

# Az elülső szegmentum biometriája és képalkotó diagnosztikája

Pontszerző továbbképző közlemény tesztkérdésekkel

NÉMETH GÁBOR DR.<sup>1</sup>, MÓDIS LÁSZLÓ DR.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Központi Kórház és Egyetemi Oktató Kórház, Miskolc (osztályvezető: Dr. Németh Gábor)

<sup>2</sup>Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Szemészeti Tanszék (igazgató: Prof. Dr. Berta András)

A szem elülső szegmentuma a szemészeti vizsgálatok és diagnosztika, valamint a műtétek egyik kiemelt színhelye. A szemet érő fény az elülső szegmentum lényeges törőközegein, a szaruhártyán és a szemlencsén áthaladva érik el a retinát. A retinán leképződő kép minőségi jellemzőit az elülső szegmentum ezen törőközegeinek állapota és biometriai tulajdonságai határozzák meg. A cornea, az elülső csarnok és a szemlencse anatómiai méreteit, a cornea különböző fénytörési és biomechanikai értékeit, felszíni domborzati viszonyait, a cornea szöveti szerkezetét, a cornealis endothelium sejtszintű paramétereit és minőségi jellemzőit a mindennapi szemészeti diagnosztikában és egyes műtétek tervezésében használjuk fel. Ezen mérhető adatok meghatározására számos módszert, technikát és műszert fejlesztettek ki. A jelen összefoglaló célja az elülső szegmentum fénytörési, biomechanikai, biometriai és képalkotó technikáinak ismertetése és gyakorlati szerepeinek leírása volt.

## Biometric measurements and diagnostic imaging of the anterior segment

The anterior segment of the eye is a prominent scene of the ophthalmological examinations, diagnostics and surgical procedures. The light reaching the eye is going through the cornea and the crystalline lens, as significant refractive media, to the retina. The qualitative characteristics of the image generated on the retina is determined by the status and the biometric properties of these refractive media. The anatomical dimensions of the cornea, the anterior chamber and the lens, besides the refractive and biomechanical parameters, the topographic and tissue structure of the cornea and the parameters of the corneal endothelium are applied in the everyday's ophthalmological practice and in planning surgical interventions. Numerous methods, techniques and devices were developed to determine these measurable parameters. The purpose of the present review was to introduce the techniques of assessment of the refraction, the biomechanics, the biometric and the imaging modalities of the anterior segment of the eye and to describe their practical roles.

### KULCSSZAVAK

elülső szegmentum képalkotás, cornea, keratometria, optikai koherencia tomográfia, Scheimpflug-képalkotás

### KEYWORDS

anterior segment imaging, cornea, keratometry, optical coherence tomography, Scheimpflug imaging

A mai, modern szemészetben számos eszköz ad számszerű, és/vagy képi információt a szem elülső szegmentumának képleteiről: a cornea vastagsága, szöveti szerkezete, görbületi sugarai és egyéb

alaki jellemzői, valamint biomechanikája mind-mind a mindennapi szemészeti gyakorlatban is, fontos jellemzők. Az elülső szegmentum paramétereinek ismerete a szemészeti műtétek tervezéséhez

és azok posztoperatív monitorozásához szükségesek. A szemészetben használt diagnosztikus eszközök folyamatosan fejlődnek, bővülnek, egyre újabb technikákkal felszerelt és egyre újabb fizikai elveket

felhasználó műszerek kerülnek kereskedelmi forgalomba. A folyamatos technikai fejlesztések célja, hogy egyre több adatot, és egyre nagyobb pontossággal határozzunk meg, így minél jobban kiszámíthatóvá váljon a műtétek refraktív, illetve anatómiai és funkcionális kimenetele.

E közlemény egyik célja, hogy összefoglalja az elülső szegmentum biometriai- és képalkotó rendszereinek ma ismert és elérhető formáit. A másik cél az volt, hogy ezen technikák, módszerek gyakorlati szerepét és alkalmazhatóságát részletezzük. Az összefoglaló először a döntően számszerű adatokkal szolgáló pachymetriát, keratometriát, aberometriát, majd a képi információval is szolgáló topográfiát, ezután pedig a „valódi” képalkotási lehetőségeket veszi sorra.

## A CORNEA VASTAGSÁGÁNAK MÉRÉSE

A cornea vastagságának ismerete az elülső szegmentum számos műtétének tervezése során kiemelten fontos, de irodalmi adatok szerint a szemnyomás értékelésénél is lényeges adat. A különböző fizikai módszereken alapuló vizsgálóeszközök eredményeinek sokszor jelentős különbsége miatt a pachymetriai adatok helyes értékelése a mai napig nem tisztázott. A még mindig standardnak számító ultrahangos pachymetrián kívül a parciális koherencia interferometria módszere (ACMaster, Carl Zeiss Meditec, Jena, Németország) és a későbbiekben részletezett eszközök (ultrahang biomikroszkóp, Orbscan, Scheimpflug kamerák, elülső szegmentum optikai koherencia tomográf, spekulár- és konfokális mikroszkópia, biomechanikát mérő készülékek) is képesek a cornealis vastagság meghatározására (9, 23, 72, 105).

A standard, ultrahangos módszer kontakttechnikájú, így szemfelszíni érzéstelenítésre van szükség. A mérés során speciális, 20-50 Mhz-es frekvenciával működő transzducert

használunk, amelyet a cornea centrumára vagy a kérdéses perifériás területre helyezünk, a felszínre merőlegesen, a lehető legkevésbé benyomva a corneát. A pachymeterek a corneavastagság-adatokat legtöbbször automatán is mérik, és akár előre programozható sorrendben térképszerű vastagságeloszlást is megjeleníthetünk.

A cornea vastagságának gyakorlati szerepe van keratorefraktív műtétek tervezésénél és az endothelium-funkció indirekt megítéléséhez, például keratoplasztikákkal kapcsolatban. Glaukóma esetén az irodalmi adatok szerint fontos lehet a cornealis vastagság ismerete a szemnyomás helyes értékeléséhez: vastagabb, így rigidebb corneák esetén magasabb lehet a mért szemnyomás, mint a tényleges. A jelenleg hatályos szakmai irányelv szerint optimális szemnyomásértékkorrekció a corneavastagság függvényében viszont nem végezhető, mert a corneavastagság és a szemnyomásmérésre gyakorolt torzító hatás összefüggése nem lineáris (5).

## KERATOMETRIA

A szaruhártya görbületi sugarainak, illetve fénytörési értékeinek szerepe lényeges: a cornea a szem teljes törőerejének mintegy kétharmadát adja. *Christoph Scheiner* figyelte meg először, 1619-ben, hogy különböző méretű üveggömbök képe az emberi szaruhártyáról visszaverődve különböző méretű lesz. *Scheiner* úgy határozta meg a cornea törőerejét, hogy különböző méretű gömböket készített, és megkereste a corneáról visszaverődő, adott képpel azonos méretű képet visszaverő kalibrált méretű gömböt, tehát az azonos méretű képeket adó párokat (69). E megfigyelés volt az alapja a keratometer, más néven az oftalmométer kifejlesztésének. A keratometer a cornea elülső felszínének görbületi sugarait mérő készülék, amelyet 1851-ben *Hermann von Helmholtz* fejlesztett ki. Manuális és automata keratometerek léteznek. A manuális keratometerek közül

Európában az 1881-ben kifejlesztett *Javal-Schiötz* keratometer használata terjedt el: ez a műszer egyszerre egy cornealis tengelyben mér, ellentétben a nálunk jellemzően nem használt Bausch&Lomb típusúval. A hagyományos értelemben vett keratometria a cornea elülső felszínének centrális 2-4 milliméterén történő görbületi sugár mérését jelenti. Alapja, hogy egy gömbfelszínről reflektált, ismert méretű tárgy képének nagyságát a gömbfelszín görbületi sugara határozza meg.

A cornea teljes törőerejét annak elülső és hátsó felszíne együtt alakítja ki. A hagyományos értelemben vett keratometria és cornealis topográfia az elülső felszínen mért adatokból számolja a törőerőket (szimulált keratometria). Az elülső felszín görbületi sugarát gyűrűkbe rendezett pontsorok (automata keratometria), koncentrikus gyűrűk (Placido-korong eszközök), vagy monokromatikus LED-fényforrások (pl. IOLMaster, Lenstar) elülső felszínről visszaverődő képének elemzésével határozzák meg a műszerek. Az elülső felszín görbületi sugarait mérő készülékek a görbületi sugár mért értékeit keratometriás törőerőkre, vagyis dioptriára számolják át, keratometriás refraktív indexek segítségével becsülve a hátsó cornealis felszín görbületét. A számítás során egy képletet használnak:  $K = (n - n') / r$ , ahol „n” a cornea keratometriás indexe (vagy „effektív refraktív index”, tehát nem a valódi refraktív index) (=1,3375); n’ a levegő refraktív indexe (=1,0), az „r” pedig az elülső felszínen mért görbületi sugár. A cornea valódi refraktív indexe azonban 1,376; azért használják a keratometerek a módosított értéket, és hívják azt keratometriás indexnek, hogy a hátsó cornealis felszín negatív törőerejének szerepével kompenzáljanak. Ez a számítás már megdőlt feltételezéseken alapul: az egyik, hogy az elülső és a hátsó cornealis görbületnek állandó az aránya, vagyis mindenképp ugyanannyi; valamint, hogy lineáris a kapcsolatuk.

Emellett a számításnak az is feltételezett alapja, hogy a hátsó cornealis astigmia tengelye megegyezik az elülső felszín hasonló adatával.

Érdeemes még azt is megjegyezni, hogy egészséges szemeken a szaruhártya törőerő értékei a periféria felé csökkennek, másrészt az átlagos cornealis astigmia értéke az irodalmi adatok tükrében átlagosan 0,9-1,0 D, meridiánja pedig az életkorral előrehaladva változik (25, 49, 83).

A Pentacam különböző típusai, az Orbscan, a corneatopográfok, az OPD Scan is mind meghatározzák a szaruhártya törőerejét. Az optikai biometerek egyik funkciója szintén a keratometriás értékek mérése (IOLMaster 500 és 700, Lenstar LS 900 [Haag-Streit, Koniz, Svájc], Aladdin [Topcon, Tokió, Japán], OA-2000 [Tomey, Nagoya, Japán], AL-Scan [Nidek, Gamagori, Japán]), emellett a Galilei G6 (Ziemer, Port, Svájc) és a Sirius-készülékek (Costurzione Strumenti Oftalmici, Firenze, Olaszország) is mérik ezt a paramétert.

Egy újabb technika, a képvezérelt műtéti asszisztensek egyik funkciója szintén a keratometriai értékek meghatározása. A páciens ülő állapotában mért keratometriai értékeket és az astigmia tengelyét az operáló mikroszkópba épített képvetítő-technika segítségével képzik le az operatőr elé, segítve a torikus műlencsék helyes pozíciójának beállítását. Egyik ilyen eszköz a VERION képvezérelt rendszere (VERION Image Guided System, Alcon Laboratories, Fort Worth, Texas, USA), amely a „VERION Reference Unit” és a „VERION Digital Marker” nevű készülékekből áll. A „VERION Reference Unit” a VERION mérőeszközéből („VERION Measurement Module”) és a „VERION Vision Planner”-ből áll. A „VERION Reference Unit” méri a keratometriai értékeket, a limbus átmérőjét, a pupilla pozícióját és átmérőjét. A képvezérelt rendszer rögzíti a limbus-környéki ereket, valamint az iris rajzolását az

operálandó páciens ülő helyzetében, majd ezen adatokat a műtőben elhelyezett „VERION Digital Marker” jeleníti meg a műtét során, az operáló mikroszkópon keresztül. A keratometriához a VERION-rendszer az első, fókuszáló lépésben három, infravörös, 830 nanométeres hullámhosszú LED-fénypont visszaverődött képét használja, és 0,8-1,2 mm-es átmérőben határozza meg a cornea szférikus törőerő-értékét. A második lépésben, 12 fehér, 450 nanométeres LED-fényforrás visszaverődése segítségével méri a cornealis astigmia mértékét és tengelyét, 2,8 mm-es sugarú körben. A mérés alatt több mint 300 felvétel és több mint 1000 adatpont felhasználásával számolja a készülék a keratometriai értékeket a cornea elülső felszínén. Egyéb képvezérelt rendszerek is kereskedelmi forgalomban vannak, ezek közül a legismertebb talán a Callisto Eye (Zeiss, Carl Zeiss AG, Dublin, CA), amely az optikai biometria (IOLMaster) és az operáló mikroszkóp (Lumera) közötti hídként szerepel a leírásokban, célja a műtéti tervezés operáló mikroszkóp okulárján, vagy egy kivetítőn keresztüli

megjelenítése, a preoperatív biometriai adatokat felhasználva. Mindezt egy integrált szemmozgás-követő rendszer is segíti.

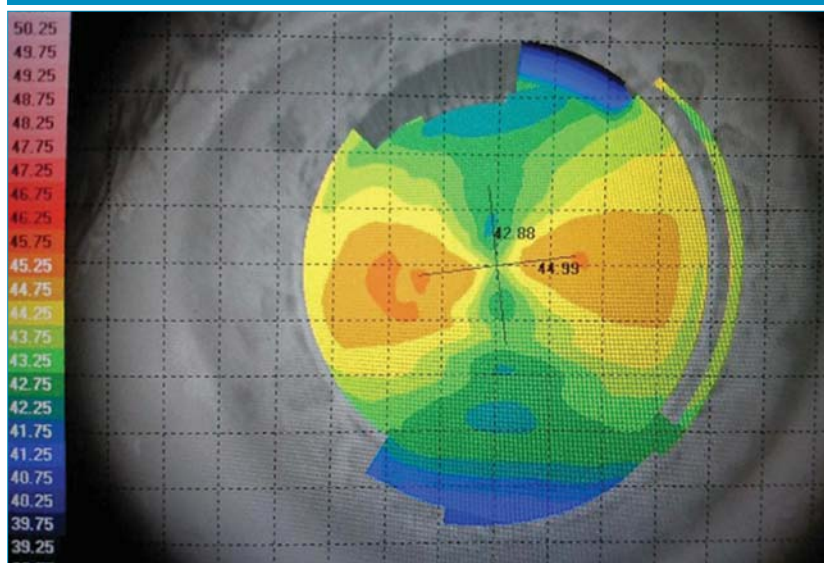
A hátsó cornealis görbületi sugarak meghatározására is képes az Orbscan, a Scheimpflug kamerák (pl. Pentacam), vagy a speciális mintázatba rendezett 3 különböző színű LED fényforrás fényének feldolgozását használó, viszonylag új technika (Cassini), valamint a Galilei és a Sirius készülékek is.

A szaruhártya görbületi sugarainak mérése a beültetendő műlencse dioptriájának meghatározásához, keratorefraktív műtétek tervezéséhez, kontaktlencse illesztéshez, valamint ectatikus corneabetegségek diagnózisához és klinikai lefolyásuk követéséhez szolgál lényeges információkkal.

## A CORNEA TOPOGRÁFIÁJA

Henry Goode nevéhez fűződik az első keratoszkóp 1847-ből, ami egy négyzet alakú tárgy corneáról való visszaverődött képét elemezte (30). 1880-ban Antonio Placido fejlesztet-

1. ábra: Jellemző corneatopográfias kép nagyfokú, reguláris szaruhártya-astigmia esetén. A Placido-korong elvet használó Aladdin (Topcon) készülékkel nyert felvételen látható a szabályos csokornyak-kendő-rajzolat, a vízszintes tengelyben nagyobb corneális törőerőkkel



te ki a később róla elnevezett korongot, amely több, fekete-fehér koncentrikus gyűrűt használt ugyanerre a célra (15, 100). A topográfok az elülső cornealis felszínről szimulált keratometriai értékeket gyűjtnek, vagyis meghatározzák a legmeredekebb és leglaposabb cornealis tengelyben mért törőerőket és a meredekebb tengelynek, vagyis az astigmianak a szögét. A görbületi sugarakat, illetve az ebből számított törőerő-értékeket a topográf színkódolt térképeken is megjeleníti (1. ábra). A görbületi térképeknek két fő formája ismert: a szagittális (vagy axiális) görbületi térképek azon a feltételezésen alapulnak, hogy minden mérési pont forgási középpontja a vizuális tengelyen helyezkedik el. Ezek a térképek az apróbb felszíni szabálytalanságok kevésbé ábrázolódnak, viszont a cornea centrumában a törőerőt nagy pontossággal értékelik. A tangenciális, vagy „valódi” görbületi térkép pedig sokkal jobban ábrázolja a helyi, kisebb felszíni szabálytalanságokat, alkalmasabbak például a keratoconus-csúcs helyének pontosabb meghatározására. Ezenkívül különbség-térképek is létrehozhatók, amelyeken egy cornealis betegség progressziójának követése, vagy műtétek utáni megváltozott topográfias adatok detektálása lehetséges.

A topográfok a teljes cornealis felszínen, pontról pontra határozzák meg a görbületi sugár értékeit, ebből számolva törőerő-adatokat. Alapvető típusai a Placido-korong elven működő eszközök, a pásztázó résfényt használó műszerek és a Scheimpflug-képalkotáson alapuló készülékek, bár ez utóbbi kettőt már tomográfoknak nevezzük. A cornealis topográfia a cornea elülső felszínének alakj meghatározását végző leképezési technika, amely az első Purkinje reflexet használja fel, a tomográfia pedig figyelembe veszi a cornea teljes vastagságát, így három-dimenzióban képi le a corneát, annak elülső és hátsó felszínén is mérési adatokat rögzítve. A tomográfias technológiák elevációs

adatokat mérnek, és ezeket konvertálják matematikai algoritmusokkal törőerőértékekké, meghatározva a teljes cornealis törőerőt is.

A keratometriás értékek a cornea felszínén térképszerűen oszlanak el. Ezekből az adatokból a topográfok indexeket számolnak, amelyekkel könnyebben, néhány adattal leírhatóvá válnak adott betegen a cornea felszíni elváltozásai, és követhetővé válnak a természetes lefolyást figyelve, illetve a kezelés hatékonyságát vizsgálva. Ilyen topográfias indexek a szemfelszín szabályossági indexe, amely a centrális cornea szabályosságát írja le, és a törőerő ingadozás mértékével arányos a belső Placido-gyűrűk esetén. Annál jobb, minél kisebb az értéke. A szemfelszín aszimmetria index a teljes szemfelszínt figyelembe véve, az egymástól 180 fokra lévő pontok közötti törőerő különbségekből származtatott adat. Teljesen szabályos gömb esetén értéke nulla. Az „inferior-superior” érték az alsó és felső comeafél törőerejének különbsége, az excentricitási index pedig a cornea görbületének globális jellemzésére szolgál. Ismert az irreguláris astigmia index is, a keratoconus kvantitatív diagnosztizálására, illetve leírására pedig külön topográfias indexek állnak rendelkezésre.

A corneatopográf fontos diagnosztikus képalkotási módszer szaruhártya-betegségek diagnosztikájában, a progresszió követésében, valamint kontaktlencse-illesztésnél, keratorefraktív beavatkozásoknál, szürkehályog-műtét tervezésénél a torikus műlencse tengelyének beállításához, és keratoplasztikákkal kapcsolatban is.

## A CORNEALIS ABERROMETRIA

A fénytörési hibákat a teljes szemre, a corneára, illetve „belső” hibákra vonatkoztathatjuk, és alacsonyabb-, valamint magasabb rendű rendellenességeket, aberrációkat különböztethetünk meg. Az alacsonyabb rendű fénytörési hibák teszik ki a szem teljes aberrációinak 90%-

át (61). Ezek a prizmával korrigálható tilt, a myopia, a hypermetropia és az astigmia. A magasabb rendű aberrációk pedig a szem teljes aberrációinak mintegy 10%-áért felelősek, és jelentős szerepük van a képminőség és a kontrasztérzékenység degradálásában (3, 57). A magasabb rendű aberrációk döntő többsége cornealis eredetű (80), de a szemlencse és a retina alaki szabálytalanságai is részt vesznek kialakításában. A populációs szinten igen nagy variabilitású aberrációk (13, 94) a korrall előrehaladva általában növekednek; ez a változás döntően cornealis eredetű (4, 67). Egészséges, fiatal szemben a cornea szférikus aberrációja általában pozitív, a szemlencsée pedig negatív, így a szem összességét tekintve az aberrációk kompenzálják egymást; az életkorral előrehaladva azonban a szemlencse aberrációi pozitív irányba változva a szem teljes aberrációs értékét pozitív irányba tolják (69).

Az aberrációkat matematikailag a Zernike polinomiálisok írják le, amelyek piramisba rendezett módon szemléltethetők. A piramis csúcsán a piston áll, amely definíció szerint a nulla aberrációt jelenti. Az első- és második szinten a tilt, valamint a hypermetropia, myopia és az astigmia helyezkednek el, mint alacsonyabb rendű fénytörési aberrációk. A Zernike piramis harmadik szintjétől lefelé pedig a magasabb rendű aberrációk sorakoznak. A 3. Zernike szinten lévő coma aberráció jellegzetes, fénycsóvaszerű képtorzítást okoz, de kettősítést is magyarázhat, amennyiben magas az értéke. A coma-aberráció oka az, hogy a ferdén érkező fénysugarak az optikán másképpen térítődnek el, mint a centrálisan érkezők. A Zernike piramis 4. szintjén elhelyezkedő szférikus aberráció kiemelt klinikai jelentőséggel bír: a hordó-, illetve párnatorzításért felelős, magas érték esetén káprázást, fényforrások körül fénygyűrűk megjelenését (halo), és glare-t okozó, a kontrasztérzékenységet, képminőséget rontó aberráció már a

refraktív sebészetén kívül a katarakta sebészetében is lényeges, korrigálható szereppel bír. A jelentős szakmai- és piaci szegmenst foglaló műlencse-beültetések kapcsán a szférikus aberrációra korrigált (helytelenül „aszférikus”-nak nevezett) implantátumok külön entitást képeznek, bár az egyéni tervezés felmerülő szükségességét (86) a napi gyakorlatban döntően nem követjük. Fontos tudni, hogy az aberrációk mennyisége mindig a pupilla méretétől függ, és azzal együtt értékelendő. A keratorefraktív műtétéknél ma már lehetőség van a cornea magasabb rendű aberrációinak egyéni csökkentésére is. Ezen monokromatikus aberrációk mellett ismert a kromatikus aberráció, vagy színi torzítás is. Ennek alapja az, hogy a különböző hullámhosszú fénysugarak egy optikai rendszerben különböző mértékben törnek meg. Ma már léteznek olyan műlencsék, amelyek ezt a leképezési hibát is képesek javítani, illetve jelentősen csökkenteni.

Az egyes aberrometriás értékek csoportjait leíró számszerű adat a root mean square (RMS), amely az adott aberrometriás adatok négyzetösszegeinek négyzetgyöke. Így RMS-értéke lehet az alacsonyabb-, vagy a magasabb rendű fénytörési hibáknak is, de külön csoport lehet a teljes szemre jellemző, a cornealis, és a kettő közti különbséget adó „belső” aberrációk RMS-értékei is. Az RMS-értékek segítségével lehetőség van a különböző mérések során kapott adatok összehasonlítására, és egyes kórképek lefolyásának, illetve a terápiájának követésére (pl. cornealis kollagén cross-linking), és különböző betegek aberrációs adatainak összehasonlítására.

A teljes szem, illetve a cornea aberrációit számos eszközzel mérhetjük. Egyrészt ismertek a teljes szem aberrometriás elemzését végző készülékek (különböző aberrometerek, OPD Scan), amelyek külön megjelenítik a teljes szem, a cornea és a „belső” fénytörési hibákat is. Ismert olyan készülék is (iTrace System, Tracey Technologies, Hous-

ton, Texas), amely a Placido-korong alapú topográfiát ötvözi a ray-tracing aberrometriával. A Scheimpflug képalkotás pedig képes a cornea aberrometriás elemzésére az elevációs adatokat felhasználva, bár ezen adatok mérési ismételtetősége patológiás corneák esetén nem mindig tökéletes (101).

A magasabb rendű aberrációk gyakorlati szerepe a fentebb említett, műlencsével kapcsolatos kérdésekben, és a keratorefraktív műtétek során került előtérbe. Emellett sokszor speciális problémák megoldásában is segíthet: presbyopia műlencsével történő korrigálása után, panasz esetén, az aberrációk részletes feltérképezése segíthet megkülönböztetni a cornealis és a „belső”, műlencse okozta aberrációkat egymástól, így sokszor kideríthető, hogy mi áll a szubjektív jelenségek hátterében.

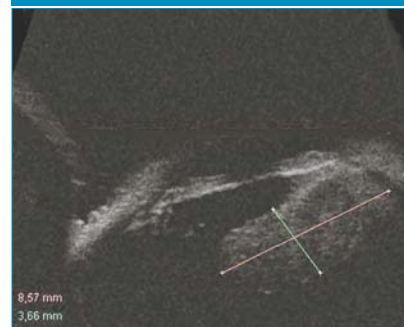
## ULTRAHANG BIOMIKROSZKÓPIA

Az ultrahang biomikroszkópia (UBM) az elülső szegmentum vizsgálatára alkalmas képalkotó technika, átlátszatlan törőközegek mellett is. Elsőként *Charles Pavlin, Kasia Harasiewicz, Michael Sherar és Stuart Foster* írtak klinikai használati lehetőségéről 1991-ben (90). Az UBM-vizsgálat alatt a folyamatosan mozgó transzducer 50-100 MHz-es hanghullámokat használ; minél nagyobb ez a frekvencia, annál kisebb a vizsgálható mélység, de annál nagyobb a készülék kép felbontása. A legtöbb eszköz 25  $\mu\text{m}$ -es axiális és 50  $\mu\text{m}$ -es laterális felbontásra képes, és 4-5 mm-es mélységben lehet velük vizsgálni. Az UBM-vizsgálat fekvő helyzetben zajlik, a szemre érzéstelenítés után egy speciális kamrát helyezünk; ebbe a tölcserbe steril folyadékot, vagy 1%-os metilcellulózt töltünk, a mozgó UBM-fejet ebbe a vízfürdőbe merítjük. A vizsgálat során egy filmfelvétel készül, az elmentett B-scaneken pedig méréseket végezhetünk a beépített szoftveres vonalzókkal, amelyekkel corneavastagságot,

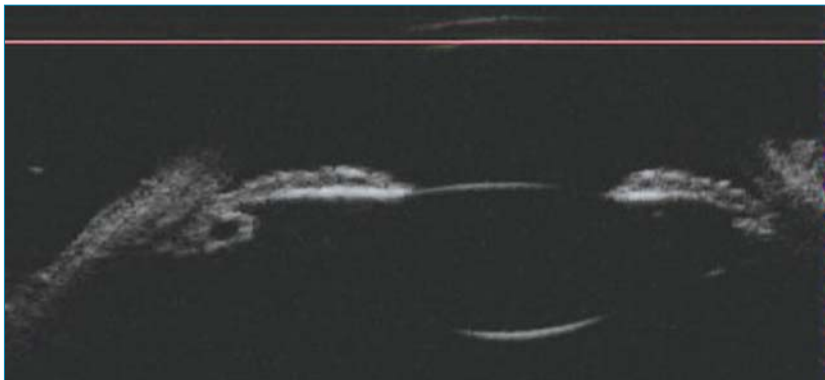
csarnokmélységet, és a szemlencséről is mérhető adatokat nyerhetünk. Emellett háromdimenziós, szabadon forgatható anatómiás képet is kaphatunk a szem elülső szegmentumáról.

A cornea keresztmetszeti képén az epithelium, a Bowman-membrán, valamint az endothelium a Descemet-membránnal együtt magas reflektivitású vonalakként ábrázolódnak. Elkülöníthetővé tehető a corneoscleralis átmenet és a sclerasarkantyú is, a trabecularis hálózat viszont nem ábrázolódik. Az iris pigmentepithelium magas reflektivitással válik láthatóvá. Az UBM a csarnokzug állapotáról adhat információt glaukóma-differenciálás során (33), illetve annak műtétjei után (113, 124); használatos a gonium megítélésére a „digitális gonioszkópia” elnevezés is (31). UBM-mel átlátszatlan cornea mellett is képi adatokat nyerhetünk a szaruhártya mögötti területről, például tervezett keratoplasztika előtt (70). Képes lehet differenciálni az extrascleralis betegségeket az intrascleralisaktól, valamint a sclera elvékonyodásának foka is meghatározható (89). UBM segítségével vizsgálhatjuk az akkomodáció folyamatát is (96). UBM-mel láthatóvá tehető az iris és a corpus ciliare daganatai, amelyekről méretbeli és belső szerkezetbeli információk is nyerhetők a pontos lokalizáció meghatározásán kívül (2. ábra), valamint elkülöníthetővé válnak az

2. ábra: A corpus ciliare daganatának ultrahang biomikroszkópos képe. A tumor méretei szoftveres vonalzókkal határozhatók meg



3. ábra: Corpus ciliare ciszta ultrahang biomikroszkópos képe



iris, illetve a corpus ciliare cisztái is (3. ábra) (32, 63, 90).

### A PÁSZTÁZÓ RÉSFÉNYT HASZNÁLÓ KÉPALKOTÁS

A pásztázó résfényt használó (scanning-slit) technika egyetlen műszeres képviselője az Orbscan (Bausch and Lomb Inc., Rochester, New York, USA), amelyet 1995-ben mutattak be. Később került forgalomba egy második verziója (Orbscan II), amely segítségével végzett vizsgálatokról mai napig is számos tudományos, és klinikai eredmény lát napvilágot, bár a készüléket már nem gyártják (12, 67). *Módis László és munkacsoportjai* is beszámoltak az Orbscannel kapott eredményekről egészséges és keratoconusos szemeken is (74–76). A technika továbbfejlesztése a nagyobb felbontású Orbscan 3 Anterior Segment Analyzer, amely a ZYOPTIX Diagnostic Workstation 3-mal integrált készülék.

Az Orbscan készülékek Placido-korong elvű felvétel alapján végeznek keratometriát, emellett a képalkotás során 40, egymással párhuzamos résfénykép-felvételt készítenek limbustól limbusig (huszat balról jobbra, huszat visszafelé pásztázva) a corneáról. A leképzett 9000 (Orbscan 3 esetén 23 000) adatpont helyzetét egy referenciafelszínhez képest vizsgálják, és azt pozitív vagy negatív elevációs pontként interpretálják. A kész képsorozatot felhasználva képzik le a cornea elül-

ső és hátsó felszínét, majd ezeket a képeket háromdimenziós felvétellé konvertálják. A készülék tomográfias térképet készít a cornea elülső és hátsó felszínéről (74), amelyből többek között görbületi sugarakat, valamint pachymetriás paramétereiket is számol (75). Emellett az elülső csarnokról, az irisről és a szemlencséről is anatómiai adatokkal szolgál.

### A SCHEIMPFLUG-KÉPALKOTÁS

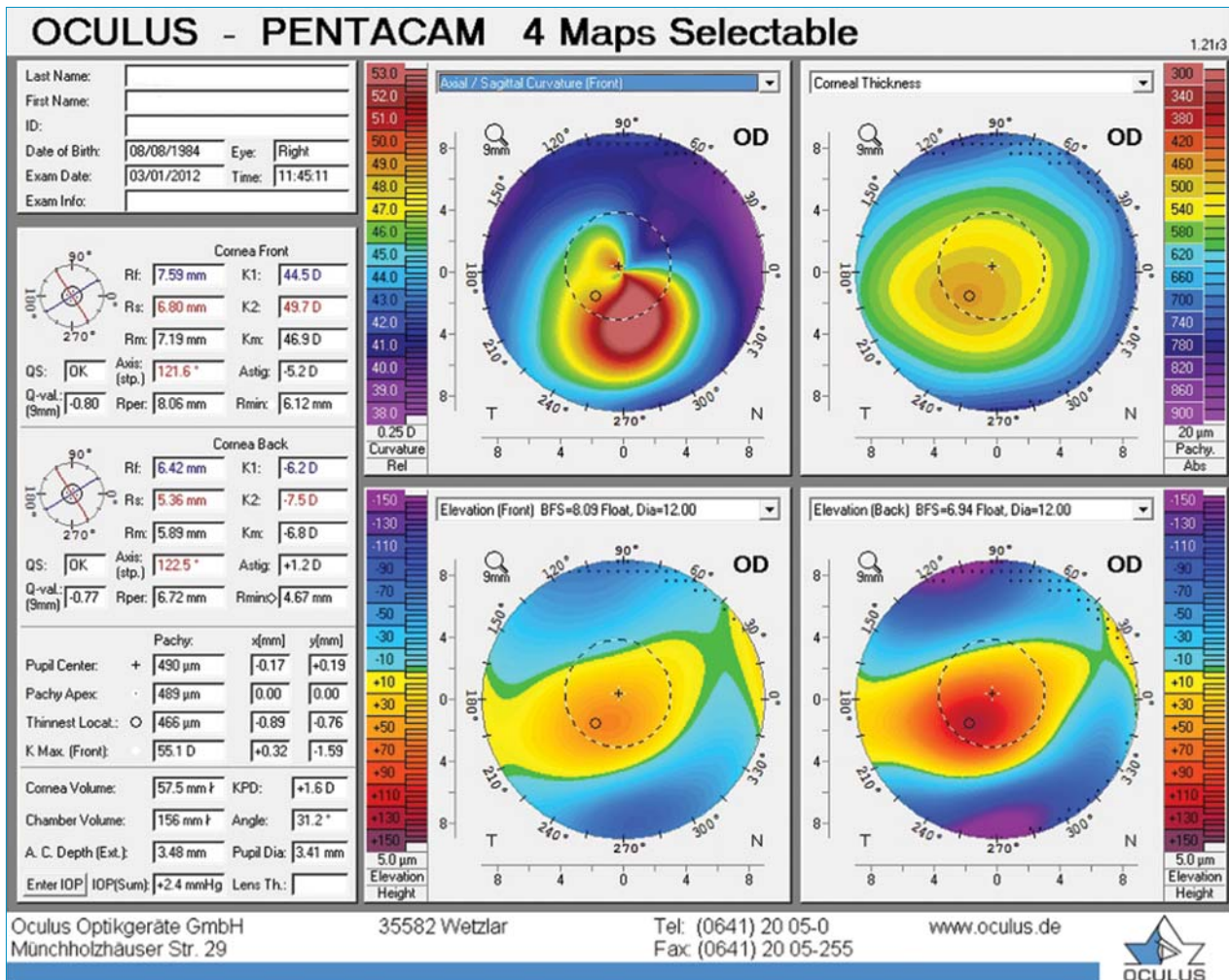
E speciális képalkotás elvét *Theodor Scheimpflug* után nevezték el, aki osztrák tengerésztisztként térképészeti feladatokkal volt megbízva a Haditengerészetnél. Légifelvétel torzításmentes készítéséhez először alkalmazta ezt a technikát, amelynek lényege, hogy a kamerában az objektív fókuszja, a film (vagy az egyéb típusú képrögzítő eszköz) síkja és a kép síkja nem párhuzamosak egymással, mint a hagyományos képalkotásnál, vagyis szöveget zárnak be egymással. Így a képkészítés során a mélységélesség jelentősen megnő az apertura (fényképezésben rekesz) változtatása nélkül.

A legismertebb készülék, amely a Scheimpflug képalkotáson alapul, a 2002-ben bemutatott Pentacam és a későbbi nagyfelbontású verziója, a Pentacam HR (Oculus, Wetzlar, Németország). A Pentacam AXL pedig egy olyan továbbfejlesztett típus, amely extraként a szem tengelyhosszát is méri. A Pentacam ka-

merája a résfényre merőlegesen, a szem optikai tengelye körül forogva 25, 50 vagy 100 rés-képet készít 1-2 másodperc alatt, 475 nm-es monochromatikus kék fény segítségével, miközben egy centrálisan elhelyezett kamera a szem fixációját ellenőrzi. A felvételek automata módon is készíthetők. Érdemes figyelembe venni a gyakorlatban, hogy a cornea átlátszóságának hiánya akadályozza a Scheimpflug felvételek pontosságát. A kamera forgása közben 25 000 (Pentacam), illetve 138 000 (Pentacam HR), valódi elevációs pont térbeli adatait rögzíti. Az elevációs értékek egy referenciafelszín (gömb, ellipszoid, toric-ellipszoid) pontjaihoz képest mért helyi különbségek értékei. A Pentacam HR esetében a készülék felvételek mérete 1392 × 1040 pixel. A szoftver ezt a nagymennyiségű adatot felhasználva, matematikai algoritmussal rekonstruálja a szem elülső szegmentumát, miközben a Scheimpflug képalkotásból eredő geometriai torzításokat is korrigálja. A Pentacam a hátsó cornealis felszínről is valódi elevációs pontokat rögzít, vagyis nem matematikailag számolja ezen felszín jellemzőit. A hátsó cornealis felszínen mért elevációkat ectatikus betegségek esetén igen érzékeny diagnosztikus adatként tartják számon (4. ábra) (51).

A műszer teljes elülső szegmentum-analízist végez: corneatopográfiát készít a cornea elülső és hátsó felszínéről, topográfias indexeket számol, és a cornea teljes mért törőerejét is megjeleníti az elülső és a hátsó felszín figyelembe vételével. Pachymetriás, színkódolt térképet hoz létre a teljes corneáról, és megmutatja a legvékonyabb helyen, a geometriai középpontban és az apexen mért corneavastagságot is. Méri az elülső csarnok mélységét, térfogatát és a csarnokzug szögét, különböző meridiánokban. A Pentacam HR a cornea elülső és hátsó felszínén is képes az alacsony- és magasabb rendű aberrációk elemzésére. A Zernike polinomiálisokat 8 mélységig határozza meg, és kiszámolja a hullámfront-aberrációk

4. ábra: Pentacam HR-rel készült térképek: topográfias kép és pachymetriás térkép (felül), és elevációs térkép a cornea elülső és hátsó felszínén (alul), keratoconusos szemén



összegét jellemző root mean square (RMS) értékeket is, vagyis az egyes polinomiálisok négyzetösszegeinek a négyzetgyökét.

A Pentacam HR pupillaátmérőt is mér, emellett háromdimenziós, térben mozgatható áttekinthető képet is készít a cornea elülső és hátsó felszínét, az iris lapját és a lencse elülső felszínét négyzetrácsos hálóként ábrázolva. A készülék mérési ismételtetősége a legtöbb paraméteret tekintve, az irodalom szerint igen jó (16, 92, 109).

A Pentacam HR-t a fejlesztő cég időszakonként opcionális szoftve-ekkel látja el. Ilyen a „Holladay Report”, illetve a „Holladay EKR Detail Report”, amelyek meghatározzák az elülső és hátsó cornea-

felszín görbületi sugarainak valódi arányát, illetve a cornea teljes törőerejét, így segítve keratorefraktív műtéten átesett betegek műlencse-tervezését szürkehályogműtét előtt. Másik szoftver a „Belin Ambrosio Enhanced Ectasia Display”, amely keratoconus szűrésre alkalmas: az elülső és a hátsó corneafelszín elevációs adatait, és a corneavastagság progressziós analizisét felhasználva segít a keratoconus igen korai felismerésében. Külön opcionális szoftver segíti a kontaktlencse-tervezést, a phakiás műlencsék tervezését, valamint a lencsehomályok, és a hátsó tok opacifikációjának kvantitatív elemzését. A Pentacam a cornea és a szemlencse denzitását is képes számolni, sőt egy add-on szoftver, a

denzitometria modul segítségével a cornea meghatározott gyűrűiben és vastagságaiban külön-külön is kalkulál fényszóródási (backscattered light) értékeket szürkeskála-mértékegységben, amely 0, ha nincs fényszóródás, vagyis átlátszó a cornea, és 100, ha teljes a fényszóródás, vagyis átlátszatlan a vizsgált terület.

Bár a Pentacam készülék az egyik legismertebb tomográfias készülék, számos más tomográf is kereskedelmi forgalomban van. A Tomey TMS-5 rendszer, a Sirius (Costruzione Strumenti Oftalmici, Firenze, Olaszország) készülék és a Galilei Dual Scheimpflug Analyzer (Ziemer USA, Wood River, IL) is a Scheimpflug-képalkotást a szimul-

tán végzett hagyományos Placido-korong alapú cornealis topográfiával ötvözik. A Galilei készülék két, egymással szemközt elhelyezett kamerával dolgozik, kék színű, 470 nm-es LED-fényforrást használva. A szem elülső szegmentumáról szinte azonos paramétereket vesz fel a Pentacam-mal összevetve, többnyire azonos eredményekkel (8), több mint 122 ezer adatpontot kezelve. Szintén Scheimpflug-technikát alkalmaz a WaveLight Oculyzer készüléke is. Ismert a Placido-topográfot az elülső szegmentum OCT-vel kombináló eszköz (Visante OMNI), és a színes LED-fényforrások segítségével cornealis tomográfiát végző készülék is (Cassini, i-Optics, Hága, Hollandia).

### ELÜLSŐ SZEGMENTUM OPTIKAI KOHERENCIA-TOMOGRÁFIA

A *David Huang* és *munkatársai* nevéhez fűződő optikai koherencia-tomográfia (OCT) technológia (33) nagyfelbontású keresztmetszeti képeket készít a szem szöveteiről. Eleinte a műszer retinális képalkotásra készült; *Joseph Izatt* és *munkatársai* írták le később az OCT-technika használatát elülső szegmentummal kapcsolatban 1994-ben (44), még a hátsó szegmentum OCT-vel megegyező, 830 nm-es hullámhosszot használva. Később módosították az elülső szegmentum képalkotáshoz optimális hullámhosszra ezen műszerek vizsgáló fényét. Az első elülső szegmentum OCT 2001-ben vált elérhetővé (95). Az infravörös tartományú hullámhossz használatával a szem elülső szegmentumáról, annak deformálása nélkül kapunk részletes morfológiai információt, akár szemitranszparens cornea esetén is. Fontos azonban tudni, hogy az iris mögötti területről nem ad értékelhető képet, mert az alkalmazott hullámhossz az iris pigmentepitheliumán nem hatol át.

Az OCT az alacsony koherenciájú interferometria fizikai elvét használja fel a képalkotáshoz. Az optika

a vizsgáló, beeső fényt két nyalábra osztja, az egyik egy referenciatükörre jut, a másik pedig a vizsgált területre. A tükörről és a tárgyról visszaverődő fény újra egyesülve a műszerbe kerül. A szövet tulajdonságai által meghatározottan a két „kar”-ról visszaverődő fény egy része interferál, így interreferencia-mintázat jön létre a szövet optikai denzitás különbségeiből adódó késés függvényében. Az ismert tulajdonságú referencianyaláb és az ismeretlen felületről visszaverődő hullám interferenciájának feldolgozásából készülnek az A-scanek, amelyek laterális kombinálásával B-scan készül. A vizsgálat közben a modern készülékekben egy kamera monitorizálja a szemet, és korrigálja a szemmozgásokból eredő hibákat.

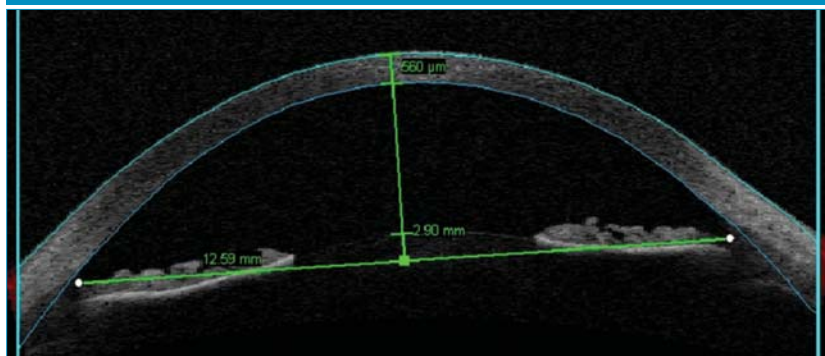
A régebbi, time-domain típusú OCT esetén a referenciatükör mozgásával lehet különböző szöveti mélységekről információt kapni. Az újabb, Fourier-domain OCT esetén a referenciatükör fix helyzetű, és az interferogramot Fourier transzformációs algoritmus (spektrál-analízis) alá vetve készíti az A-scaneket; így gyorsul a rendszer és lesz lényegesen jobb a kép minősége. A Fourier-domain OCT spectral-domain típusú (SD), vagy swept-source típusú (SS) OCT lehet. Az SD-OCT spektrométert használ, hogy rögzítse a szemből visszaverődő fény interferencia spektrumát, a felhasznált lézert fény széles spektrumú. Az SS-OCT egy egyszerűbb fotodetek-

tort használ, ezért több A-scant képes készíteni, a vizsgáló fényforrása viszont más típusú: egy gyorsan hangolható hullámhosszú lézert fény.

A készülék elülső szegmentum anatómiát jelenít meg, képi információt ad az iris konfigurációjáról és a saját lencse vagy a műlencse pozíciójáról, szürkeárnyalatos, vagy falszínkódolt képeken. A műszerben lévő fixáló fényforrást a páciens szemének fénytörését figyelembe véve kizárhatjuk, vagy indukálhatjuk az alkalmazkodást. Az elülső szegmentum OCT-kezelékek a keresztmetszeti képek készítésén túl cornealis vastagságot és elülső csarnok mélységet is mérnek. Beépített, szoftveres vonalzói segítségével határozhatjuk meg a csarnokzug horizontális és vertikális szélességét, a csarnokzug szögét, és más csarnokzug paramétereket is (5. ábra) (98, 102). Használatos ezért az új generációs-, vagy a digitális, kvantitatív gonioszkópia elnevezés is.

A magas felbontású elülső szegmentum OCT-ekkel lehetséges egyes elülső szegmentum tumorok részletes vizsgálata is (115). En-face felvételek készítése esetén a cornealis dystrophiákról, keratitisokról, pterygiumról, egyes tumorokról kaphatunk új típusú információkat (113). Ezzel a képalkotó technikával vizsgálhatók a kataraktaműtéttel kapcsolatban az esetleges komplikációk rizikófaktora (lencsehelyzet problémái, csarnokzugi infor-

5. ábra: Elülső szegmentum OCT-vel nyert keresztmetszeti kép egészséges szemén. A cornea vastagsága, az elülső csarnok mélysége- és átmérője szoftveres vonalzókkal mérhető

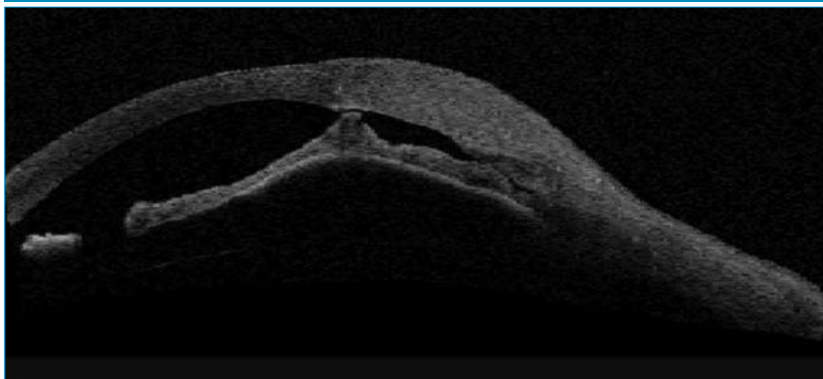


mációk), az esetleges seb körüli Descemet-leválás mértéke, valamint a műtét során készített cornealis incíziók tulajdonságai is (84).

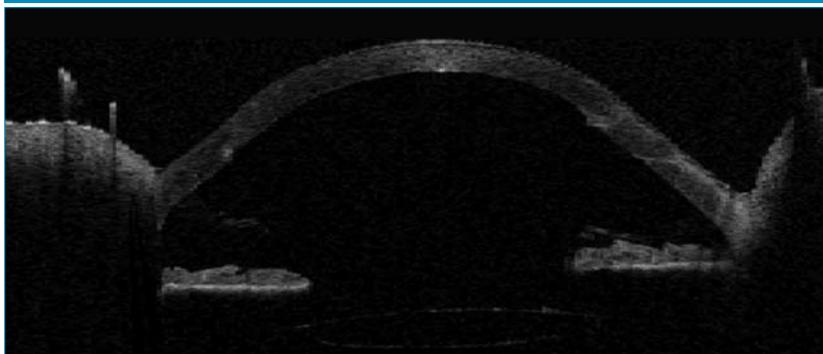
Az elülső szegmentum OCT glaukóma-sebészeti technikák esetén vizualizálja a trabeculectomiás párnát (104), a söntműtéteknél az implantátum helyzetét az elülső csarnokban, és pl. canaloplastica esetén a megváltozott anatómiai körülményeket is (102). Vizsgálható a lézer iridotomia utáni anatómiai változás (66), és a zugi anatómia pupillamérettel (fénytel) összefüggő dinamikus változása (56). A conjunctivatumorok diagnosztikája mellett (116) a zugi anatómiát megváltoztató iriscisztákról, tumorokról is információ nyerhető (102). Alkalmas az elülső szegmentum anatómiai viszonyainak megjelenítésére, anatómiai konfigurációk (pl. plateau iriskonfiguráció) vizualizására. Az optikai koherencia-tomográf különböző típusú keratoplasztikák esetén is fontos diagnosztikus eszköz (6. és 7. ábra) (58, 99). Cornealis kollagén cross-linking kezelés után a demarkációs vonal mélységét is láthatóvá tehetjük (19). Az elülső szegmentum OCT-vel mérhető LASIK-műtét után a flap, illetve a reziduális stromaágy vastagsága, a Visante OCT esetén például beépített szoftveres vonalzókkal segítik ezt. Az elülső szegmentum OCT-technológia ezeken kívül lehetőséget ad a humán akkomodáció tanulmányozására is (6).

Az első, így legismertebb önálló elülső szegmentum OCT-készüléktípus a 2005-ben bemutatott, time-domain elven működő Visante OCT (Carl Zeiss Meditec Inc., Dublin, California, USA), amely 1310 nanométeres infravörös fényt használ a képalkotáshoz, másodpercenként 4000 A-scant készítve; axiális felbontása 18  $\mu\text{m}$ , a vizsgálati szélesség 16 mm, a vizsgálati mélység pedig 6 mm. Újabb, 2014-ben bemutatott fejlesztés a Casia SS-1000 OCT (Tomey, Nagoya, Japán), amely swept-source OCT-képalkotást használó, önálló elülső

6. ábra: Elülső szegmentum OCT-vel láthatóvá válik a semitransparens cornea mögött kialakult anterior synechia



7. ábra: Elülső szegmentum OCT-vel vizsgálhatók perforáló keratoplasztika és műlencsebeültetés után az anatómiai viszonyok



szegmentum OCT-készülék, amely 30 000 A-scan/másodperc sebességgel, 16 mm-es vizsgálati szélességgel, és 10  $\mu\text{m}$ -es axiális felbontással rendelkezik.

Az önálló, vagyis csak elülső szegmentum OCT-vizsgálatra alkalmas készülékek fejlesztése helyett/mellett a gyártók elkezdtek a hátsó szegmentum OCT-k olyan irányú fejlesztését, hogy ezekkel a készülékekkel elülső szegmentum OCT-vizsgálat is végezhető legyen (RTVue, Optovue, Inc., USA; Cirrus OCT, Carl Zeiss Meditec, Oberkochen, Németország; Spectralis OCT, Heidelberg Engineering Inc.). Ezt hardveres, belső optikai változtatásokkal, vagy külső optikai rendszerekkel, „feltétek” opcionális rögzítésével érték el. Ezekkel a kívülről rögzíthető optikákkal általában kisebb cornealis átmérőben, de alapvetően jól használható elülső OCT-képeket kapunk. Az RTVue spectral-domain

OCT technológiája 840 nm-es hullámhosszú fényt használva, 26 000 A-scan/másodperc sebességgel készít képet. Az elülső szegmentum modulja 5  $\mu\text{m}$ -es szöveti felbontásra képes. Ez a készülék meghatározza a teljes cornealis törőerő mértékét is. A Cirrus spectral-domain OCT 840 nm-es fényel dolgozik, elülső és hátsó szegmentumot is vizsgál. Körülbelül 26 000 A-scant rögzít másodpercenként. A Spectralis készülék SD-OCT technikája 40 000 A-scan/másodperc sebességgel alkot képet az elülső szegmentumról. A Topcon DRI OCT Triton készülék szintén képes elülső OCT-vizsgálatra, swept-source technikával, akár 16 mm-es szélességben. Ismert részlímpával egybeépített, time-domain elven működő elülső OCT-változat is (slit-lamp OCT, Heidelberg Engineering, GmbH, Dossenheim, Németország), amely 1310 nm-es fényel dolgozik. Az utóbbi időben

megjelentek az ultramagas-felbontású OCT (UHR-OCT) készülékek is (Biotigen Envisu, Biotigen Inc., Research Triangle Park, NC, USA és az SOCT Copernicus HR, Optopol Technologies SA, Zawiercie, Lengyelország), amelyek 1-4  $\mu\text{m}$ -es axiális felbontóképességgel rendelkeznek (121), lehetővé téve a még részletesebb képalkotást.

### OPD SCAN

A NIDEK OPD-Scan (NIDEK Co Ltd., Gamagori, Japán) egy multifunkciós eszköz, amely a Placido-korong cornealis topográfiát ötvözi a dinamikus retinoszkópia alapjaival (27). A referenciaként használt hullámfront és a szemből kijutó hullámfront között fellépő optikai úthossz-különbségek (optical path difference, OPD) mérésének segítségével dolgozik. Az OPD-Scan automata refraktometriát, keratometriát, topográfiát, hullámfront aberrometriát (teljes szem, cornea, és „belső” aberrációk), pupillometriát végez. Ezekon kívül meghatározza a képminőséget jellemző modulációs átviteli függvény (MTF)-, és a pontszerű fényforrás retinán keletkező képének, a pontszóródási függvénynek (PSF) az értékeit. Az adatokat a verziószám növekedésével egyre nagyobb számú mérési pont felhasználásával számolja, jelenleg az OPD Scan III a legújabb generáció. Az OPD Scan segítséget nyújt a szférikus aberráció önállóan történő megjelenítésével a műlencse (vagy kontaktlencse) típusának egyéni kiválasztásában („aszférikus” műlencsék kérdése), az astigmatia index segítségével pedig a tórikus műlencse tengelyének beállításában. A készülék emellett retroilluminációs képet is készít, amelyen jól vizualizálható és gradálható a katarakta, vagy a hátsó tok fibrózisa is.

### A SPEKULÁR MIKROSKÓPIA

A spekulár mikroszkópia fő célja, hogy in vivo nagyfelbontású képet és mérhető adatokat kapjunk a

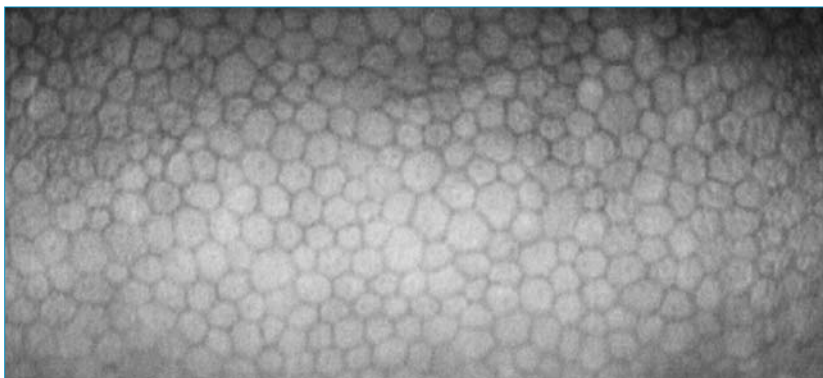
cornealis endothelium sejtekről. Először 1918-ban, *Alfred Vogt* érte el a humán cornealis endothelium megjelenítését. *Vogt* a réslámpával a visszaverődő fény tengelyében vizsgált; a technikát csak 1968-ban, *David Maurice* tette valóban elérhetővé, ex vivo vizsgálatokra. *Ronald Laing*, majd később *William Bourne* és *Herbert Kaufman* (9, 54) módosították a módszert, és tették elérhetővé in vivo használatra, így a mindennapi gyakorlatra, amely később a corneabankok nélkülözhetetlen műszere lett (77).

A spekulár mikroszkópia a corneát megvilágító résfényt endotheliumról visszaverődő komponensét aknázza ki, felhasználva azt a tulajdonságot, hogy a corneát elérő

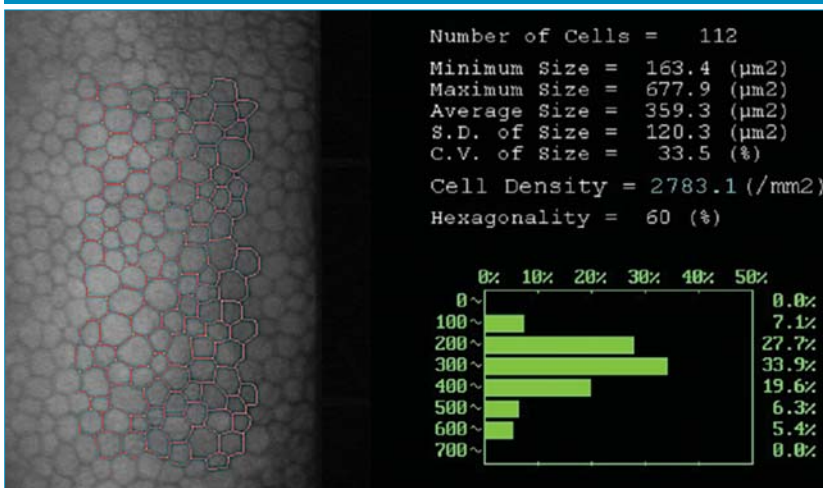
fénysugár egy része minden, optikailag különböző – tehát különböző refraktív indexű – határfelületén visszaverődik. Az endotheliumréteg azért válik így láthatóvá, mert a refraktív indexe lényegesen nagyobb, mint a csarnokvízé. Borússtromaállomány az endothelium láthatóságát nagymértékben rontja.

A spekulár mikroszkóp által készített felvételeken az endotheliumsejtek morfológiai analízise lehetséges (8. és 9. ábra), a kapott paraméterek jól jellemzik az endothelium funkcióját. Jellemző adatok a sejtsűrűség (sejt/ $\text{mm}^2$ ), bár ez endotheliumfunkciót tekintve nem a legérzékenyebb paraméter; klinikailag tiszta corneát írtak le akár kisebb,

8. ábra: Spekulár mikroszkóppal láthatóvá tehető a corneális endotheliumsejtek



9. ábra: A spekulár mikroszkóp egy adott területen lévő endotheliumsejtekről számszerű információkat számol: a sejtsűrűség, az átlagos sejtméret, a sejtek méretbeli változékonysága, és a hexagonális sejtek aránya is jellemző paraméterek



mint 500 sejt/mm<sup>2</sup> sejtsűrűségnél is (55). Jellemző adat az általában minimum 100 vizsgált sejt átlagos sejtmérete ( $\mu\text{m}^2/\text{sejt}$ ), a variációs koefficiens (CV, a sejtméret szórása és az átlagos sejtméret hányadosa), és a hexagonális sejtek százalékos aránya. A polimegetizmus, vagyis a sejtméret változékonysága a CV-értékkel jellemezhető, és 0,4 felett tekinthető kórosnak. A pleomorfizmus az alaki változékonyságot jelenti, jellemző adata a hexagonális sejtek aránya, ami egészséges szemben több mint 60-65% (20). A műszerek szoftverei fix, változtatható nagyságú és méretű területen, automatán vagy félautomatán, manuális korrigálással képesek ezeket a paramétereket kiszámolni (40, 111). Megjegyzendő, hogy bár a klinikai és a szembanki gyakorlatban a centrális endothelium számszerűsített adatait használjuk, ismert, hogy az endotheliális sejtsűrűség eloszlása nem azonos a cornea teljes hátlapját tekintve (2). A spekulár mikroszkóppal optikai pachymetriás adatot is kapunk (72, 73, 78), és némelyik készülékkel a cornealis epithelium (118), a stroma, de akár a lencse epithelium (85) is vizsgálható.

Az egészséges szem cornealis endotheliumsejtjei hexagonálisak, elrendezésük szabályos. Az endotheliumsejtek sűrűsége egészséges, felnőtt szemben, fiatal korban gyorsan, majd később lassan, 0,3-0,6%/év sebességgel csökken, a pleomorfizmus pedig lassan növekedik (11, 79, 103, 123). Az endothelium reguláris szerkezete egyes betegségek, állapotok következtében felborul. A spekulár mikroszkóppal jól láthatóvá tehető a cornea guttatára jellemző fokális anyagcsere-termék-felhalmozódás (50); a gutták száma Fuchs-dystrophia esetén, de az életkorral előrehaladva is növekszik. Jellemző spekulár mikroszkópos eltéréseket írtak le cornealis dystrophiák követésében, és keratoconus esetén is (10, 28, 53). Vizsgálható az endothelium megváltozása katarakta műtétekkel (114), keratoplasztikákkal (48, 88, 117), kerato-

refraktív műtétekkel kapcsolatban (107), és kontaktlencse-viselőknél is (59). A diabéteszes corneák endothelium-szerkezetére jellemző a megnövekedett polimegetizmus és pleomorfizmus (47).

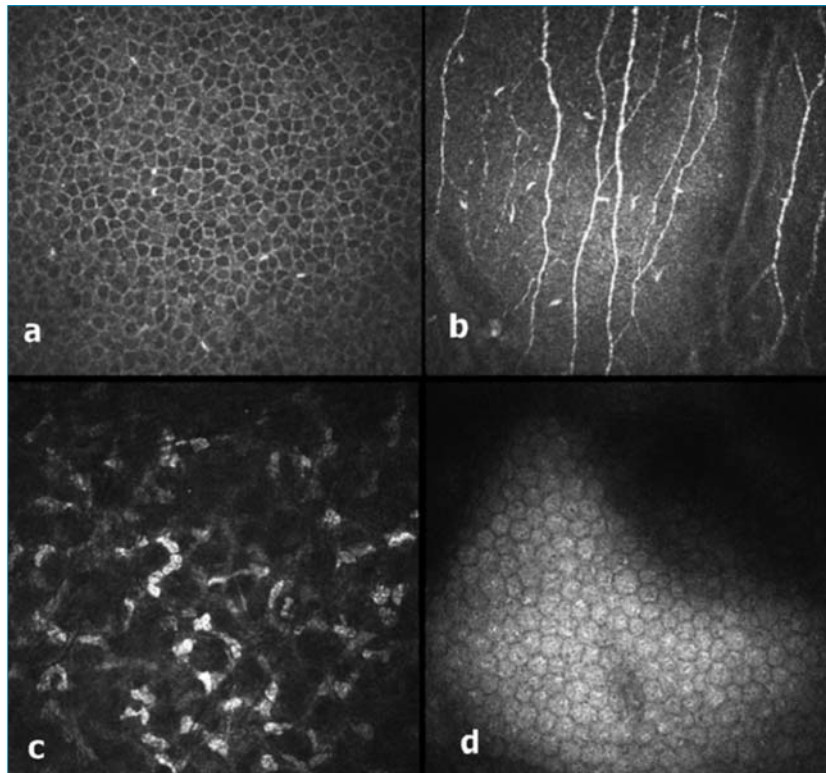
Ismert immerziós objektívvel működő kontakt és nonkontakt technikát alkalmazó készülék is (72, 73, 111). A legnépszerűbb nonkontakt spekulár mikroszkópok az SP-3000 p (Topcon Medical Systems Inc., Paramus, NJ, USA), a Konan Specular Microscope (Konan Medical USA, Torrance, CA, USA), a Clinical Specular Photo Microscope (Bio Optics, Portland, OR, USA), és az EM-1100 (Tomey, Erlangen, Németország).

## A KONFOKÁLIS MIKROSKÓPIA

A konfokális mikroszkópia célja a cornea egyes rétegeinek nagy nagyítású, in vivo morfológiai vizsgálata. A konfokális képalkotás tech-

nikai alapjaink szabadalma 1957-ben látott napvilágot, majd a módszer 1988-ban lett először alkalmas humán cornea vizsgálatára. A *Marvin Minsky* által kifejlesztett és szabadalmaztatott technika célja az volt, hogy javítsa a mikroszkópok képalkotási lehetőségeit, döntően a kontrasztot (71). Egy hagyományos, diffúz fényű, vagyis az egész tárgyat megvilágító mikroszkóphoz képest jelentős optikai módosítással érhető el a konfokális képalkotás. A cornea adott pontját úgy lehet megvilágítani, hogy a fényforrás fényét – amely típusosan lézertény – egy objektív fókuszája a kérdéses pontra, egy dikroikus tükör segítségével. Ez a dikroikus tükör egy adott hullámhosszal szemben tükröként viselkedik, míg egy másikat visszaver. A tárgypontról visszaérkező fényt a dikroikus tükör egy második lyukdiafragmán keresztül a detektorra irányítja; a fókuszon kívülről érkező fénysugarak így nem képződ-

10. ábra: Konfokális mikroszkóppal ábrázolhatóak a cornea epitheliumsejtjei (a), a subbasalis idegrost-réteg (b), a keratocyták (c), valamint az endotheliumsejtek rétege (d)



nek le, tehát a kép is pontszerű lesz. A konfokális kép készítéséhez az eszköz a vizsgálandó terület pontjait pásztázza, így rekonstruál 2D, vagy 3D képet.

A konfokális technikával készített kép megjelenítése azon alapul, hogy a vizsgált szövetben különbözőek a törésmutatók. A határfelzíneken a fény megtörik, és különbözőképpen verődik vissza. A nagyobb törésmutatójú képletek világosabbak (sejtmag, idegek, sejtfalak), míg a kisebb törésmutatójúak sötétek (citoplazma). A cornea konfokális mikroszkópiája en face (a cornea felszínével párhuzamos) vizsgálati, illetve képalkotási lehetőséget ad, így az epithelium, a Langerhans-sejtek, a subepithelialis- és stromális idegrostréteg, a keratocyták, és az endothelium sejtjei külön rétegben vizsgálhatók (10. ábra). A képalkotás nem teljesen tiszta cornea esetén is lehetséges, bár a kép minősége ilyenkor romlik. A konfokális képalkotás technikáját a cornea vizsgálatán kívül egyéb, hátsó-szegmentum diagnosztikai műszerek is használják: a scanning lézer oftalmoszkópia, illetve az idegrostréteg elemzése során.

A szemészetben ma két konfokális technika használata terjedt el. Az egyik a Scanning Slit Confocal Microscopy, amin a Confoscan sorozat alapul (Nidek Co, Ltd.). A másik a Laser Scanning Confocal Microscope, a Heidelberg Retina Tomograph II Rostock Corneal Modulja (Heidelberg Engineering GmbH). A konfokális mikroszkópia a kontaktmódszeren kívül nonkontakt formában is elérhető (41, 110). Általában 600-800×-os nagyítás érhető el konfokális képalkotással, a laterális felbontás 0,6 és 1,0  $\mu\text{m}$  közötti, az axiális pedig 4 és 25  $\mu\text{m}$  között változik.

A modern konfokális mikroszkópok kvantitatív analízisre is képesek, így endothelsejt-sűrűséget, epithelsejt- és keratocytasűrűséget számolnak, mérik a cornea vastagságát és a cornealis fényszóródás (back scatter) intenzitását. A technika mérési ismételhetsége megfe-

lelő (40). Az első magyarországi tapasztalatokról Imre László számolt be 1999-ben (37). Az idegrostréteg sűrűségének, reflektivitásának, ágrendszerének, kanyargósságának vizsgálatára pedig elemző algoritmusok léteznek. A konfokális mikroszkóppal vizsgálhatók a korralljáró cornealis eltérések, a dystrophiák, a keratitisek, az ectatikus corneabetegségek (26, 35, 45, 87, 106), a száraz szem aspektusai (24, 125), a könnyfilm (110), de akár a Langerhans-sejtek sűrűsége is (62). A módszer alkalmas a limbus, a conjunctiva és a sclera vizsgálatára is (31). Acanthamoeba keratitis esetén a konfokális mikroszkópia diagnosztikus értékű, láthatóvá tehető a ciszták, és a terápia hatásosságának követése is lehetséges (14, 26, 17, 43, 112, 122). Gombás keratitisben is fontos diagnosztikus eszköz (14, 26). Diabéteszes neuropathia esetén a subepithelialis idegplexusok változását írták le (21, 93). Glaukóma műtétei után a konfokális mikroszkópia a filtrációs párnák funkciójáról nyújthat információt (52). Használható még a cornealis sebgyógyulás szöveti jellemzőinek leírására (1, 60), a cornealis kollagén cross-linking kezelés hatásának leírására, követésére (64), a keratoplasztikák utáni állapot megjelenítésére (39, 42, 97), és a kontaktlencse-viselés következtében kialakult cornealis elváltozások kimutatására (22, 38).

## A CORNEALIS BIOMECHANIKA VIZSGÁLÓMÓDSZEREI

Egy szövet biomechanikai tulajdonsága az azt alkotó rostok, sejtek és sejtközötti állomány egymással való viszonyától, vagyis a szövet felépítésétől függ. Szemészeti, illetve szisztémás betegségek, valamint az elülső szegmentumon végzett műtétek többsége is megváltoztathatja a cornea külső, mechanikus behatással szembeni ellenállását. A biomechanikai vizsgálat arra ad választ, hogy egy szövet hogyan válaszol külső de-

formációs hatásra. A szaruhártya biomechanikai értelmezése a corneát viszkózus és elasztikus tulajdonságokkal is rendelkező szövetként kezeli. A cornea biomechanikai megváltozása számos szemészeti paramétert képes befolyásolni. Fontos kiemelni, hogy minden biomechanikai paraméter a szemnyomás függvénye.

Két kereskedelmi forgalomban lévő eszköz ismert, amelyek in vivo képesek mérni a cornea egyes biomechanikai jellemzőit. Lényeges, hogy a két eszköz által mért paraméterek merőben különbözőek, és nem is feleltethetők meg egymásnak; a két eszköz által mért adatok ráadásul csak igen gyengén korrelálnak egymással (7). Fejlesztés alatt vannak egyéb, cornealis biomechanikát vizsgáló technikák is, például a Brillouin optikai mikroszkópia, az optikai koherencia tomográfia vibrográfia, illetve az optikai koherencia elasztográfia is.

A biomechanikai paraméterek egyrészt segítik a cornea biomechanikájának megértését, másrészt egyes cornealis betegségek, például ectatikus elváltozások akár korai stádiumai elkülöníthetővé válnak a normáltól (29). Egyre valószínűbb, hogy a keratoconus kialakulásának kezdeti szakaszában biomechanikai eltérések jelentkeznek, majd csak ezután alakulnak ki az ismert, és jól körülírt tomográfias elváltozások (120). Ismert a biomechanikai paraméterek megváltozása keratorefraktív sebészeti beavatkozások (34, 91) esetén, de leírtak eltéréseket glaukóma különböző formáiban is (46), sőt kimutatták, hogy a kataraktaműtét során indukált astigmia mértékére is hatással van a cornealis biomechanika (18).

### Az Ocular Response Analyzer

Az Ocular Response Analyzer-t (ORA, Reichert, Delpew, New York) 2005-ben mutatták be. Az ORA két fő biomechanikai paramétert és a szemnyomást határozza meg, elektrooptikai, infravörös fényt használó módszer segítségével.

11. ábra: A CorVis ST-készülék egy nagyenergiájú, a cornea központjára bo-csájtott levegőáram hatására deformálódó cornea kontúrjaiból számít biomechanikai paramétereket



vel. Az air-puff tonométerekhez hasonlóan, egy intenzív levegő-impulzust küld a cornea felszínére, amely következtében a cornea deformálódik. A befelé és kifelé mozgás során két applanációs nyomásértéket (P1 és P2) mér a készülék. Amennyiben a cornea tisztán elasztikus tulajdonságú lenne, ez a két érték azonos lenne. A viszkoelasztikus tulajdonság miatt azonban a két érték különbözik, ezt a különbséget (P1-P2) cornealis hysteresisnek (CH) nevezték el. Ebből az adatból származtatja a készülék a cornea-kompenzált szemnyomást és a cornealis rezisztencia faktort (CRF). Általában mindkét érték alacsonyabb kóros corneák esetén. A két fő adat mellett később új paramétereket is kifejlesztettek, amelyekkel például a cornealis cross-linking kezelés utáni corneákon is kimutatható biomechanikai különbségek adódtak az egészségeshez képest (108).

### A CorVis ST

A 2010-ben bemutatott Corneal Visualization Scheimpflug Technology (CorVis ST, Oculus, Wetzlar, Németország) egy nonkontakt tonométer és pachymeter, amely specifikus biomechanikai paramétereket is meghatároz. A műszerben egy nagysebességű (4330 kép/másodperc) Scheimpflug kamera működik, 455 nanométer hullámhosszú, kék LED-fényt használva. A cornea centrumára történő fókusztálás után 11 mm-ről egy nagy intenzitású, 25 kilopascal nyomású levegőoszlop befúvását végzi, amelynek hatására a szaruhártya deformálódik. Ezt az alakváltozást egy 30 milliszekundumos videofelvételen rögzíti, amely a cornea horizontális 8 mm-es átmérőjéről készül. A 640×480 pixeles felbontású képkockákból álló film felvételein a cornea elülső és hátsó felszínére rajzolt kontúrok változásának matematikai elemzését végzi el a szoftver.

A cornea alakjában bekövetkező változást három szakaszra tagolják (első applanáció, legnagyobb kitérés és második applanáció szakasza), ami alatt specifikus paraméterek kerülnek rögzítésre: a cornea csúcsának maximális kitérése (a cornea legnagyobb homorulata), az ennek eléréséhez szükséges idő, az első és második applanáció szélessége és ideje, a maximális cornealis sebesség az első és második applanáció szakasza alatt, a két cornealis csúcs közti távolság a legnagyobb homorulat idejében, valamint a legnagyobb kitérésnél mért centrális konkáv görbületre illeszthető kör görbületi sugara (11. ábra). A műszer meghatározza a cornea centrális vastagságát és a corneavastagsággal nem kompenzált intraocularis nyomást is, amelyet az első applanációnál mér. A szoftver korai verzióihoz képest egyre újabb paraméterek kifejlesztése segíti a tudományos és a klinikai munkát is (81, 82, 119).

### IRODALOM

1. Abdelkader A, Elewah el-SM, Kaufman HE. Confocal microscopy of corneal wound healing after deep lamellar keratoplasty in rabbits. Arch Ophthalmol 2010; 128: 75–80.
2. Amann J, Holley GP, Lee SB, Edelhauser HF. Increased endothelial cell density in the paracentral and peripheral regions of the human cornea. Am J Ophthalmol 2003; 135: 584–590.
3. Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level or root mean square error. Optom Vis Sci 2003; 80: 97–105.
4. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. J Opt Soc Am A 2002; 19: 137–143.
5. Az Emberi Erőforrások Minisztériumának szakmai irányelve a glaucoma kezeléséről. Egészségügyi Közlöny 2017.02.20. 3. szám
6. Baikoff G, Lutun E, Wei J, Ferraz C. Anterior chamber optical coherence tomography study of human natural accommodation in a 19-year-old albino. J Cataract Refract Surg 2004; 30: 696–701.

7. Bak-Nielsen S, Pedersen IB, Ivarsen A, Hjortdal J. Repeatability, Reproducibility, and Age Dependency of Dynamic Scheimpflug-Based Pneumotonometer and Its Correlation With a Dynamic Bidirectional Pneumotonometry Device. *Cornea* 2015; 34: 71–77.
8. Baradaran-Rafii A, Motevasseli T, Yazdizadeh F, Karimian F, Fekri S, Baradaran-Rafii A. Comparison between Two Scheimpflug Anterior Segment Analyzers. *J Ophthalmic Vis Res* 2017; 12: 23–29.
9. Bourne WM, Kaufman HE. Specular microscopy of human corneal endothelium in vivo. *Am J Ophthalmol* 1976; 81: 319–323.
10. Bourne WM, McLaren JW. Clinical responses of the corneal endothelium. *Exp Eye Res* 2004; 78: 561–572.
11. Bourne WM, Nelson LR, Hodge DO. Central corneal endothelial cell changes over a ten-year period. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: 779–782.
12. Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 205–220.
13. Castejon-Mochon FJ, Lopez-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wavefront aberration statistics in a normal young population. *Vis Res* 2002; 42: 1611–1617.
14. Chidambaram JD, Prajna NV, Larke NL, Palepu S, Lanjewar S, Shah M, Elakkiya S, Lalitha P, Carnt N, Vesaluoma MH, Mason M, Hau S, Burton MJ. Prospective Study of the Diagnostic Accuracy of the In Vivo Laser Scanning Confocal Microscope for Severe Microbial Keratitis. *Ophthalmology* 2016; 123: 2285–2293.
15. Courville CB, Smolek MK, Klyce SD. Contribution of the ocular surface to visual optics. *Exp Eye Res* 2004; 78: 417–425.
16. Crawford AZ, Patel DV, McGhee CN. Comparison and Repeatability of Keratometric and Corneal Power Measurements Obtained by Orbscan II, Pentacam, and Galilei Corneal Tomography Systems. *Am J Ophthalmol* 2013; 156: 53–60.
17. Daas L, Viestenz A, Schnabel PA, Fries FN, Hager T, Szentmary N, Seitz B. Confocal microscopy as an early relapse marker for acanthamoeba keratitis. *Clin Anat* 2018; 31: 60–63.
18. Denoyer A, Ricaud X, Van Went C, Labbé A, Baudouin C. Influence of corneal biomechanical properties on surgically induced astigmatism in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 1204–1210.
19. Doors M, Berendschot TT, de Brabander J, Webers CA, Nuijts RM. Value of optical coherence tomography for anterior segment surgery. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1213–1229.
20. Doughty MJ. Prevalence of 'non-hexagonal' cells in the corneal endothelium of young Caucasian adults, and their interrelationships. *Ophthalmic Physiol Opt* 1998; 18: 415–422.
21. Edwards K, Pritchard N, Dehghani C, Vagenas D, Russell A, Malik RA, Efron N. Corneal confocal microscopy best identifies the development and progression of neuropathy in patients with type 1 diabetes. *J Diabetes Complications* 2017; 31: 1325–1327.
22. Efron N. Contact lens-induced changes in the anterior eye as observed in vivo with the confocal microscope. *Prog Retin Eye Res* 2007; 26: 398–436.
23. Erdélyi B, Asztalos A, Rotarides N, Kerényi Á. Centrális szaruhártyavastagság mérése három különböző módszerrel. *Szemészet* 2006; 143: 231–234.
24. Erdelyi B, Kraak R, Zhivov A, Guthoff R, Nemeth J. In vivo confocal laser scanning microscopy of the cornea in dry eye. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2007; 245: 39–44.
25. 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.
26. Flaskó Zs, Módis L. A szaruhártya vizsgálata konfokális mikroszkóppal. *Szemészet* 2016; 153: 181–189.
27. Gatinel D, Hoang-Xuan T. Measurement of combined corneal, internal, and total ocular optical quality analysis in anterior segment pathology with the OPD-scan and OPD-station. *J Refract Surg* 2006; 22: 1014–1020.
28. Goebels S, Eppig T, Seitz B, Szentmary N, Cayless A, Langenbacher A. Endothelial alterations in 712 keratoconus patients. *Acta Ophthalmol* 2017 Jun 9. doi: 10.1111/aos.13471. [Epub ahead of print]
29. Gokul A, Vellara HR, Patel DV. Advanced anterior segment imaging in keratoconus: a review. *Clin Exp Ophthalmol* 2017 Nov 21. doi: 10.1111/ceo.13108. [Epub ahead of print]
30. Gupta AK, Krishna V. *Clinical ophthalmology: contemporary perspectives*. Elsevier; 1993. ed 1. pp 4–20.
31. Guthoff RF, Zhivov A, Stachs O. In vivo confocal microscopy, an inner vision of the cornea – a major review. *Clin Exp Ophthalmol* 2009; 37: 100–117.
32. Gyetvai T, Kolozsvári L. Az iris és a corpus ciliare térfoglaló folyamatainak ultrahangbiomikroszkópos vizsgálata. *Magyar Onkológia* 2005; 1: 43–46.
33. Hári Kovács A, Lovas P, Kovács Zs, Kolozsvári L. Primer juvenilis glaucoma ultrahang biomikroszkópos jellemzői. *Szemészet* 2005; 142: 161–165.
34. Hassan Z, Modis L Jr, Szalai E, Berta A, Nemeth G. Examination of ocular biomechanics with a new Scheimpflug technology after corneal refractive surgery. *Cont Lens Anterior Eye* 2014; 37: 337–341.
35. Hau SC, Dart JK, Vesaluoma M, Parmar DN, Claerhout I, Bibi K, Larkin DF. Diagnostic accuracy of microbial keratitis with in vivo scanning laser confocal microscopy. *Br J Ophthalmol* 2010; 94: 982–987.
36. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, Fujimoto JG. Optical coherence tomography. *Science* 1991; 254: 1178–1181.
37. Imre L. Első hazai tapasztalatok konfokális corneamikroszkópiával. *Szemészet* 1999; 136: 97–102.
38. Imre L, Görög K. Tartós kontaktlencse-viselés corneális hatásainak vizsgálata in vivo konfokális mikroszkóppal. *Szemészet* 2004; 141: 459–463.
39. Imre L, Kerényi A, Nagymihály A. In vivo konfokális corneamikroszkópia szövődménymentes keratoplastikák után. *Szemészet* 2003; 140: 211–216.
40. Imre L, Nagymihály A. Reliability and reproducibility of corneal endothelial image analysis by in vivo confocal microscopy. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2001; 239: 356–360.
41. Imre L, Resch M, Megyesi M, Nemeth J. In vitro microstructural analysis of commercial ophthalmic suspensions by HRT II Rostock Cornea Module. *Ophthalmologie* 2007; 104: 697–704.
42. Imre L, Resch M, Nagymihály A. In vivo confocal corneal microscopy after keratoplasty. *Ophthalmologie* 2005; 102: 140–147.
43. Imre L, Tóth J, Megyesi M, Lukáts O, Resch M. Az Acanthamoeba keratitis in vivo diagnosztikája konfokális corneamikroszkóppal. *Szemészet* 2004; 141: 359–363.
44. Izatt JA, Hee MR, Swanson MS, Lin CP, Huang D, Schuman JS, Puliafito CA, Fujimoto JG. Micrometer scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 1994; 112: 1584–1589.
45. Kaarniranta K, Szalai E, Smedowski A, Hegyi Z, Kivinen N, Viiri J, Wowra B, Dobrowolski D, Modis L Jr, Berta A, Wylegala E, Felszeghy S. A novel proteotoxic stress associated mechanism for macular corneal dystrophy. *Histol Histopathol* 2015; 30: 921–930.
46. Kaushik S, Pandav SS, Banger A, Aggarwal K, Gupta A. Relationship between corneal biomechanical properties, central corneal thickness, and intraocular pressure across the spectrum of glaucoma. *Am J Ophthalmol* 2012; 153: 840–849.
47. Keoleian GM, Pach JM, Hodge DO, Trocme SD, Bourne WM. Structural and functional studies of the corneal endothelium in diabetes mellitus. *Am J Ophthalmol* 1992; 113: 64–70.
48. Kettesy B, Berta A, Módis L. Donor corneák spekulár-mikroszkópos vizsgálata *Szemészet* 2007; 144: 187–190.
49. Khan MI, Muhtaseb M. Prevalence of corneal astigmatism in pa-

- tients having routine cataract surgery at a teaching hospital in the United Kingdom. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 1751–1755.
50. Koester CJ. Comparison of optical sectioning methods. The scanning slit confocal microscope. In: Pawley J, ed. *The handbook of biological confocal microscopy*, Madison: IMR Press; 1989.
  51. Kovács I, Mihaltz K, Ecsedy M, Nemeth J, Nagy ZZ. The role of reference body selection in calculating posterior corneal elevation and prediction of keratoconus using rotating Scheimpflug camera. *Acta Ophthalmol* 2011; 89: e251–256.
  52. Labbé A, Dupas B, Hamard P, Baudouin C. In vivo confocal microscopy study of blebs after filtering surgery. *Ophthalmology* 2005; 112: 1979.
  53. Laing RA, Sandstrom MM, Berrospi AR, Leibowitz HM. The human corneal endothelium in keratoconus: a specular microscopic study. *Arch Ophthalmol* 1979; 97: 1867–1869.
  54. Laing RA, Sandstrom MM, Leibowitz HM. In vivo photomicrography of the corneal endothelium. *Arch Ophthalmol* 1975; 93: 143–145.
  55. Lass JH, Sugar A, Benetz BA, Beck RW, Dontchev M, Gal RL, Kollman C, Gross R, Heck E, Holland EJ, Mannis MJ, Raber I, Stark W, Stulting RD; Cornea Donor Study Investigator Group. Endothelial cell density to predict endothelial graft failure after penetrating keratoplasty. *Arch Ophthalmol* 2010; 128: 63–69.
  56. Lee Y, Sung KR, Na JH, Sun JH. Dynamic changes in anterior segment (AS) parameters in eyes with primary angle closure (PAC) and PAC glaucoma and open-angle eyes assessed using AS optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012; 53: 693–697.
  57. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A* 1997; 14: 2873–2883.
  58. Lim LS, Aung HT, Aung T, Tan DT. Corneal imaging with anterior segment optical coherence tomography for lamellar keratoplasty procedures. *Am J Ophthalmol* 2008; 145: 81–90.
  59. Liu Z, Pflugfelder SC. The effects of long-term contact lens wear on corneal thickness, curvature, and surface regularity. *Ophthalmology* 2000; 107: 105–111.
  60. Liu YC, Teo EP, Lwin NC, Yam GH, Mehta JS. Early Corneal Wound Healing and Inflammatory Responses After SMILE: Comparison of the Effects of Different Refractive Corrections and Surgical Experiences. *J Refract Surg* 2016; 32: 346–353.
  61. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 313–331.
  62. Mandathara PS, Stapleton FJ, Kokkinakis J, Willcox MDP. A pilot study on corneal Langerhans cells in keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye* 2017 Oct 21. doi: 10.1016/j.clae.2017.10.005. [Epub ahead of print]
  63. Marigo FA, Finger PT, McCormick SA, Iezzi R, Esaki K, Ishikawa H, Liebmann JM, Ritch R. Iris and ciliary body melanomas. *Arch Ophthalmol* 2000; 118: 1515–1521.
  64. Mazzotta C, Hafezi F, Kymionis G, Caragiuli S, Jacob S, Traversi C, Barabino S, Randleman JB. In Vivo Confocal Microscopy after Corneal Collagen Crosslinking. *Ocul Surf* 2015; 13: 298–314.
  65. Mclellan J, Marcos S, Burns S. Age-related changes in monochromatic wave aberrations in the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42: 1390–1395.
  66. Memarzadeh F, Li Y, Chopra V, Varma R, Francis BA, Huang D. Anterior segment optical coherence tomography for imaging the anterior chamber after laser peripheral iridotomy. *Am J Ophthalmol* 2007; 143: 877e9.
  67. Meyer JJ, Gokul A, Vellara HR, Prime Z, McGhee CN. Repeatability and Agreement of Orbscan II, Pentacam HR, and Galilei Tomography Systems in Corneas With Keratoconus. *Am J Ophthalmol* 2017; 175: 122–128.
  68. Miller D, Greiner JV. Corneal measurements and tests. In: Albert DM, Jakobiec FA, eds. *Principles and practice of ophthalmology: Clinical practice*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders Company; 1994. ed 1. pp 4–13.
  69. Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. *Vis Res* 1979; 19: 685–687.
  70. Milner MS, Liebmann JM, Tello C, Speaker MG, Ritch R. High-resolution ultrasound biomicroscopy of the anterior segment in patients with dense corneal scars. *Ophthalmic Surg* 1994; 25: 284–287.
  71. Minsky M. *Memoir on Inventing the Confocal Scanning Microscope*. Scanning 1988; 10: 128–138.
  72. Modis L Jr, Langenbacher A, Seitz B. Corneal endothelial cell density and pachymetry measured by contact and noncontact specular microscopy. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 1763–1769.
  73. Modis L Jr, Langenbacher A, Seitz B. Corneal thickness measurements with contact and noncontact specular microscopic and ultrasonic pachymetry. *Am J Ophthalmol* 2001; 132: 517–521.
  74. Modis L Jr, Langenbacher A, Seitz B. Evaluation of normal corneas using the scanning-slit topography/pachymetry system. *Cornea* 2004; 23: 689–694.
  75. Modis L Jr, Langenbacher A, Seitz B. Scanning-slit and specular microscopic pachymetry in comparison with ultrasonic determination of corneal thickness. *Cornea* 2001; 20: 711–714.
  76. Modis L Jr, Nemeth G, Szalai E, Flasko Z, Seitz B. Scanning-slit topography in patients with keratoconus. *Int J Ophthalmol* 2017; 10: 1686–1692.
  77. Módis L, Németh G, Takács L, Csutak A, Kettesy B, Berta A. Corneakonzerváló folyadékok összehasonlító vizsgálata. *Szemészet* 2001; 138: 5–10.
  78. Modis L Jr, Szalai E, Németh G, Berta A. Evaluation of a recently developed noncontact specular microscope in comparison with conventional pachymetry devices. *Eur J Ophthalmol* 2010; 20: 831–838.
  79. Moller-Pedersen T. Comparative study of human corneal keratocyte and endothelial cell density during aging. *Cornea* 1997; 16: 333–338.
  80. Namba H, Kawasaki R, Narumi M, Sugano A, Homma K, Nishi K, Murakami T, Kato T, Kayama T, Yamashita H. Ocular higher-order wavefront aberrations in the Japanese adult population: the Yamagata Study (Funagata). *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014; 55: 90–97.
  81. Nemeth G, Hassan Z, Csutak A, Szalai E, Berta A, Modis L Jr. Repeatability of ocular biomechanical data measurements with a Scheimpflug-based noncontact device on normal corneas. *J Refract Surg* 2013; 29: 558–563.
  82. Németh G, Hassan Z, Szalai E, Berta A, Módis L. Az egészséges cornea biomechanikájának vizsgálata Scheimpflug-elven működő képalkotással. *Szemészet* 2013; 150: 80–84.
  83. Nemeth G, Szalai E, Berta A, Modis L Jr. Astigmatism prevalence and biometric analysis in normal population. *Eur J Ophthalmol* 2013; 23: 779–783.
  84. Nguyen P, Chopra V. Applications of optical coherence tomography in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24: 47–52.
  85. Oharazawa H, Ibaraki N, Matsui H, Ohara K. Age-related changes of human lens epithelial cells in vivo. *Ophthalmic Res* 2001; 33: 363–366.
  86. Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Aspheric intraocular lens selection: the evolution of refractive cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19: 1–4.
  87. Patel DV, Grupcheva CN, McGhee CN. Imaging the microstructural abnormalities of Meesmann corneal dystrophy by in vivo confocal microscopy. *Cornea* 2005; 24: 669–673.
  88. Patel SV, Hodge DO, Bourne WM. Corneal endothelium and postoperative outcomes 15 years after penetrating keratoplasty. *Am J Ophthalmol* 2005; 139: 311–319.
  89. Pavlin CJ, Easterbrook M, Hurwitz JJ, Harasiewicz K, Eng P, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy in the assessment of anterior scleral disease. *Am J Ophthalmol* 1993; 116: 628–635.

90. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98: 287–295.
91. Pepose JS, Feigenbaum SK, Qazi MA, Sanderson JP, Roberts CJ. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. *Am J Ophthalmol* 2007; 143: 39–47.
92. Piñero DP, Saenz González C, Alió JL. Intraobserver and interobserver repeatability of curvature and aberrometric measurements of the posterior corneal surface in normal eyes using Scheimpflug photography. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 113–120.
93. Popper M, Nagy ZZs. In vivo konfokális cornea mikroszkópia a diabéteszes neuropathia diagnosztikájában. *Szemészet* 2015; 152: 69–75.
94. Porter J, Guirao A, Cox I, Williams D. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A* 2001; 18: 1793–1803.
95. Radhakrishnan S, Rollins AM, Roth JE, Yazdanfar S, Westphal V, Bardenstein DS, Izatt JA. Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Arch of Ophthalmol* 2001; 119: 1179–1185.
96. Ramasubramanian V, Glasser A. Can ultrasound biomicroscopy be used to predict accommodation accurately? *J Refract Surg* 2015; 31: 266–273.
97. Resch MD, Zemova E, Marsovszky L, Szentmary N, Bauer F, Daas L, Pattmöller M, El-Husseiny M, Nemeth J, Nagy ZZ, Seitz B. In Vivo Confocal Microscopic Imaging of the Cornea After Femtosecond and Excimer Laser-assisted Penetrating Keratoplasty. *J Refract Surg* 2015; 31: 620–626.
98. Salim S. The role of anterior segment optical coherence tomography in glaucoma. *J Ophthalmol* 2012; 2012: 476801. doi: 10.1155/2012/476801. Epub 2012 Aug 1.
99. Scorcio V, Busin M, Lucisano A, Beltz J, Carta A, Scorcio G. Anterior segment optical coherence tomography-guided big-bubble technique. *Ophthalmology* 2013; 120: 471–476.
100. Seitz B, Behrens A, Langenbucher A. Corneal topography. *Curr Opin Ophthalmol* 1997; 8: 8–24.
101. Shankar H, Taranath D, Santhirathelagan CT, Pesudovs K. Repeatability of corneal first-surface wavefront aberrations measured with Pentacam corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 727–734.
102. Sharma R, Sharma A, Arora T, Sharma S, Sobti A, Jha B, Chaturvedi N, Dada T. Application of anterior segment optical coherence tomography in glaucoma. *Surv Ophthalmol* 2014; 59: 311–327.
103. Sherrard ES, Novakovic P, Speedwell L. Age-related changes of the corneal endothelium and stroma as seen in vivo by specular microscopy. *Eye (Lond)* 1987; 1 (Pt 2): 197–203.
104. Singh M, Chew PT, Friedman DS, Nolan WP, See JL, Smith SD, Zheng C, Foster PJ, Aung T. Imaging of trabeculectomy blebs using anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2007; 114: 47–53.
105. Sohajda Z, Papp J, Berta A, Módis L. Két új fejlesztésű pachyméter összehasonlító vizsgálata. *Szemészet* 2005; 142: 227–229.
106. Somodi S, Hahnel C, Slowik C, Richter A, Weiss DG, Guthoff R. Confocal in vivo microscopy and confocal laser-scanning fluorescence microscopy in keratoconus. *Ger J Ophthalmol* 1996; 5: 518–525.
107. Spadea L, Dragani T, Blasi MA, Mastrofini MC, Balestrazzi E. Specular microscopy of the corneal endothelium after excimer laser photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22: 188–193.
108. Spoerl E, Terai N, Scholz F, Raiskup F, Pillunat LE. Detection of biomechanical changes after corneal cross-linking using Ocular Response Analyzer software. *J Refract Surg* 2011; 27: 452–457.
109. Stavridis E, Eppig T, Szentmary N, Seitz B, Langenbucher A. Reproducibility of Scheimpflug Tomography Measurements Regarding Corneal Front and Back Surface Power. *Klin Monbl Augenheilkd* 2015; 232: 1297–1303.
110. Stonecipher KG, Green PT. Non-contact confocal microscopy of the tear film in unoperated eyes. *J Refract Surg* 2007; 23: 417–419.
111. Szalai E, Nemeth G, Berta A, Modis L Jr. Evaluation of the corneal endothelium using noncontact and contact specular microscopy. *Cornea* 2011; 30: 567–570.
112. Szentmáry N, Seitz B, Nagy ZZs. Az acanthamöba keratitis klinikai képe, diagnosztikája és kezelése. *Szemészet* 2014; 151: 189–194.
113. Tahiri Joutei Hassani R, Liang H, El Sanharawi M, Brasnu E, Kallel S, Labbé A, Baudouin C. En-face optical coherence tomography as a novel tool for exploring the ocular surface: a pilot comparative study to conventional B-scans and in vivo confocal microscopy. *Ocul Surf* 2014; 12: 285–306.
114. Takacs AI, Kovacs I, Mihaltz K, Filkorn T, Knorz MC, Nagy ZZ. Central corneal volume and endothelial cell count following femtosecond laser-assisted refractive cataract surgery compared to conventional phacoemulsification. *J Refract Surg* 2012; 28: 387–391.
115. Thomas BJ, Galor A, Nanji AA, Sayyad FE, Wang J, Dubovy SR, Joag MG, Karp CL. Ultra High-Resolution Anterior Segment Optical Coherence Tomography in the Diagnosis and Management of Ocular Surface Squamous Neoplasia. *Ocul Surf* 2014; 12: 46–58.
116. Tóth-Molnár E, Vizvári E, Skribek Á, Vörös Á, Sziklai P. Az anterior szegment optikai koherencia tomográfia és az ultrahang biomikroszkópia szerepe conjunctiva naevusok diagnosztikájában. *Szemészet* 2016; 153: 153–159.
117. Tran KD, Dye PK, Odell K, Galloway J, Stoeger CG, Straiko MD, Terry MA. Evaluation and Quality Assessment of Prestripped, Preloaded Descemet Membrane Endothelial Keratoplasty Grafts. *Cornea* 2017; 36: 484–490.
118. Tsubota K, Yamada M, Naoi S. Specular microscopic observation of human corneal epithelial abnormalities. *Ophthalmology* 1991; 98: 184–191.
119. Vinciguerra R, Ambrósio R Jr, Elsheikh A, Roberts CJ, Lopes B, Morenghi E, Azzolini C, Vinciguerra P. Detection of Keratoconus With a New Biomechanical Index. *J Refract Surg* 2016; 32: 803–810.
120. Vinciguerra R, Ambrósio R Jr, Roberts CJ, Azzolini C, Vinciguerra P. Biomechanical Characterization of Subclinical Keratoconus Without Topographic or Tomographic Abnormalities. *J Refract Surg* 2017; 33: 399–407.
121. Wang J, Abou Shousha M, Perez VL, Karp CL, Yoo SH, Shen M, Cui L, Hurmeric V, Du C, Zhu D, Chen Q, Li M. Ultra-high resolution optical coherence tomography for imaging the anterior segment of the eye. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2011; 42 Suppl: S15–27.
122. Winchester K, Mathers WD, Sutphin JE, Daley TE. Diagnosis of Acanthamoeba keratitis in vivo with confocal microscopy. *Cornea* 1995; 14: 10–17.
123. Yee RW, Matsuda M, Schultz RO, Edelhauser HF. Changes in the normal corneal endothelial cellular pattern as a function of age. *Curr Eye Res* 1985; 4: 671–678.
124. Yamamoto T, Sakuma T, Kitazawa Y. An ultrasound biomicroscopic study of filtering blebs after mitomycin C trabeculectomy. *Ophthalmology* 1995; 102: 1770–1776.
125. Zhang M, Chen J, Luo L, Xiao Q, Sun M, Liu Z. Altered corneal nerves in aqueous tear deficiency viewed by in vivo confocal micros-

**Kedves Kollégák!**

A lapunkban 2012-ben indított továbbképző rovat nagy örömünkre kedvező fogadtatásra talált. A „használat” során felmerült kérdések miatt ismét összefoglaljuk az aktív részvételükhöz fontos tudnivalókat.

Lapunk minden számában megjelenik egy továbbképző cikk. Ezek a cikkek egy – az Oftex által akkreditált, pontszerző, továbbképző – távoktatási program részei. Minden továbbképző cikket kérdésekből álló teszt is követ. Ha a cikket figyelmesen elolvassák, a kérdéseket biztosan meg fogják tudni válaszolni. Ez fontos is, mert a teszt kitöltésével és a Promenade Kiadó címére (1535 Budapest, Pf. 804) való elküldésével igazolhatják a továbbképzésben való aktív részvételüket. Kérjük, ne felejtsek el, hogy a kitöltött teszten a nevüknek és a pecsétszámuknak is szerepelnie kell. A tesztek beküldési határideje a SZEMÉSZET c. lap aktuális számának megjelenését követő hónap utolsó napja.

A „tesztvizsga” csak akkor sikeres, ha legalább 70% a helyes válaszok aránya.

A „tanfolyamon” való részvétel díját a Magyar Szemorvostársaság tagsági díja tartalmazza. Ne felejtsek el az éves tagdíjat befizetni (OTP 11708001-20567259)!

Reméljük, hogy továbbra is sokan élnek majd ezzel a távoktatási lehetőséggel.

Jó munkát, eredményes tanulást, kényelmes pontszerzést kívánunk!

Kerényi Ágnes  
rovatvezető

**(A kérdésekre csak egy válasz fogadható el.)**

**1. A cornea vastagságának mérésére igaz:**

- A:** Keratorefraktív műtétek tervezésénél lényeges adat.
- B:** A különböző műszerek sokszor különböző értéket mérnek azonos szemén.
- C:** A spekulár mikroszkóp is méri.
- D:** Mindegyik.

**2. A cornealis astigmatiára jellemző:**

- A:** Jellemzően 0,9-1,0 D nagyságú egészséges szemeken.
- B:** A Placido-topográfia a teljes corneavastagságot tekintve méri.
- C:** Irreguláris esetben is mindig meghatározható a tengelye.
- D:** A Placido-topográfok által közvetlenül mért adat.

**3. A szem magasabb rendű aberrációira igaz:**

- A:** Az életkorral előrehaladva általában növekszik a mennyiségük.
- B:** Mért értékük függ a pupilla átmérőjétől.
- C:** Nagy részük cornealis eredetű.
- D:** Mindegyik.

**4. Az ultrahang biomikroszkópia jellemzői:**

- A:** Kontakt módszer.
- B:** Corpus ciliare elváltozások jól megjeleníthetők segítségével.
- C:** Átlátszatlan cornea esetén használhatatlan.
- D:** Cornealis endotheliumra jellemző adatokat számol.

**5. A Scheimpflug-képalkotásra nem igaz az alábbiak közül:**

- A:** Jó minőségű képet készít a szemlencse teljes vastagságról.
- B:** Segítségével cornealis magasabb rendű fénytörési hibák is elemezhetőek.
- C:** Alkalmasságát a cornea vastagságának térképszerű megjelenítésére.
- D:** A legújabb készülék már a szem tengelyhosszát is méri.

**6. Az elülső szegmentum OCT-vizsgálatra nem igaz:**

- A:** Nagyfelbontású képet ad a corneáról.
- B:** Teljes szem aberrometriát végez.
- C:** Segítségével elemezhető a csarnokzug szöge.
- D:** Cornealis átmérőt mér.

**7. A spekulár mikroszkópia:**

- A:** In vivo nagyfelbontású képet ad a cornealis endotheliumról.
- B:** Leggyakrabban a centrális endothelium sejtek adatait használjuk fel.
- C:** Jól láthatóvá tehető a cornea guttatára jellemző elváltozás.
- D:** Mindegyik.

**8. A konfokális mikroszkópia-ra nem igaz:**

- A:** Kontakt és nem kontakt módszerű készülék is létezik.
- B:** Kvantitatív analízisre is képes.
- C:** A lencse epithelium vizsgálatára is alkalmas.

- D:** Diagnosztikus eszköz Acanthamoba fertőzés, illetve gombás keratitis esetén.

**9. A cornea biomechanikájával kapcsolatban igaz:**

- A:** Vizsgálatával minden esetben elkülöníthető a forme fruste keratoconus a normáltól.
- B:** A cornea műtétei megváltoztatják annak biomechanikai jellemzőit is.
- C:** A sebészileg indukált astigmatia mértékét nem befolyásolja.
- D:** A corneát elasztikus szövetként kezeli.

**10. A cornealis görbületi értékek meghatározására igaz az alábbiak közül:**

- A:** A keratometerek közvetlenül dioptriaértékeket mérnek.
- B:** A hagyományos keratometerek is mérik a cornea hátsó felszínének görbületét.
- C:** A görbületi sugarakat rendszerint a cornea centrumában mérjük.
- D:** Az elülső cornealis felszín görbületi sugaraiból, módosított refraktív indexekkel számítjuk a cornea teljes törőerejét.

**A Szemészet akkreditált továbbképző tanfolyam tesztkérdések válaszai  
2018. 2. szám**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
B	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
D	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Név: .....

Cím: .....

Aláírás: .....

Orvosi pecsétszám\*:

<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------	----------------------	----------------------	----------------------

Orvosi pecsét helye:

\*A PONTSZÁMOK NYILVÁNTARTÁSA A WWW.OFTEX.HU INTERNETES PORTÁLON A PECSÉTSZÁM ALAPJÁN KERÜL AZONOSÍTÁSRA. EZÉRT ENNEK MEGADÁSA ELMARADHATATLAN FELTÉTEL A MEGSZERZETT PONTSZÁMOK IGAZOLÁSÁHOZ!