications for Continuing Ocular Growth in Adolescents and Young Adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2022;63:20.
12. Read SA, Collins MJ, Iskander DR. Diurnal variation of axial length, intraocular pressure, and anterior eye biometrics. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:2911-2998.
13. Sit AJ. Continuous monitoring of intraocular pressure: rationale and progress toward a clinical device. *J Glaucoma* 2009;18:272-279.
14. Kim YW, Kim JS, Lee SY, Ha A, Lee J, Park YJ, Kim YK, Jeoung JW, Park KH. Twenty-four-Hour Intraocular Pressure-Related Patterns from Contact Lens Sensors in Normal-Tension Glaucoma and Healthy Eyes: The Exploring Nyctohemeral Intraocular pressure related pattern for Glaucoma Management (ENIGMA) Study. *Ophthalmology* 2020;127:1487-1497.
15. Biswas S, Biswas P. Relationship between Diurnal Variation in Intraocular Pressure and Central Corneal Power. *Optom Vis Sci* 2003;100:96-104.
16. Fogagnolo P, Rossetti L, Mazzolani F, Orzalesi N. Circadian variations in central corneal thickness and intraocular pressure in patients with glaucoma. *Br J Ophthalmol* 2006;90:24-28.
17. Hamilton KE, Pye DC, Aggarwala S, Evian S, Khosla J, Perera R. Diurnal variation of central corneal thickness and Goldmann applanation tonometry estimates of intraocular pressure. *J Glaucoma* 2007;16:29-35.
18. Harper CL, Boulton ME, Bennett D, et al. Diurnal variations in human corneal thickness. *British Journal of Ophthalmology* 1996;80:1068-1072.
19. Mapstone R, Clark C v. Diurnal variation in the dimensions of the anterior chamber. *Arch Ophthalmol* 1985;103:1485-1486.
20. Çiçek A, Demirtaş AA, Özsaygılı C, Duru Z, Ulusoy DM, Duru N, Arslan ME, Çobanoğlu H. Diurnal variation of anterior segment parameters handled with Scheimpflug imaging in keratoconus patients. *Int Ophthalmol* 2020;40:1481-1485.
21. Handa T, Mukuno K, Niida T, Uozato H, Tanaka S, Shimizu K. Diurnal variation of human corneal curvature in young adults. *J Refract Surg* 2002;18:58-62.
22. Chakraborty R, Read SA, Collins MJ. Diurnal variations in ocular aberrations of human eyes. *Curr Eye Res* 2014;39:271-281.
23. Mierdel P, Krinke HE, Pollack K, Spoerl E. Diurnal fluctuation of higher order ocular aberrations: correlation with intraocular pressure and corneal thickness. *J Refract Surg* 2004;20:236-242.

24. Srivannaboon S, Reinstein DZ, Archer TJ. Diurnal variation of higher order aberrations in human eyes. *J Refract Surg* 2007;23:442-446.
25. Stone RA, Quinn GE, Francis EL, Ying GS, Flitcroft DI, Parekh P, Brown J, Orlow J, Schmid G. Diurnal axial length fluctuations in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:63-70.
26. Wilson LB, Quinn GE, Ying GS, Francis EL, Schmid G, Lam A, Orlow J, Stone RA. The relation of axial length and intraocular pressure fluctuations in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:1778-1784.
27. Brown JS, Flitcroft DI, Ying GS, Francis EL, Schmid GF, Quinn GE, Stone RA. In vivo human choroidal thickness measurements: evidence for diurnal fluctuations. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009;50:5-12.
28. Hugo Pena-Verdeal, Carlos García-Resúa, Lucía Ramos, Eva Yebra-Pimentel, Ma Jesús Giráldez. Diurnal variations in tear film break-up time determined in healthy subjects by software-assisted interpretation of tear film video recordings. *Clin Exp Optom* 2016;99:142-148.
29. Arroyo CA, Byambajav M, Fernández I, Martín E, González-García MJ, López-Miguel A, Valencia-Nieto L, Hagan S, Enríquez-de-Salamanca A. Diurnal variation on tear stability and correlation with tear cytokine concentration. *Cont Lens Anterior Eye* 2022;45:101705.
30. Ostrin LA, Jnawali A, Carkeet A, Patel NB. Twenty-four hour ocular and systemic diurnal rhythms in children. *Ophthalmic Physiol Opt* 2019;39:358-369.
31. Ahuja AS, Paredes III AA, Eisel ML, Kodwani S, Wagner IV, Miller DD, Dorairaj S. Applications of Artificial Intelligence in Cataract Surgery: A Review. *Clin Ophthalmol*. 2024;18:2969-2975.
32. Liu YC, Wilkins M, Kim T, Malyugin B, Mehta JS. Cataracts. *Lancet*. 2017;390(10094):600–612.
33. Fang R, Yu YF, Li EJ, et al. Global, regional, national burden and gender disparity of cataract: findings from the global burden of disease study 2019. *BMC Public Health*. 2022;22(1):2068.
34. Pesudovs K, Lansingh VC, Kempen JH, et al. Global estimates on the number of people blind or visually impaired by cataract: a meta-analysis from 2000 to 2020. *Eye* 2024; 38:2156–2172.
35. Guo W, Xue H, Li Q, Wen Z, Zhou Z, Dong Y, He M, Li Y, Li F, Tong Y. Association Between Visceral Fat Metabolism Score and Cataract Risk in US Adults:

- National Health and Nutrition Examination Survey 1999 to 2008. *Am J Ophthalmol.* 2025 Jun;274:184-195.
36. Khairallah M, Kahloun R, Bourne R, et al. Number of people blind or visually impaired by cataract worldwide and in world regions, 1990 to 2010. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2015;56(11):6762–6769.
 37. Flaxman SR, Bourne RRA, Resnikoff S, et al. Global causes of blindness and distance vision impairment 1990–2020: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health.* 2017;5(12):e1221–e1234.
 38. Lee CM, Afshari NA. The global state of cataract blindness. *Curr Opin Ophthalmol.* 2017;28(1):98–103.
 39. Hashemi H., Fayaz F, Hashemi A, Khabazkhoob M. Global prevalence of cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2025 Jan 1;36(1):10-17.
 40. Blindness GBD, Vision Impairment C. Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study. Trends in prevalence of blindness and distance and near vision impairment over 30 years: an analysis for the Global Burden of Disease Study. *Lancet Global Health* 2021; 9:e130–e143.
 41. GBD 2019 Blindness and Vision Impairment Collaborators, Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study. Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to vision 2020: the right to sight: an analysis for the Global Burden of Disease Study. *Lancet Global Health* 2021; 9: e144–e160.
 42. Muller S, Jain M, Sachdeva B, et al. Artificial intelligence in cataract surgery: a systematic review. *Transl Vis Sci Technol.* 2024;13(4):20.
 43. Eurostat Statistics Explained. Surgical operations and procedures statistics. 2023. Available at: https://ec.europa.eu/eurostat/statisticsexplained/index.php?title=Surgical_operations_and_procedures_statistics.
 44. Rossi T, Romano MR, Iannetta D, et al. Cataract surgery practice patterns worldwide: a survey. *BMJ Open Ophthalmol.* 2021; 6(1): e000464
 45. Hatch WV, Campbell Ede L, Bell CM, El-Defrawy SR, Campbell RJ. Projecting the growth of cataract surgery during the next 25 years. *Arch Ophthalmol.* 2012;130(11):1479–1481.
 46. Süveges I. A lencse (lens cristallina) betegségei. In Süveges I. (szerk.), *Szemészet 4. javított és bővített kiadás.* Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 2015: 157-168.

47. Michael R, Bron AJ. The ageing lens and cataract: a model of normal and pathological ageing. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 2011 Apr 27;366(1568):1278-92.
48. Winkler BS, Riley MV. Relative contributions of epithelial cells and fibers to rabbit lens ATP content and glycolysis. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1991 Aug;32(9):2593-8.
49. Mathias RT, White TW, Gong X. Lens gap junctions in growth, differentiation, and homeostasis. *Physiol Rev.* 2010 Jan;90(1):179-206.
50. West, SK, Valmadrid, CT. Epidemiology of risk factors for age-related cataract. *Surv Ophthalmol.* 1995; 39:323-334.
51. Taylor HR, West SK: The clinical grading of lens opacities. *Aust N Z. J Ophthalmol.* 1989; 17:81-86.
52. West SK, Rosenthal F, Newland HS, Taylor HR: Use of photographic techniques to grade nuclear cataracts. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1988; 29:73-77.
53. Sparrow JM, Bron AJ, Brown NAP, et al: The Oxford Clinical Cataract Classification and Grading System. *Int Ophthalmol.* 1986; 9:207-225, 1986
54. Klein BEK, Klein R, Linton KLP, et al: Assessment of cataracts from photographs in the Beaver Dam Eye Study. *Ophthalmology* 97:1428-1433.
55. Chylack LT Jr, Leske MC, Sperduto R, et al: Lens opacities classification system. *Arch Ophthalmol.* 1988;106:330-334.
56. Chylack LT Jr, Leske MC, McCarthy D, Khu P, Kashiwagi T, Sperduto R. *Arch Ophthalmol.* 1989 Jul;107(7):991-7
57. Chylack LT Jr, Wolfe JK, Singer DM, Leske MC, Bullimore MA, Bailey IL, Friend J, McCarthy D, Wu SY. *Arch Ophthalmol.* 1993 Jun;111(6):831-6.
58. Mackenbrock LHB, Labuz G, Baur ID, Yildirim TM, Auffarth GU, Khoramnia R. Cataract Classification Systems: A Review. *Klin Monbl Augenheilkd.* 2024 Jan;241(1):75-83.
59. Gali, Helena E.; Sella, Ruti; Afshari, Natalie A. Cataract grading systems: a review of past and present. *Current Opinion in Ophthalmology* 2019 January; 30(1):p 13-18.
60. Tang G, Zhang J, Du Y, Jiang D, Qi Y, Zhou N. Artificial intelligence in cataract grading system: a LOCS III-based hybrid model achieving high-precision classification. *Front Cell Dev Biol.* 2025 Sep 9;13:1669696.
61. Bíró Zs. A szürkehályog sebészete. In Süveges I. (szerk.), *Szemészet* 4. javított és bővített kiadás. Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 2015: 467-485.
62. Kanski J.J, Bowling B. Lens. In Kanski J.J., Bowling B. *Clinical Ophthalmology : a systematic approach.*- 7th edition. Elsevier Saunders, 2011: 269-311.

63. Németh G., Dunai Á: A premium műlencsék elméleti háttere és alkalmazási gyakorlata, Budaörs, Magyarország : Color Nyomda (2025) ISBN: [9786150228914](#)
64. Csákány B. Ultrahang vizsgálatok a szemészetben. In Süveges I. (szerk.), Szemészet 4. javított és bővített kiadás. Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 2015: 541-545.
65. Petrella L, Perdigão F, Caixinha M, Santos M, Lopes M, Gomes M, Santos J. A-scan ultrasound in ophthalmology: A simulation tool. *Med Eng Phys.* 2021 Nov;97:18-24.
66. Thijssen JM. The history of ultrasound techniques in ophthalmology. *Ultrasound Med Biol.* 1993;19(8):599-618.
67. Giers U, Epple C. Comparison of A-scan device accuracy. *J Cataract Refract Surg.* 1990 Mar;16(2):235-42.
68. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2000 Sep;238(9):765-73.
69. Pereira A, Popovic M, Lloyd JC, El-Defrawy S, Schlenker MB. Preoperative measurements for cataract surgery: a comparison of ultrasound and optical biometric devices. *Int Ophthalmol.* 2021 Apr;41(4):1521-1530.
70. Sohajda Z, Papp J, Berta A, Módis L.:The comparative study of two recently developed A scan devices: determination of central corneal thickness, anterior chamber depth and axial length. *Acta Ophthalm Scand* 2008; 86: 45-48.
71. Vámosi P., Elekes Á., Németh G.: Műlencsetervezés nagyfokú myopiás szemén. *Szemészet* 2024; 161. évfolyam, 1. szám, 18–27.
72. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990 May;16(3):333-40.
73. Brundle J in: Haigis W: Mastering the techniques of IOL power calculation. Jaypee Bros. 2005.
74. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016 Oct;42(10):1490-1500.
75. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016 Aug;42(8):1157-64.
76. Gale RP, Saha N, Johnston RL. National Biometry Audit II. *Eye (Lond).* 2006 Jan;20(1):25-8.
77. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1993 Nov;19(6):700-12.

78. Németh G.: A műlencsetervezés elmélete és gyakorlata. Lektorálta Csákány Béla és Vámosi Péter. ISBN 978-615-02-0155-9. Color Nyomda, 2024
79. Hill-RBF Calculator Version 3.0 (<https://rbfcalculator.com/online/index.html>)
80. Davis G. The Evolution of Cataract Surgery. *Mo Med*. 2016 Jan-Feb;113(1):58-62.
81. Jaffe NS. History of cataract surgery. *Ophthalmology*. 1996 Aug;103(8 Suppl):S5-16. Erratum in: *Ophthalmology*. 2018 Oct;125(10):1664.
82. Chan E, Mahroo OA, Spalton DJ. Complications of cataract surgery. *Clin Exp Optom*. 2010 Nov;93(6):379-89.
83. Reddy MK. Complications of cataract surgery. *Indian J Ophthalmol*. 1995 Dec;43(4):201-9.
84. Servet Cetinkaya, Zeynep Dadaci , Hüsamettin Aksoy , Nursen Oncel Acir , Halil Ibrahim Yener , Ekrem Kadioglu Toxic anterior-segment syndrome (TASS) *Clin Ophthalmol* . 2014 Oct 9;8:2065-9.
85. Moshirfar M, Whitehead G, Beutler BC, Mamalis N. Toxic anterior segment syndrome after Verisyse iris-supported phakic intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32:1233–1237.
86. Ünal M, Yücel I, Akar Y, Oner A, Altın M. Outbreak of toxic anterior segment syndrome associated with glutaraldehyde after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32:1696–1701.
87. Holand SP, Morck DW, Lee TL. Update on toxic anterior segment syndrome. *Curr Opin Ophthalmol*. 2007;18:4–8.
88. Cutler Peck CM, Brubaker J, Clouser S, Danford C, Edelhauser HE, Mamalis N. Toxic anterior segment syndrome: common causes. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36:1073–1080.
89. Bodnar Z, Clouser S, Mamalis N. Toxic anterior segment syndrome: update on the most common causes. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38:1902–1910.
90. Moyle W, Yee RD, Burns JK, Biggins T. Two consecutive clusters of toxic anterior segment syndrome. *Optom Vis Sci*. 2013;90:e11–e23.
91. Sengupta S, Chang DF, Gandhi R, Kenia H, Venkatesh R. Incidence and long-term outcomes of toxic anterior segment syndrome at Aravind Eye Hospital. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37:1673–1678.
92. Richburg FA, Reidy JJ, Apple DJ, Olson RJ. Sterile hypopyon secondary to ultrasonic cleaning solution. *J Cataract Refract Surg*. 1986;12: 248–251.

93. Parikh C, Sippy BD, Martin DF, Edelhauser JF. Effects of enzymatic sterilization detergents on the corneal endothelium. *Arch Ophthalmol.* 2002;120:165–172.
94. Liu H, Routley I, Teichmann KD. Toxic endothelial cell destruction from intraocular benzalkonium chloride. *J Cataract Refract Surg.* 2001; 27:1746–1750.
95. Kreisler KR, Martin SS, Young CW, Anderson CW, Mamalis N. Postoperative inflammation following cataract extraction caused by bacterial contamination of the cleaning bath detergent. *J Cataract Refract Surg.* 1992;18:106–110.
96. Cleaning and Sterilization Requirements in : Bausch & Lomb Stellaris Phaco Machine - User manual.pdf
chromeextension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ophthalmology/user_manuals/Bausch%20&%20Lomb%20Stellaris%20Phaco%20Machine%20-%20User%20manual.pdf
97. Last JA, Russell P, Nealey PF, Murphy CJ, The applications of atomic force microscopy to vision science, *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2010 Dec;51(12):6083-94.
98. Berry M, McMaster TJ, Corfield AP, Miles MJ. Exploring the molecular adhesion of ocular mucins. *Biomacromolecules.* 2001; 2:498–503.
99. Last JA, Liliensiek SJ, Nealey PF, Murphy CJ. Determining the mechanical properties of human corneal basement membranes with atomic force microscopy. *J Struct Biol.* 2009;167:19–24.
100. Ziebarth NM, Wojcikiewicz EP, Manns F, Moy VT, Parel JM. Atomic force microscopy measurements of lens elasticity in monkey eyes. *Mol Vis.* 2007;13:504–510.
101. Guo S, Hong L, Akhremitchev BB, Simon JD. Surface elastic properties of human retinal pigment epithelium melanosomes. *Photochem Photobiol.* 2008;84:671–678.
102. Desmeules P, Grandbois M, Bondarenko VA, Yamazaki A, Salesse C. Measurement of membrane binding between recoverin, a calcium-myristoyl switch protein, and lipid bilayers by AFM-based force spectroscopy. *Biophys J.* 2002;82:3343–3350.
103. Demircan S, Gokce G , Atas M, Baskan B, Goktas E, Zararsiz G, The Impact of Reused Phaco Tip on Outcomes of Phacoemulsification Surgery, *Curr Eye Res* 2016 May;41(5):636-42.
104. Cecchini P., D'Aloisio R., Antonuccio M., Turco G., Bondino F., Magnano E., Di Nicola M., Tognetto D., Chemical and physical analysis of phaco handpiece tip surfaces before and after cataract surgery, *J Cataract Refract Surg* 2017 Aug;43(8):1107-1114.

105. Storr-Paulsen A, Jens Norregaard J C, Ahmed S, Storr-Paulsen T , Hyldebrandt Pedersen T. Endothelial cell damage after cataract surgery: Divide-and-conquer versus phaco-chop technique. *J Cataract Refract Surg* 2008;34(6):996-1000.
106. Coppola M, Marchese A , Rabiolo A, Cicinelli M V, Knutsson K A. Comparison of two popular nuclear disassembly techniques for cataract surgeons in training: divide and conquer versus stop and chop. *Int Ophthalmol* 2019;39(9):2097-2102.
107. DeBry P, Olson R J, Crandall A S. Comparison of energy required for phaco-chop and divide and conquer phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1998;24(5):689-92.
108. Wong T, Hingorani M, Lee V. Phacoemulsification time and power requirements in phaco chop and divide and conquer nucleofractis techniques. *J Cataract Refract Surg* 2000;26(9):1374-8.
109. Sharifipour F, Farrahi F, Moghaddasi A, Idani A, Yaseri M. Diurnal Variations in Intraocular Pressure, Central Corneal Thickness, and Macular and Retinal Nerve Fiber Layer Thickness in Diabetics and Normal Individuals. *J Ophthalmic Vis Res* 2016;11:42-47.
110. Suzuki T, Kinoshita Y, Tachibana M, Matsushima Y, Kobayashi Y, Adachi W, Sotozono C, Kinoshita S. Expression of sex steroid hormone receptors in human cornea. *Curr Eye Res* 2001;22:28-33.
111. Bremner WJ, Vitiello MV, Prinz PN. Loss of circadian rhythmicity in blood testosterone levels with aging in normal men. *J Clin Endocrinol Metab* 1983;56:1278-1281.
112. Nickla DL, Wildsoet C, Wallman J. Visual influences on diurnal rhythms in ocular length and choroidal thickness in chick eyes. *Exp Eye Res* 1998;66:163-181.
113. Weiss S, Schaeffel F. Diurnal growth rhythms in the chicken eye: relation to myopia development and retinal dopamine levels. *J Comp Physiol A* 1993;172:263-270.
114. Alanazi M, Caroline P, Alshamrani A, Alanazi T, Liu M. Regional Distribution of Choroidal Thickness and Diurnal Variation in Choroidal Thickness and Axial Length in Young Adults. *Clin Ophthalmol* 2021;15:4573-4584.
115. Chakraborty R, Read SA, Collins MJ. Hyperopic defocus and diurnal changes in human choroid and axial length. *Optom Vis Sci* 2013;90:1187-1198.
116. Ulaganathan S, Read SA, Collins MJ, Vincent SJ. Daily axial length and choroidal thickness variations in young adults: Associations with light exposure and longitudinal axial length and choroid changes. *Exp Eye Res* 2019;189:107850.

117. Burfield HJ, Carkeet A, Ostrin LA. Ocular and Systemic Diurnal Rhythms in Emmetropic and Myopic Adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2019;60:2237-2247.
118. Chakraborty R, Read SA, Collins MJ. Diurnal variations in axial length, choroidal thickness, intraocular pressure, and ocular biometrics. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2011 Jul 11;52(8):5121-9.
119. Bullimore MA, Slade S, Yoo P, Otani T. An Evaluation of the IOLMaster 700. *Eye Contact Lens*. 2019;45:117-123.
120. Rozema JJ, Ní Dhubhghaill S. Age-related axial length changes in adults: a review. *Ophthalmic Physiol Opt* 2020;40:710-717.
121. Hashemi H, Khabazkhoob M, Iribarren R, Emamian MH, Fotouhi A. Five-year change in refraction and its ocular components in the 40- to 64-year-old population of the Shahroud eye cohort study. *Clin Exp Ophthalmol* 2016;44:669-677.
122. Han X, Guo X, Lee PY, Morgan IG, He M. Six-year changes in refraction and related ocular biometric factors in an adult Chinese population. *PLoS One* 2017;12:e0183364.
123. Lee KE, Klein BE, Klein R, Recheck M. Ten-year changes in axial length in the Beaver Dam Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016;58:3421.
124. Hayashi K, Hirata A, Manabe S, Hayashi H. Long-term change in corneal astigmatism after sutureless cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2011;151:858-565.
125. IOLMaster 700 with Central Topography SW 1.90 Brochure. https://www.zeiss.com/content/dam/med/ref_international/products/optical-biometers/iolmaster-700/documents/iolmaster700-topo-broschure-en-32-010-0009ix.pdf
126. Dunai Á., Csákány B., Filkorn T. Új lehetőségek a műlencse tervezés eredményének pontosítására. In *Mária utcai füzetek* 2019;1:7-19.



Nyilvántartási szám: DEENK/553/2025.PL
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Revák Ágnes
Doktori Iskola: Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. Németh, G., **Revák, Á.**, Vámosi, P., Elekes, Á., Módis, L., Sohajda, Z.: The variation in axial length in office hours causes a diopter change in the intraocular lens power calculation.
Eur. J. Ophthalmol. 35 (4), 1162-1168, 2025.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1177/11206721241304154>
IF: 1.4 (2024)
2. **Revák, Á.**, Németh, G., Korizs, J., Gyulai, G., Ábrahám, Á., Kiss, É., Sohajda, Z.: Examination of phacoemulsification tips after different numbers of cataract surgeries.
Sci. Rep. 14 (1), 1-9, 2024.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-024-67891-0>
IF: 3.9

További közlemények

3. Sohajda, Z., Széll, N., **Revák, Á.**, Papp, J., Tóth-Molnár, E.: Morfológiai és funkcionális változások CO₂-lézer-asszisztált mély sclerectomia után.
Szemész. 158 (2), 107-112, 2021.
4. Sohajda, Z., Széll, N., **Revák, Á.**, Papp, J., Tóth-Molnár, E.: Retinal Nerve Fibre Layer Thickness Change After CO₂ Laser-Assisted Deep Sclerectomy Surgery.
Clin. Ophthalmol. 14, 1749-1757, 2020.





5. **Revák, Á.**, Szendi, M., Sohajda, Z.: Recklinghausen-kórban szenvedő betegek szemészeti gondozása. Esetismertetés.
Szemész. 153 (3), 137-142, 2016.

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 5,3

**A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre):
5,3**

A DEENK a Jelölt által a Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudományometriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2025.10.27.



12. Tárgyszavak

egyszerhasználatos phacoemulsificatio hegyek, többszörhasználatos phacoemulsificatio hegyek, mikroszkópikus kopás, atomi erő mikroszkóp
műlencse tervezés, tengelyhossz változás

Keywords

single-used phacoemulsification tips, multiple-used phacoemulsification tips, microscopic damage, atomic force microscope
intraocular lens planning, axial length change

13. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném hálás köszönetemet kifejezni témavezetőmnek, Dr. Sohajda Zoltán egyetemi docensnek, aki munkámat folyamatosan figyelemmel kísérte, messzemenően támogatta és mindenben segítséget nyújtott.

Nagyon szépen köszönöm Prof. Dr. Németh Gábornak, aki szakmai segítségével és aktív közreműködésével jelentős mértékben hozzájárult a kutatás sikeréhez.

Külön köszönettel tartozom Dr. Borsos Attilának, Kórizs Juditnak, Prof. dr. Kiss Évának, dr. Gyulai Gergőnek és dr. Ábrahám Ágnesnek, a kutatás experimentális, mérési és laboratóriumi fázisában nyújtott nélkülözhetetlen segítségükért.

Köszönettel tartozom összes szerzőtársamnak és munkatársamnak a közös munka során nyújtott segítségükért.

Végül, de nem utolsó sorban, szeretném megköszönni a Családomnak, hogy munkám során mindvégig mellettem álltak, és biztosították számomra azt a háttérrel, amely nélkül ez a munka nem születhetett volna meg.

Melléklet

Az értekezést megalapozó közlemények