



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
TARTÓSZERKEZETEK MECHANIKÁJA TANSZÉK

**A SZEM BIOMECHANIKAI VISELKEDÉSÉNEK
MODELLEZÉSE**

PhD értekezés tézisei

BOCSKAI ZOLTÁN

Tudományos vezető:
DR. BOJTÁR IMRE

Budapest, 2015

Tartalom

1.	Bevezetés	3
2.	Kutatási módszerek és eredmények	4
2.1.	A numerikus vizsgálatok céljainak bemutatása	4
2.1.1	A felépített komplex végeselemes modell	5
2.1.2	Az alkalmazkodóképesség vizsgálata	6
2.1.3	Nem-refraktív jellegű szemműtétek numerikus elemzése	9
2.2	Lencsefüggesztő rostok laboratóriumi vizsgálata	12
2.2.1	A zonularostok geometriai vizsgálata	13
2.2.2	A zonularostok mechanikai tulajdonságainak vizsgálata.....	13
3.	Az értekezés tézisei	18
	Az értekezés témakörében készült publikációim	19

1. Bevezetés

A különböző szemészeti beavatkozások alkalmazása napjainkban a legelőremutatóbb, és élettani szempontból az egyik legmegfelelőbb eljárás a látást akadályozó problémák elhárítására. Ezen beavatkozások többsége műtétet tesz szükségessé, mely műtét igényli a szem mélyreható *élettani* és *biomechanikai* tulajdonságainak ismeretét. Számos szemészeti műtét létezik, amellyel a különböző orvosi problémák elháríthatóak. Többek között ilyen eljárás a *szaruhártya felületét érintő lézeres* műtéti folyamat. Ezekben az esetekben a közelre, vagy távolra látás javítása a cél (PRK, LASIK). Olyan beavatkozások is léteznek, amelyek az *inhártya lézeres* kezelését célozzák meg a szemlencse természetes alkalmazkodóképességének visszaállítása céljából (LaseACE). Másféle fontos csoportot alkotnak a *szürkehályog*-műtétek, melyeknél a lencse tokjának meghagyása mellett a lencsét intraokuláris (IOL) lencsére cserélik a látás megmaradása érdekében. Ezek fényében kifejezetten hasznosnak tűnt egy olyan *numerikus modell* létrehozása, amivel a fent említett és hasonló problémákat *biomechanikai szempontból vizsgálni* lehet. Az elmúlt években több tanulmány készült a szem különböző részeinek mechanikai vizsgálatára, a feladatokat általában végeselem-módszeren alapuló számítógépes programmal modellezték. Az olyan *komplex modell* azonban nagyon ritka, amely *globális analízisre* alkalmas, és megfelelően részletes a szemnél előforduló biomechanikai feladatok szinte mindegyikéhez. A legtöbb tanulmányban - a részleges, vagy kissé összetettebb modellekben - a különböző részeket homogén, izotrop és lineárisan rugalmas anyagmodellel jellemezték. Olyan publikációkban fordul elő nemlineáris anyagmodell, ahol csak bizonyos kitüntetett részek elemzését végezték el. Ez azért van így, mert a szem anyagi tulajdonságainak mérése rendkívül nehéz dolog. A lineárisan rugalmas viselkedés leírásához szükséges mechanikai jellemzőkből is hiány van a szem néhány alkotórészét tekintve, mivel a mechanikai tulajdonságok *in vivo* mérése szinte lehetetlen, de az *in vitro* mérések is igen nehézkesek a szem felépítéséből következően. A geometriai méretek meghatározása az anyagi paraméterekkel ellentétben már megoldottnak mondható, hiszen a szemészeti vizsgálatok folyamán az elülső és hátsó szegmens geometriájának feltérképezése akár *in vivo* is lehetséges. PhD dolgozatom keretein belül a szem *komplex háromdimenziós végeselemes modellezésével* foglalkoztam, különös tekintettel az *alkalmazkodóképesség* vizsgálatára. A dolgozat a Semmelweis Egyetem Szemészeti Klinikájának munkatársaival szoros együttműködésben készült. Munkám egyik célja olyan *numerikus szemmodell* elkészítése, paraméterezése és tesztelése volt, amelynek mechanikai tulajdonságai megfelelőek az *alkalmazkodóképesség* vizsgálatára, de emellett egyéb numerikus vizsgálatokra (mint például különböző *szemműtétek mechanikai tulajdonságainak* elemzése) is alkalmas. További célom volt a szemlencse ekvátorát körbevevő *lencsefüggesztő rostok* (zonulák) mélyebb megismerése, és a szakirodalomban bizonytalanul közölt anyagjellemzők mérése. Ehhez szorosan kapcsolódott egy olyan egyedi kísérleti eljárás kifejlesztése, amivel reprodukálható módon elvégezhető ezen rostok rugalmassági tulajdonságainak vizsgálata. Az értekezésben rövid elméleti bevezetés után a következő részfeladatokkal foglalkoztam:

- a szem komplex modelljének felépítése a biomechanikai szempontból fontos részek figyelembevételével, aminél kiemelten fontos volt
- a szemlencse és a környező részek részletes modellezése,
- a modell alkalmazásának bemutatása az alkalmazkodóképesség vizsgálatára,
- klinikai alkalmazás a jelenleg fejlesztés alatt álló természetes alkalmazkodást visszaállító műtét geometriájának kedvezőbb kialakítására, és végül
- a lencsefüggesztő rostok mechanikai tulajdonságainak vizsgálatára kifejlesztett kísérleti eljárás részletes ismertetése és a mérési eredmények kiértékelése.

Dolgozatom fejezetei a következőket tárgyalják részletesen:

A szem numerikus modellezése

A szemet felépítő részeket a különböző vizsgálatok céljából homogén, rugalmas kontinuummal vettem figyelembe, melynek geometriai és mechanikai tulajdonságai a valós paraméterek ismeretében szükség szerint egyszerűen módosíthatók. A felhasznált paramétereket részben saját kísérletekből, részben a szakirodalomból nyertem. A szem, mint élő szövet, élettartama során folyamatos átalakuláson megy keresztül. Az átalakulás kettős, egyrészt az életkor előrehaladtával a szemlencse geometriája változik, másrészt a szemet alkotó részek anyaga általában *fokozatosan merevedik*, azaz rugalmassági modulusa az öregedés során növekszik. Ezen felül a lencse optikai tulajdonságai (úgy mint fénytörési mutató) is változnak. Az általam létrehozott *komplex modell* felépítésének algoritmusa olyan, hogy a geometriai és anyagi paraméterek tetszés szerint, a mért, vagy újonnan meghatározott adatok alapján könnyen változtathatók.

Az alkalmazkodási folyamat modellezése

Komplex numerikus modellem segítségével elemeztem a szemlencse *alkalmazkodási folyamatának (akkomodáció)* alakulását a szem időbeli változásának függvényében. Klinikai mérésekkel összehasonlítva igazoltam a modell számítási eredményeit. Megvizsgáltam, hogy a geometriai és anyagi paraméterek mellett a lencse optikai tulajdonságaiban (fénytörési mutató) történő változás milyen mértékben van hatással az alkalmazkodási folyamatra.

Az inhátyát érintő műtéti eljárás vizsgálata

A természetes alkalmazkodás visszanyerését célzó, jelenleg fejlesztés alatt álló műtéti eljárás hatékonyságának növelése céljából *paraméteres futtatásokat* végeztem a végeselemes numerikus modellel segítségével. Ez segítséget nyújthat a műtéti eljárás fejlesztésének további folyamataiban, annak érdekében, hogy a műtét eredménye a lehető legnagyobb alkalmazkodási szélességnövekedést szolgáltassa.

A lencsefüggesztő rostok mechanikai tulajdonságainak laboratóriumi mérése

A szemlencse működését mechanikai szempontból erősen befolyásoló rostok pontosabb mechanikai tulajdonságainak megismerése érdekében *reprodukálható laboratóriumi mérési eljárást* fejlesztettem ki. Ennek legfontosabb előnyei közé tartozik az *in situ* állapotban történő mérés. A mérési eredmények viszonylag gyors kiértékelésére analitikus és numerikus megoldásokat is adtam. A laboratóriumi mérési és kiértékelési eljárást sertésminták segítségével fejlesztettem és teszteltem, de a teljes mérési technika kiterjeszhető emberi minták vizsgálatára is.

Megjegyzem, hogy a témában további kutatási lehetőséget ad például a különböző intraokuláris lencsék alkalmazása, a behelyezésük utáni helyes működés vizsgálata.

2. Kutatási módszerek és eredmények

2.1. A numerikus vizsgálatok céljainak bemutatása

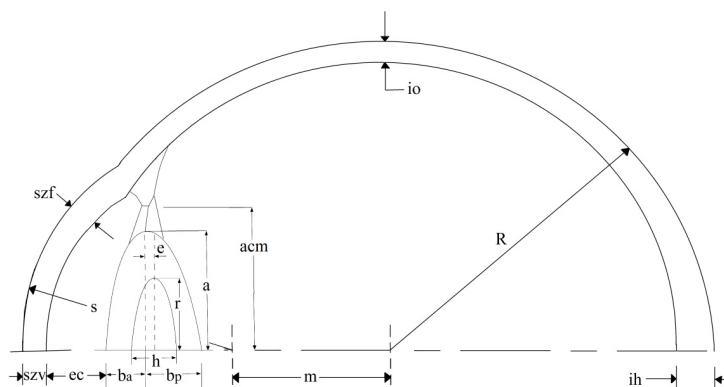
A numerikus modell felépítésének elsődleges célja az volt, hogy egy olyan komplex modellt építsek föl, ami – akár hosszabb távon is – többféle probléma vizsgálatára alkalmas. A numerikus modell végeselem-módszeren alapszik, amihez az ANSYS programrendszerrel használtam fel. Mivel többféle feladatra is alkalmas modellt akartam létrehozni, ezért nem kívántam korlátozni alkalmazhatóságának lehetőségeit, így a modell alapvetően háromdimenziós. A disszertációmban a komplex numerikus modellt elsősorban az **alkalmazkodóképesség** (a szemlencse deformációja közelre és távolra nézés során) és az

egyik **ínhártyát érintő műtéti eljárás** vizsgálatára használtam. Az alkalmazkodási folyamat vizsgálatával ellenőriztem a felépített modell viselkedését, és az alkalmazkodóképességet befolyásoló tényezőket, azok hatásait. Ezután a komplex modell segítségével megvizsgáltam az ínhártyát érintő látásjavító műtéti eljárás alkalmazhatóságának mechanikai kérdéseit, és ajánlást adtam a műtéti módszer hatékonyabb végrehajtására a rendelkezésre álló adatok alapján.

2.1.1 A felépített komplex végeleemes modell

A szemgolyó geometriájánál kihasználtam annak tengelyszimmetriáját, de az ágyazó zsírtest geometriájánál már nem (1. és 2. ábra). Az ANSYS program paraméteres tervezési nyelvét (APDL) alkalmazva a geometria legfőbb adatai a következőkben ismertetett módon *tetszőlegesen módosíthatók*. A szemgolyó geometriájának felépítéséhez a következő paramétereket lehet használni (1. ábra):

- a külső burok (ínhártya) külső sugara (R) gömb alakot feltételezve,
- az ínhártya hátulsó (ih) és oldalsó (io) vastagsága, belső falán ellipszoid alakot feltételezve,
- a szaruhártya külső sugara (s),
- a szaruhártya vastagsága a szentengelyben (szv) és a szélein (szf),
- az elülső csarnokmélység, a szaruhártya és a lencse távolsága (ec),
- a szemgolyó középpontja és a szaruhártya görbületi középpontjának távolsága (m),
- a lencse ekvatoriális sugara (a),
- a lencse vastagsága ($b=b_a+b_p$),
- a lencse görbületi viszonyaira vonatkozó paraméterek (c, d),
- a lencsemag vastagsága (h),
- a lencsemag sugara (r),
- a lencsemag pozíciója a lencse ekvátorához viszonyítva (e),
- a lencsetok vastagsága elöl (tva) és hátul (tvp),
- a sugártest belső sugara (acm).

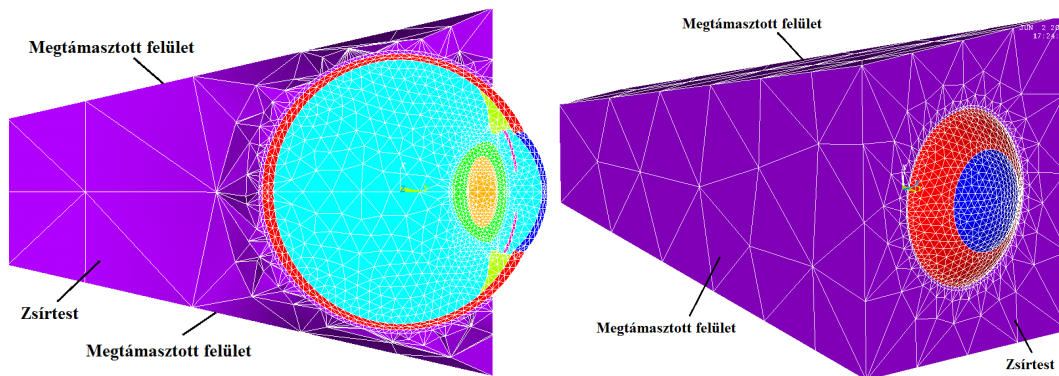


- 1. ábra – A geometriai paraméterek

A modell felépítéséhez szükséges bemenő fájlt olyan módon hoztam létre, hogy a megadott paraméterek alapján a program automatikusan generálja a geometriai vázlat és ellentmondás esetén (összemetsződés) figyelmeztetést küld. A szemgolyó a csontos szemüregben helyezkedik el az ágyazó zsírtestben. Ez utóbbit a modellemben a szemgolyót körbevevő csonka gúla alakú résszel vettem figyelembe (2. ábra). Számításaimnál a lencsemag, a kéreg, a tok, az üvegtest és a csarnok között folytatólagos kapcsolatot feltételeztem, mivel jelenleg nincsenek mérési adatok arról, hogy ezek között a részek között milyen jellegű a mechanikai kapcsolat. Modellem geometriáját az említett paramétereken

felül úgy alakítottam ki, hogy az előbb említett részek között vékony határrejteget hoztam létre (3. ábra). Ez azért volt célszerű, mert a mechanikai kapcsolatok esetleges jövőbeli pontosabb adatainak birtokában a határrejtegek merevségének módosításával a modell pontosítható.

A zonulák és a lencse tokjának modellezésére héjelemeket használtam, mivel a toknak és a zonulák csoportjainak meglehetősen vékony a vastagsága (6-60 μm). A többi alkotórészt testelemekkel modelleztem. Az ellenőrzött keretek között használt automatikus hálógenerálóval a komplex modellemben többnyire háromszög és tetraéder elemeket használtam (2. ábra). Az általam létrehozott numerikus modell alkalmazásának nagy előnye, hogy az említett geometriai és anyagi paraméterek beállítása és módosítása nagyon egyszerűen végrehajtható. A számításaimnál alkalmazott anyagi és geometriai paramétereket különböző szakirodalmi adatok alapján vettem fel. *(Ezek forrásainak részleteiről részletesebben lásd az értekezés megfelelő fejezetét.)*



2. ábra – A numerikus modell metszete, a zsírtest és a peremfeltételek

2.1.2 Az alkalmazkodóképesség vizsgálata

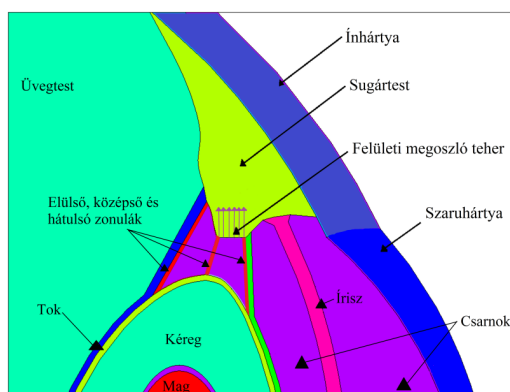
Az alkalmazkodási folyamat elemzéséhez a sugártestre sugárirányú erőrendszert helyeztem, ami a zonulákban húzást okozott (3. ábra). Így a szemlencsét az alkalmazkodott állapotból a távolba fókuszáló állapotba deformáltam, a deformáció után a lencsevastagság csökkent (4. ábra), vagyis a folyamatot egyfajta „inverz” alkalmazkodás-szimulációval modelleztem, ahogy ezt a fajta elvet több szerző is alkalmazta *(a részleteket lásd az értekezésben)*. Ez azért volt célszerű, mert a lencse és a zonulák a Helmholtz-féle elmélet szerint az alkalmazkodott állapotban feszültségmentesek. A szemgolyót körbevevő csonka gúla alakú zsírtest külső csomópontjainak elmozdulásait megakadályoztam (2. ábra), mellyel a csontos szemüreg megtámasztó hatását szándékoztam szimulálni.

Ahhoz, hogy az alkalmazkodóképesség folyamatát elemezni tudjam, szükségem volt a szemlencse tengelyében értelmezett dioptriájára (COP) a különböző vizsgált életkorokban (távolba és közelre fókuszáló állapotban). Ezt a vastag lencsék dioptriaszámítására szolgáló egyenlettel határoztam meg:

$$COP = \frac{n_l - n_p}{r_a} + \frac{n_l - n_p}{r_p} - \frac{t(n_l - n_p)^2}{r_a r_p n_l}, \quad (1)$$

ahol n_l a lencse ekvivalens törésmutatója levegőre vonatkoztatva, ez általában 1,43-nak vehető érték, de nagysága függ az életkortól, n_p az üvegtest és a csarnokvíz átlagos törésmutatója a levegőre vonatkoztatva, 1,336-nak vehető, r_a és r_p a lencse elülső és hátulsó görbületi sugara a lencse tengelyében értelmezve, illetve t a lencse vastagsága az optikai tengelyében. A COP számításához szükségem volt a lencse tengelyében értelmezett *elülső* és

hátulsó görbületi viszonyokra mind az alkalmazkodott (deformálatlan), mind a távolba néző (deformált) esetben.



3. ábra – A sugártesten alkalmazott erőrendszer

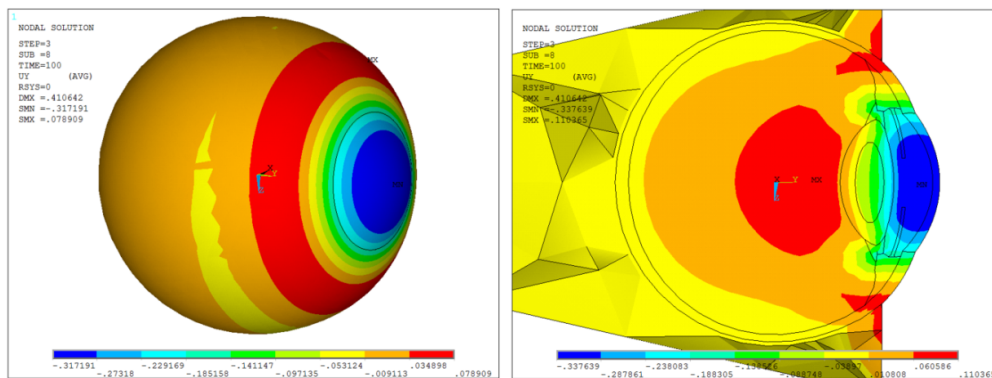
Ehhez a lencse szimmetriasíkjában és ezen belül annak külső felületén elhelyezkedő csomópontok koordinátáit használtam a deformált és a deformálatlan állapotban. Ezekre a pontokra polinomiális regressziót alkalmaztam. Az említett pontok közül azokat vizsgáltam, amelyek a lencse tengelyének 3 mm-es környezetébe estek. A deformált állapothoz tartozó csomóponti koordinátákat kapjuk meg a végeselemes számításból, ebből kifolyólag az ehhez az állapothoz tartozó lencsét leíró függvényalakot, amiből a deformált állapothoz tartozó görbületi viszonyokat számítani tudnánk, nem ismerjük. Ezt úgy küszöböltem ki, hogy az említett kezdeti (deformálatlan) felületi csomóponti koordinátákra *különböző* fokszámú polinomokat illesztettem a legkisebb négyzetek módszerével. A különböző fokszámú polinomokhoz meghatároztam a görbületi sugár függvényét ($r_{pol}(x)$) is. A lencse kiindulási alakjából (Chien et al. [2003], (2) egyenlet, amiben a és b a befoglaló méreteket, c és d pedig a lencse alakját határozza meg) a görbületi sugár függvénye számítható ($r(x)$).

$$y(x) = \left[b + c \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right)^2 + d \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right)^4 \right] \cos \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right), \quad (2)$$

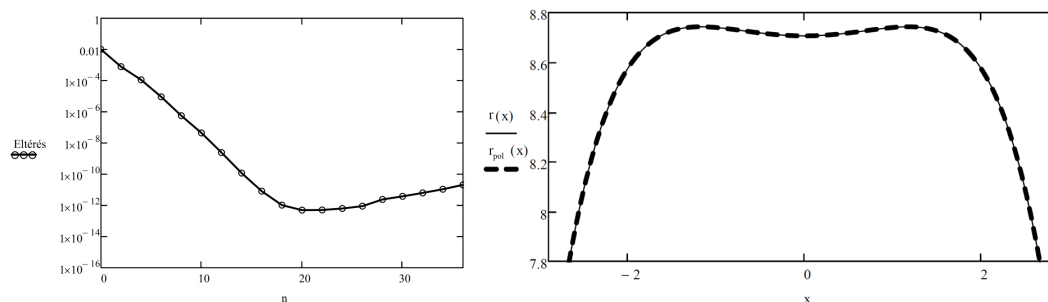
A két görbületi sugár függvény különbségnégyzetének határozott integrálját a lencse tengelyének 3 mm-es környezetében kiszámítottam ((3) egyenlet).

$$\int_{-3mm}^{3mm} (r(x) - r_{pol}(x))^2 dx \rightarrow \min. \quad (3)$$

Ez alapján azt a polinomot fogadtam el a legjobb közelítésnek - amivel a görbületi sugár függvénye a leginkább illeszkedik az eredeti görbületi viszonyokhoz - amelyik az előző (3) egyenlet alapján a legkisebb eltérést adta (5. ábra). Az ilyen módon illesztett polinomból és az eredeti függvényből számolt görbületi sugarak függvényeit az 5. ábra szemlélteti. Miután így megkaptam az illesztett polinom legjobban illeszkedő fokszámát, amivel az eredeti függvény görbületi viszonyai a legjobban közelíthetők, ezt a fokszámú polinomot illesztettem a deformált állapothoz tartozó csomóponti koordinátákra is, és ebből számoltam a deformált (elernyed) alakhoz tartozó görbületi sugarakat és ebből a COP értékeket. Ilyen módon az alkalmazkodási szélesség (ΔCOP , a közelre és távolra néző lencse dioptriájának különbsége) számítható a különböző alkalmazkodóképességgel kapcsolatos vizsgálatokhoz.



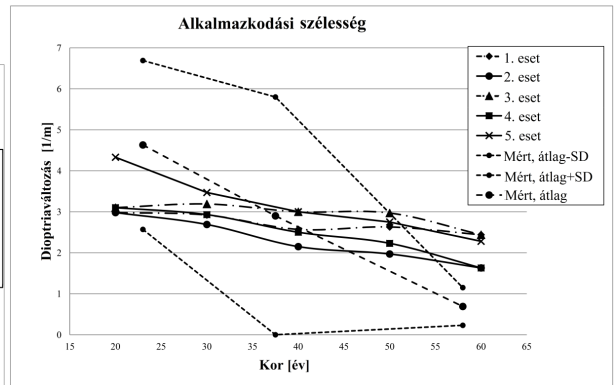
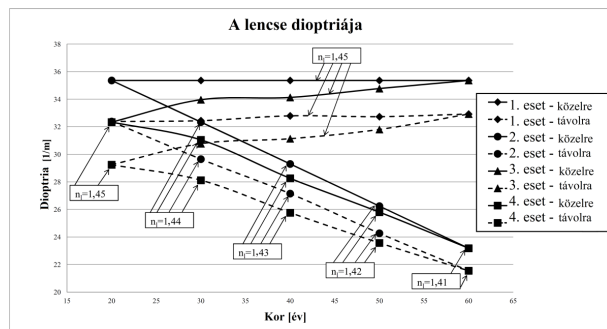
4. ábra – Az eltolódások ábrázolása a lencse szimmetriatengelyének irányában.



5. ábra – Az illesztett polinomból és az eredeti függvényből számolt görbületi sugár közötti relatív eltérés az illesztett polinom fokszámának $[n]$ függvényében, illetve az eredeti lencsefüggvényből számolt görbületi sugár függvénye $r(x)$, [mm] és az illesztett polinomból számolt görbületi sugár függvénye $r_{pol}(x)$, [mm]

Megvizsgáltam az alkalmazkodási szélességet a kor előrehaladtával (az ehhez szükséges anyagi és geometriai paramétereket részleteit lásd az értekezésben). A COP értéket négy különböző eset paraméteres vizsgálata alapján határoztam meg. Az első esetben azt feltételeztem, hogy a lencse geometriája és törésmutatója nem változik a korról, tehát csak az anyagi paramétereket, és a lencse tokjának vastagságát módosítottam a paraméteres vizsgálatban. A második esetben csak a lencse geometriája volt változatlan a paraméteres vizsgálat során. A harmadik eset a lencse geometriai és az anyagi paramétereinek változásait vette figyelembe konstans törésmutató mellett. A negyedik esetben pedig mind a lencse geometriájában, mind pedig az anyagában és törésmutatójában bekövetkező változások hatását vizsgáltam. A paraméteres vizsgálatok során kiszámítottam a lencse COP értékét az alkalmazkodott, és a távolba néző lencse esetében is. A 6. ábra mutatja ezeknek az értékeknek a tendenciáját a négy különböző paraméteres vizsgálatra a kor függvényében.

Az első esetben, mivel a kiindulási geometria megegyezett (ez az alkalmazkodott lencsealak volt, és ezt a lencseállapotot húztam meg a sugárizomra hárított erővel), és a lencse törésmutatójában a korról bekövetkező változást sem vettem figyelembe, így csak a távolba néző szemlencse dioptriájában látunk változást (az alkalmazkodottnál nem), annak köszönhetően, hogy a sugárizomra tett húzóerő segítségével az alkalmazkodott lencsealakot vittem át távolba nézőnek (6. ábra). A második esetben - figyelembe véve azt, hogy a lencse törésmutatójának csökkenését is számításba vettem - a lencse dioptriájának csökkenését látjuk alkalmazkodott és távolba néző esetben is. Mivel a törésmutatót csökkenését is számításba vettem, ezért az alkalmazkodott és elernyedtt állapotú lencsék dioptriája kisebb, mint az első esetben. A harmadik esetben az eredmények azt mutatták, hogy a lencse dioptriája is növekszik.



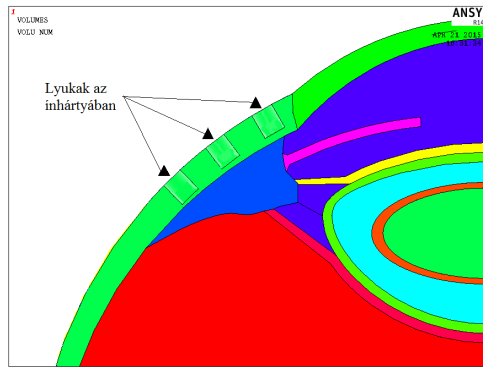
6. ábra – A lencse dioptriájának változása és az alkalmazkodási szélesség változása a különböző esetekben

A negyedik esetben a kezdő állapothoz tartozó értékek megegyeznek a harmadik esetben közölnivel, a végállapothoz tartozó értékek pedig a kettes esetével, ahogyan azt vártam is az ottani bemenő paraméterek egyezése miatt. Az előző pont eredményei alapján az alkalmazkodási szélesség számítható, ha az alkalmazkodott állapotú lencse dioptriaértékéből kivonjuk a távolba néző lencse dioptriaértékét. Mind a négy esetben a paraméteres vizsgálat kimutatta, hogy az alkalmazkodási szélesség (ΔCOP) csökken a kor előrehaladtával (6. ábra). Figyelembe véve az eredményeket, azok tendenciáját és azt, hogy a lencse törésmutatója csökken a korról, illetve azt, hogy a lencse vastagsága pedig növekszik, a **negyedik esethez tartozó eredmények** felelnek meg legjobban a valóságnak. Megállapítottam, hogy a numerikus modellel bizonyítható az alkalmazkodási szélesség csökkenése, ha a számítás során a lencse törésmutatójában történő csökkenést is figyelembe vesszük (2. és 4. eset). A numerikus számításból belátható, hogy a lencse törésmutatójában bekövetkező romlás legalább akkora hatással van az alkalmazkodási szélességre, mint a geometriai és az anyagi paraméterek változása. A 6. ábrán látható egy *ötödik* eset, ami a negyedik esettel megegyező bemenő értékeket tartalmazta a paraméteres vizsgálatoknál, kivéve a szaruhártya és az ínhártya rugalmassági modulusait, mivel ezeket ebben az esetben *Šródka et al.* [2011] által ajánlott értékekkel vettem figyelembe. Az ötödik eset tendenciája nem tér el túlzottan a korábbi négy eset paraméteres vizsgálatától.

Amikor a numerikus eredményeimet összehasonlítottam *Tsorbatzoglou et al.* [2007] mérési eredményeivel (6. ábra), amit szubjektív alkalmazkodásmérési technikával végzett, azt tapasztaltam, hogy a tendenciák jó egyezést mutatnak. Meredekebb csökkenést látunk a mért eredmények átlagos alkalmazkodási szélességének csökkenésében, de ehhez meg kell jegyeznem, hogy a szubjektív mérési technika nagyobb értéket ad az alkalmazkodási szélességre, mint a tényleges érték.

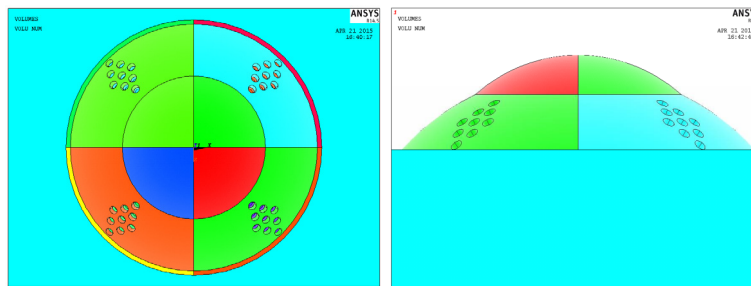
2.1.3 Nem-refraktív jellegű szemműtékek numerikus elemzése

A közvetlenül a fénytörést megváltoztató (refraktív) szemészeti beavatkozásokon kívül léteznek olyanok is, amelyeknek nem közvetlenül a szaruhártya felületének megváltoztatása a célja, hanem közvetett módon célozza meg a természetes alkalmazkodás javítását. *Hipsley és McDonald* [2012] alapján az egyik ilyen módszer az ínhártyával kapcsolatos, aminek köszönhetően az alkalmazkodási szélesség tartósan átlagosan 1,3 dioptriával növelhető. Ez a lézeres technika (*Hipsley és McDonald* [2012]) szabadalmaztatott eljárás. Az ínhártyába 36 darab 600 μm átmérőjű lyukat égetnek szemészeti lézer segítségével, bizonyos geometriai elrendezésben. A lyukak mélysége az ínhártya vastagságának 80-90%-áig ér be. A szaruhártya környezetében négy szegmensben alkalmaznak 9-9, azaz összesen 36 lyukat (7. és 8. ábra).

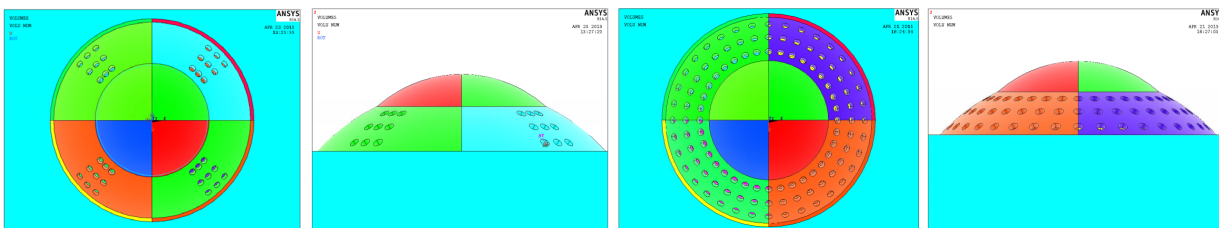


7. ábra – A modell metszete a szemgolyó tengelye mentén, amely a lyukak pozícióját mutatja a sugártesthez és a szaruhártya pereméhez képest

A 9-9 lyuk elhelyezkedése azokra a részekre lokalizálódik, ahol a legkevesebb (Hipsley és McDonald [2012]) - az elülső szegmens vérellátására szolgáló - ér helyezkedik el az ínhártyában. Ezek az erek túlnyomórészt a 8. ábrán feltüntetett négy szegmens határvonalainak sávjaiban helyezkednek el (3, 6, 9 és 12 óránál), így a lyukak ezeknek a szegmenseknek a közepére kerülnek. Az alkalmazkodóképesség tartós átlagos növekedése az operációt követően 1,3 dioptria (Hipsley és McDonald [2012]). Az alkalmazkodási szélességet minden esetben objektív módon mérték. A meglévő lézeres műtéti eljárás numerikus modellel történő alátámasztását, geometriájának elemzését és esetleges módosítását tűztem ki célul az alkalmazkodási szélesség növelése érdekében. A sugárzomra rátett konstans erő mellett elemeztem a különböző geometriai kialakításokat, és számítottam az alkalmazkodási szélességet a korábban említett inverz alkalmazkodás-vizsgálattal. Az analízissel kimutatható, hogy minél nagyobb a lyukak térfogataránya, az alkalmazkodás annál kedvezőbb lehet, de ez élettani szempontból egyéb rosszindulatú változásokhoz vezethet a szemgolyó integritása szempontjából. Ezen okokból kifolyólag jelen esetben én alapvetően a kitüntetett helyeken elhelyezett mikro-bemetszések hatását elemeztem.



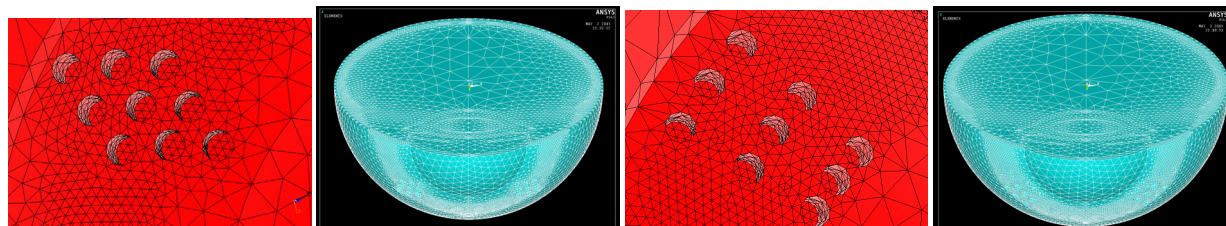
8. ábra – Az eljárás eredeti geometriája



9. ábra – A koncentrált lyukelrendezés és a folytonos elméleti lyukelrendezés geometriája

Az ilyen jellegű műtéti beavatkozások elvi hatékonysága elméletileg abban áll, hogy az ínhártyában alkalmazott gyengítések (lyukak) okozzák az alkalmazkodás valamilyen szintű javulását. A térbeli modell segítségével, melynek minden előnyét most ki tudtam használni – a lyukakkal gyengített geometria már nem tengelyszimmetrikus, továbbá ha a gravitáció

hatását is figyelembe veszem a sugárirányú erők mellett, akkor a teher sem – képes voltam modellezni a módosított geometria esetén az alkalmazkodási szélességnek az alakulását. A numerikus komplex modellben a bemetszések mélységét, és a szaruhártya pereméhez (*limbus*) képesti elhelyezkedését a 7. ábra és a 8. ábra szemlélteti. A vizsgálataim során az 50 éves korosztályhoz tartozó geometriai és anyagi paramétereket vettem figyelembe, mert *Hipsley és McDonald* [2012] munkájában a páciensek átlagéletkora - akiken végrehajtották a műtétet - 50,4 év volt. A 9. ábra szerinti lyukelrendezéseken is végrehajtottam a numerikus számításokat. Természetesen a 9. ábra jobb oldalán elhelyezkedő elrendezés csupán elméleti jelentőséggel bír, hiszen az ínhártyában futó artériák elhelyezkedése és a szemgolyó globális integritása miatt ez a kialakítás nem valószínű, hogy alkalmazható a gyakorlatban.



10. ábra – Az eredeti geometria és a koncentrált lyukak végeeselemes hálója (részlet a lyukakról és metszet)

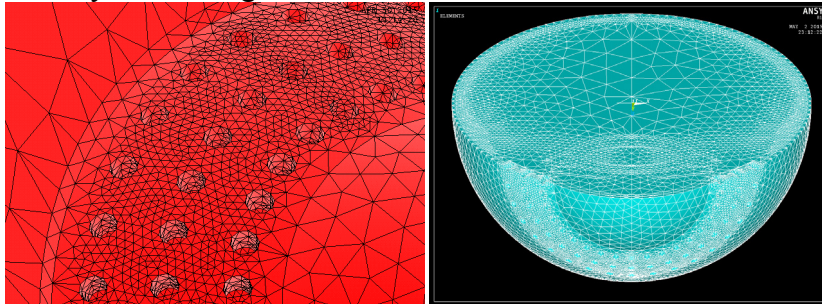
Az eredmények összehasonlíthatósága és a műtéti eljárás elméleti működésének bizonyítása céljából egy olyan eset vizsgálatát is elvégeztem, amikor az ínhártya geometriáját sértetlenül hagytam, azonban a merevségét nagyságrendekkel lecsökkentettem. A különböző geometriához tartozó számításoknál a lyukak környezetében kialakított végeeselemes hálózatokat a 10. ábra és a 11. ábra szemlélteti. Az ábrákon jól látszik, hogy a lyukak környezetében sűrítettem a végeeselemes hálót. Az említett eseteken végrehajtottam az alkalmazkodási folyamat elemzését az ismertetett *COP* számítási eljárás segítségével.

1. táblázat – Az egyes esetekhez tartozó eredmények összefoglalása

50 éves korhoz tartozó anyagi és geometriai paraméterek esetén ($n_1=1,42$; $n_a=1,336$)	Intakt	Eredeti geometria	Koncentrált lyukak	Folytonos lyukak	Elhanyagolt ínhártya (intakt)
COP (alkalmazkodott)	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D
COP (távolra néző)	23,859 D	23,785 D	23,783 D	23,764 D	22,519 D
Δ COP	1,941 D	2,015 D	2,017 D	2,036 D	3,281 D
COP változás az intakthoz képest	0,000 D	0,07382 D	0,07622 D	0,09505 D	1,3397 D
a lencse vastagságváltozása	0,2866 mm	0,2878 mm	0,288 mm	0,2897 mm	0,4282 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, alkalmazkodott)	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, ernyedt)	10,821 mm	10,842 mm	10,838 mm	10,871 mm	11,861 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, alkalmazkodott)	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, ernyedt)	5,090 mm	5,109 mm	5,110 mm	5,109 mm	5,323 mm

A 1. táblázat tartalmazza a számítási eredmények fontosabb adatait, végeredményeit. A táblázat tartalmazza az eredeti - *Hipsley és McDonald* [2012] - eljárás geometriájához a numerikus modell által számolt eredményeket. Látható, hogy a geometriában történt módosítás csupán csak $\approx 0,1$ D körüli növekedést mutat az eredeti alkalmazkodási szélességen felül. Ez csupán 6%-a annak az értéknek, amit átlagosan a pácienseken a műtét után másfél évvel mértek. Az eltérés eredete sok okból lehetséges, egyrészt a geometriai és anyagi paraméterek az 50 éves átlagos korosztályhoz tartozó adatok, abból a szűk csoportból és

néhány hivatkozott szakirodalmi mérésből (*a részletekről lásd az értekezést*). Néhány páciens esetében az alkalmazkodási szélesség növekedése ebbe a tartományba esett (*Hipsley és McDonald [2012]*). A 1. táblázat tartalmazza a 8. és a 9. ábra szerinti lyukelrendezés eredményeit. A koncentrált lyukak oszlopából az látszik, hogy ez a fajta lyukséma ugyanannyi lyukat és lézerrel kiégetett ínhártya térfogatot jelent, mint az eredeti geometriája a műtétnek, azonban néhány százalékkal nagyobb dioptriaváltozást eredményez, mint az eredeti lyukelrendezés. A folytonos lyukak oszlopából látható, hogy az említett lyukelrendezéseket tekintve a dioptriaváltozás természetesen ebben az esetben a legnagyobb. Ebből levonható az a következtetés, hogy a módszer elméleti működése szempontjából a numerikus modell eredményei követik azt a tendenciát, hogy annál nagyobb a dioptriaváltozás, minél nagyobb a lézerrel eltávolított ínhártyarész térfogata.



11. ábra – A folytonos lyukak végeelemes hálója (részlet a lyukakról és metszet)

A technika elvi hátterét jól alátámasztja a komplex modell, ugyanis, ha a folytonos lyukelrendezéshez tartozó esetet szemléljük, akkor látható, hogy ebben az esetben a dioptriaváltozás az eredeti geometriához képest nagyobb volt, mint a megelőző esetekben (1. táblázat). Az 1. táblázat utolsó oszlopa szemlélteti annak az esetnek az eredményét is, amelynél az ínhártya merevségét lecsökkentettem. Tulajdonképpen egy olyan esetet vizsgáltam, amikor az ínhártya merevsége nem befolyásolja a lencse alkalmazkodóképességét. Ebben az esetben látható, hogy az alkalmazkodási szélesség növekedése az eredeti intakt esethez képest 1,34 D. Természetesen ez az eredmény nem reprezentatív, mivel az ínhártya szerepe a komplex modellemben ilyen módon nem elhanyagolható. Nem volt tehát célom az élettanilag egyébként nagyon sok paramétertől függő alkalmazkodási szélességváltozás pontos követése, hanem csupán a műtéti eljárás geometriájának „finomhangolása” a klasszikus alkalmazkodási apparátus elemzésével. Számítási eredményeimből összegzésként kijelenthető, hogy a modellemmel a műtéti beavatkozás geometriai módosításának az alkalmazkodási szélességre gyakorolt hatása tendenciaként követhető. További módosításokkal, és a klinikai mérési eredmények pontosításával a mért és a számított érték valószínűleg közelebb hozhatók egymáshoz, de én a további kutatások fontossága és tisztasága miatt ügyeltem arra, hogy az adott keretek között a modellemből származó számítási eredményeimet semmilyen módon ne torzítsam.

Ennek a pontnak a lezárásaként megjegyzem, hogy a hivatkozott műtéti eljárást fejlesztő amerikai kutatók a közelmúltban személyesen megkerestek, mivel szándékukban áll modellem használata további kísérleteik ellenőrzésére és műtéti eljárásuk javítására.

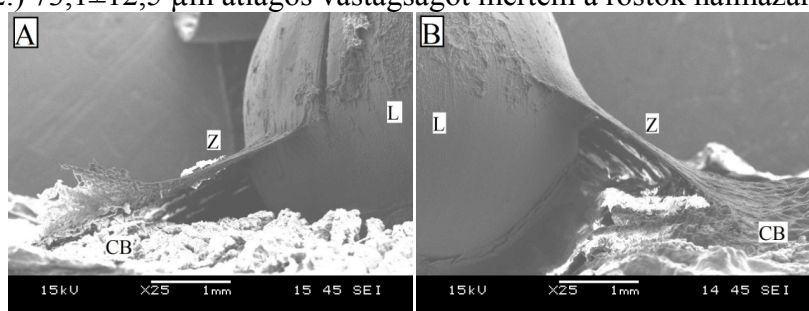
2.2 Lencsefüggesztő rostok laboratóriumi vizsgálata

Az alkalmazkodási folyamat természetéből következik, hogy a zonularostok mechanikai viselkedése nagyban befolyásolja annak létrejöttét, mivel a zonulák a sugárizomból erednek, és a szemlencséhez csatlakoznak. Tulajdonképpen a zonularostokon keresztül valósulhat meg az erőátadás a szemlencse és a sugártest között.

A mechanikai vizsgálataimhoz és azok kiértékeléséhez elengedhetetlen a zonularostok geometriai méreteinek ismerete is, ezért elvégzem a zonulák hálózatának geometriai vizsgálatát elektron- és fénymikroszkópos módszerekkel. Méréseimet sertésmintákon hajtottam végre, mert a sertésszem anatómiai felépítése és geometriai méretei hasonlítanak az emberi szeméhez. A mechanikai tulajdonságok jellemzésére alkalmas vizsgálati módszert úgy fejlesztettem ki, hogy az alkalmazható legyen emberi minták esetén is.

2.2.1 A zonularostok geometriai vizsgálata

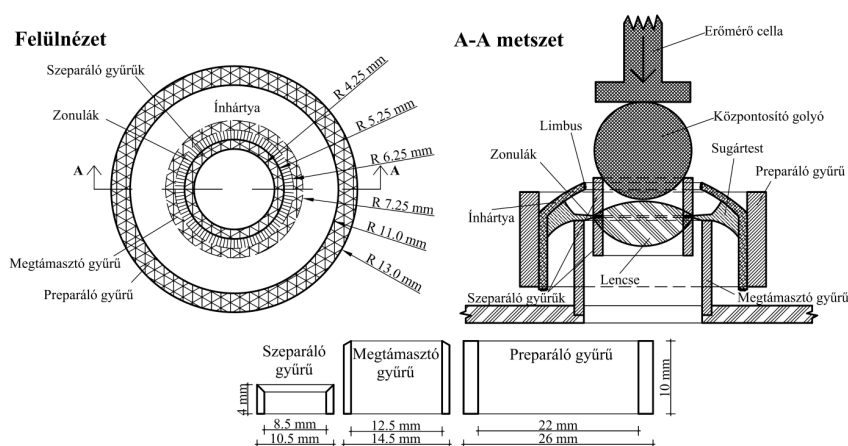
A zonulákat elektronmikroszkóppal (SEM, 12. ábra), és kétfajta módon optikai mikroszkóppal (OM I. és OM II.) is megvizsgáltam. A lencsefüggesztő rostok halmazának vastagságát 15 mintán vizsgáltam, és minden mintán négy különböző helyen mértem le, ahol a szálak halmaza közel azonos vastagságú és párhuzamos volt. A három különböző eljárásból a SEM módszer adta a legkisebb átlagos vastagságot: $33,2 \pm 9,1 \mu\text{m}$. A második eljárásból (OM1.) származó átlagos vastagság valamivel nagyobbra adódott: $43,2 \pm 9,6 \mu\text{m}$. Az utolsó módszerrel (OM2.) $73,1 \pm 12,5 \mu\text{m}$ átlagos vastagságot mértem a rostok halmazára.



12. ábra – SEM képek a zonularostokról, L – lencse, Z – zonula, CB – sugártest

2.2.2 A zonularostok mechanikai tulajdonságainak vizsgálata

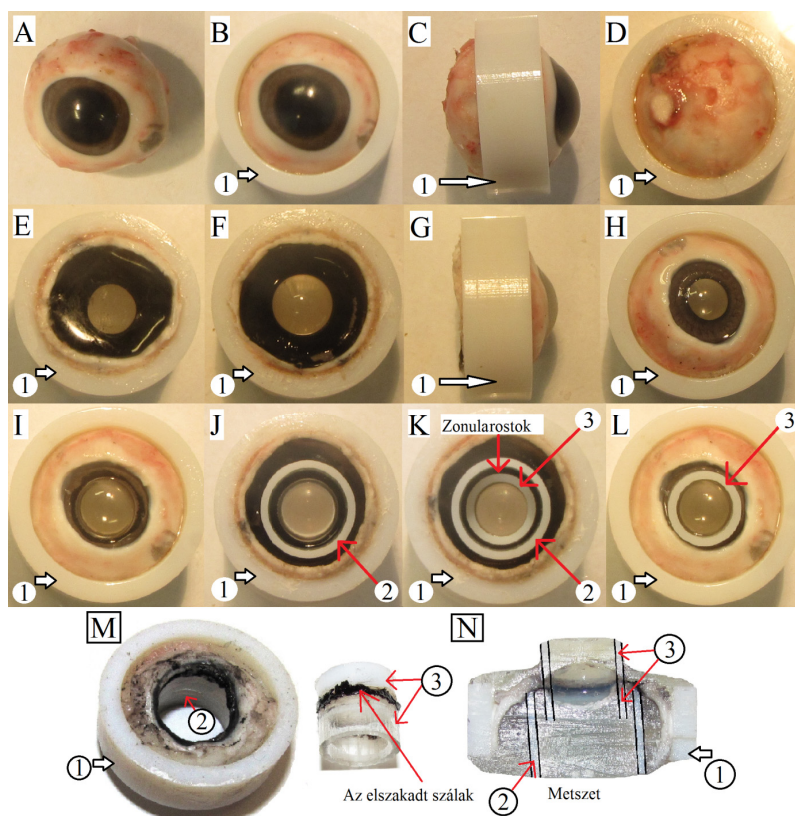
A vizsgálatokhoz 30 friss sertésszemgolyót használtam fel a kísérletek során. A mérési napon mindig aznap levágott friss sertésmintákat vizsgáltam. A mérés alapötlete három különböző méretű (összesen négy darab) előre elkészített műanyag gyűrű használata volt (13. ábra). Mindegyik gyűrűnek különböző szerepe volt a mérés során. A minta előkészítésének folyamatát az 14. ábra mutatja.



13. ábra – A mérési elrendezés vázlatja, preparáló gyűrű, szeparáló gyűrű, megtámasztó gyűrű

Minden szövetet a lencse előtt és mögött eltávolítottam (14. F és I ábra). A megtámasztó gyűrű szerepe az, hogy kizárja a rendszerből a sugárizom rugalmasságát. A

meztámasztó gyűrűt is vékony filmréteggel a helyére ragasztottam (0,2 ml cianoakrilát) a minta hátulsó oldalán, a zonularostok sugártestből kiinduló vonalára (14. J ábra). A szeparáló gyűrűből kettőt alkalmaztam, egyiket a lencse elülső, másikat a lencse hátulsó oldalára rögzítettem (szintén 0,2 ml cianoakrilát felhasználásával), így a lencse rugalmasságát is kizártam a rendszerből (13. ábra, 14. K és L ábra). Ezen előkészítés következtében a meztámasztó és a szeparáló gyűrűk közötti sávban a zonularostok helyezkednek el in situ állapotukban (14. K ábra). Az erőmérő cella a szeparáló gyűrű tetejéhez csatlakozott, de a gyűrű tetejére egy műanyag központosító golyót helyeztem el, hogy biztosítsam az átadódó erő függőlegességét. Ennek köszönhetően a rendszer függőleges eltolódása is biztosítottá vált. Ilyen módon a szeparáló gyűrűk el tudtak mozogni a meztámasztó gyűrűben (13. ábra). A folyamat során az erő és a függőleges eltolódás értékeit rögzítettem. A mérés elmozdulás-vezérelt módon történt.



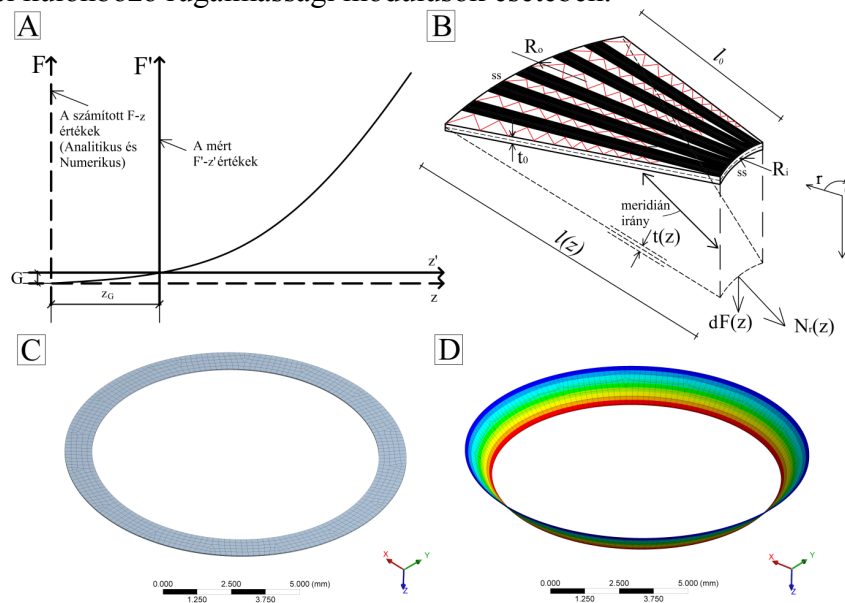
14. ábra – Képek egy kísérleti mintáról az előkészítés különböző fázisaiban és a kísérlet után; felülnézet A, B, H, I, L; alulnézet D, E, F, J, K; oldalnézet C, G; a minta a tönkremenetel után M; metszet N; 1 – preparáló gyűrű; 2 – meztámasztó gyűrű; 3 – szeparáló gyűrű

A mérőberendezés típusa a következő volt: Z005, Zwick Roell AG, Ulm, Németország, 10^{-5} N érzékenységű erőmérő cellával ellátva. Az előterhelés értéke 5 mN, az erőmérő cella sebessége 1 mm/perc volt. A mérés eredményeinek rögzítése akkor kezdődött el, amikor az erőmérő cella a központosító golyót elérte és a mért erő túllépte az előterhelés értékét. A kiindulási állapotban a lencse, a szeparáló gyűrűk és a központosító golyó tömege meghatározható. Ebből $G=9$ mN kezdeti erőt kapunk a rendszeren az önsúlyból az erő-elmozdulás értékek mérése előtt. Ez az érték nagyon fontos, amikor a mérési eredményeket hasonlítjuk össze az analitikus és végeselemes számítás eredményeivel (15. ábra, ahol z_G az eltolódás a $G=9$ mN nagyságú önsúly hatására). Ezért a 15. ábra alapján az összehasonlíthatóság végett a számítások eredményeit el kell tolni. A laboratóriumi mérések eredményeiből az alábbi analitikus megoldást használhatjuk a lencsefüggesztő rostok

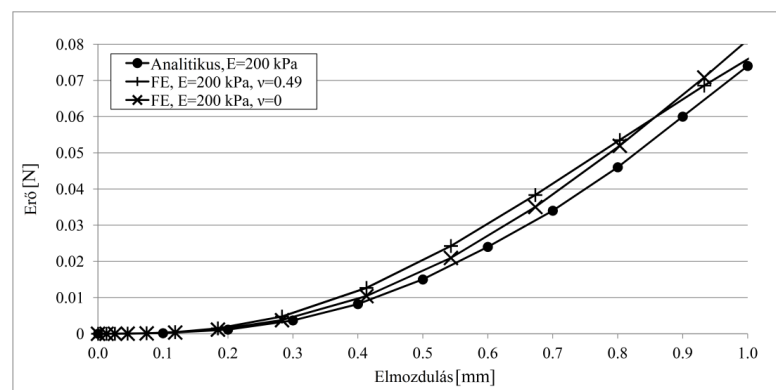
rugalmassági modulusának meghatározására. Az analitikus megoldáshoz a következő feltételezésekkel éltem: a zonulákat lineárisan rugalmasnak és összenyomhatatlannak ($\nu \approx 0,5$) tekintettem. (A részletes levezetést, és a további feltételeket lásd az értekezésben.) A 15. ábra alapján az analitikus megoldás a következő:

$$F(z) = 2R_i \pi E \frac{1}{2} \frac{z^2}{l_0^2} \frac{t_0 (R_o - R_i)}{\sqrt{z^2 + l_0^2}} \frac{z}{\sqrt{z^2 + l_0^2}}, \quad (4)$$

amiben $F(z)$ az erő a függőleges eltolódás függvényében, R_i a szeparáló gyűrű külső sugara, R_o a megtámasztó gyűrű belső sugara, l_0 a zonulák kezdeti hossza, t_0 a zonulák csoportjának kezdeti vastagsága, z a függőleges eltolódás, E a zonularostok rugalmassági modulusa. Ezzel az egyenlettel a laboratóriumi kísérletek eredményei összevethetők a feladat analitikus eredményeivel különböző rugalmassági modulusok esetében.



15. ábra – A különbség a mért ($F'-z'$) és a számított ($F-z$) erő-elmozdulás diagram között (A); jelölésrendszer egy infinitezimálisan kicsiny elem, "ss" – csuklósan megtámasztott perem, t a vastagság, l a zonulák hossza, l_0 a különbség a külső (R_o) és a belső (R_i) sugár között, N_r a normálerő a szálakban (B); a végeelemes hálózás (C) és a terhelt rendszernek az alakja a végeelemes számításból (D)

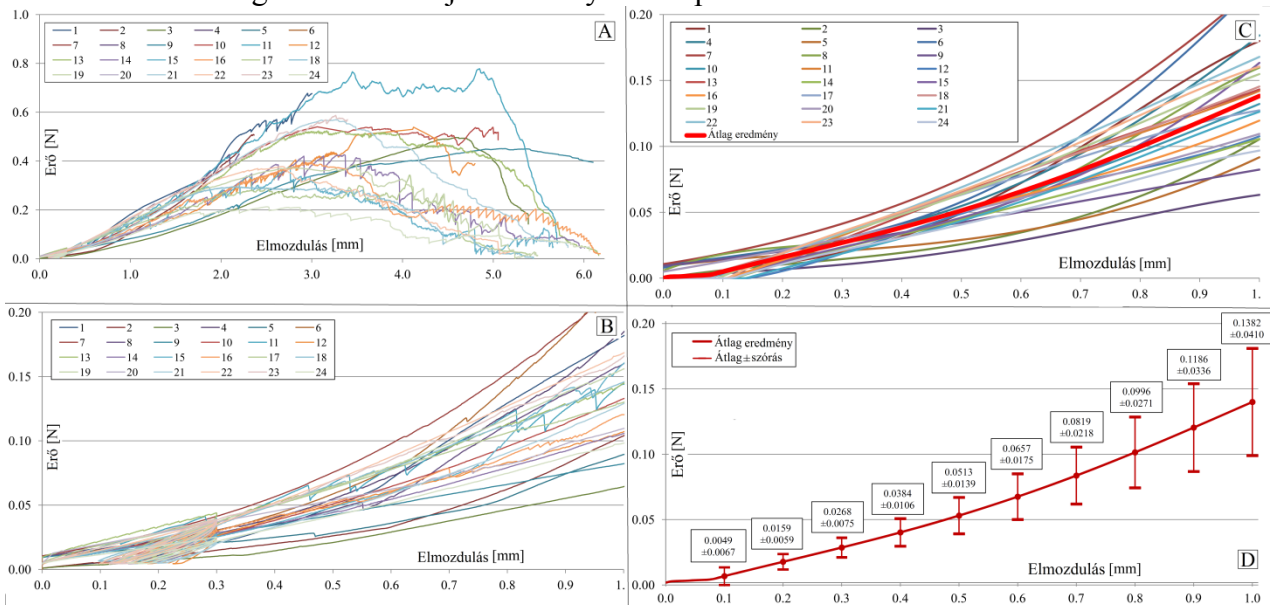


16. ábra – Az analitikus megoldás összehasonlítva a végeelemes számítással; E a rugalmassági modulus, ν a Poisson-tényező

A numerikus vizsgálatot ANSYS Workbench programrendszerrel végeztem. A matematikai közelítéshez 8 csomópontos héj végeelemeket alkalmaztam, a kiindulási helyzethez síkbeli körgyűrűt (hártyát) feltételeztem 10,5 mm-es belső és 12,5 mm-es külső

átmérővel a kísérleti elrendezés alapján (13. ábra). A peremfeltétel a külső és a belső peremen csuklás. A terhelés a belső peremen a gyűrű síkjára merőleges irányban működő támaszeltolódás volt (15. D ábra). A számítást a nagy elmozdulások elméletének megfelelően végeztem el. A konvergenciavizsgálat eredménye alapján a paraméteres vizsgálatoknál az alkalmazott elemszám körülbelül 1000 volt. A végeselemes kiértékelési módot hasonló okok miatt végeztem el, mint az előbb bemutatott analitikus megoldást, mégpedig a zonularostok makroszkopikus szintű rugalmassági modulusának meghatározásához.

A Poisson-tényező segítségével a lencsefüggesztő rostok keresztirányú hatását elemeztem, mert a SEM méréseimből arra következtettem, hogy az egymás melletti sugárirányú zonularostok között összefonódások vannak. A $\nu=0$ Poisson-tényező jellemezte azt az esetet, amikor a rostok teljesen függetlenül, a $\nu=0,49$ pedig a zonulák csoportjának térfogat-állandóságát modellezte, ezáltal erős keresztirányú hatást feltételezve a szomszédos szálak között (16. ábra). A végeselemes számításoknál a kezdeti feszültségek hatását is figyelembe vettem, abból az okból kifolyólag, hogy annak ellenére, hogy három órával a minták beszerzése után a sugárizom a hullamerevség állapotában volt, a preparálás után a zonularostok mégsem voltak teljesen elernyedtt állapotban.

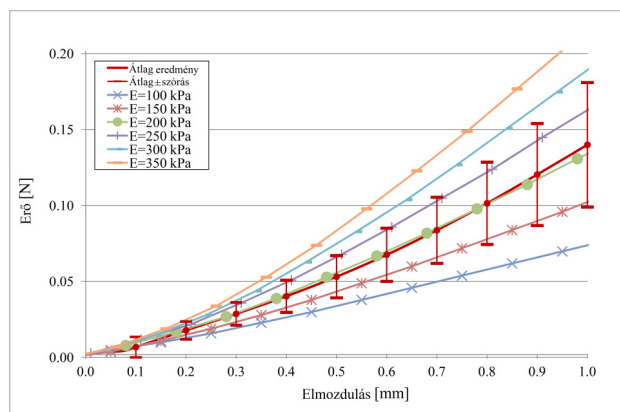


17. ábra – A mért erő-elmozdulás diagramok a laboratóriumi mérésből (A); a görbék kezdeti szakaszai (B); a negyedrendű illesztett polinomok (C) és az átlagos erők a szórásokkal feltüntetve a diszkrét elmozdulásokhoz (D)

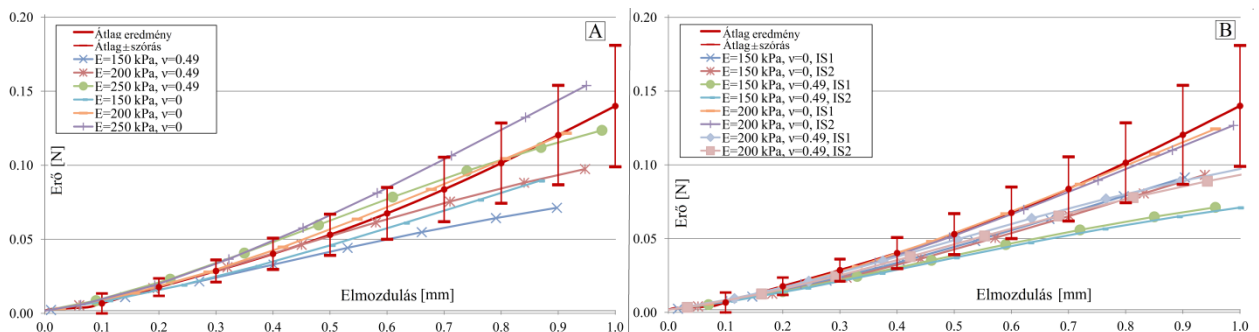
A 17. ábra mutatja a mért erő-elmozdulás diagramokat a mérés kezdetétől egészen a minták tönkremenetelig. Az alkalmazott terhelésnek a mérés kezdeti szakaszán visszaterhelés része is volt, azért hogy beálljon a rendszer (az esetleges egyenetlenségek, feltámaszkodási pontatlanságok kiszűrésére). A 14. M ábrán látható egy tipikusan tönkrement minta a mérés után. Negyedrendű polinomiális regresszió segítségével görbét illesztettem az egyes mérési eredmények erő-elmozdulás eredményeinek kezdeti szakaszaira 0 és 1 mm-es függőleges elmozdulás között (17. ábra). Az átlaggörbe nem az origóból indul, mert a rendszer az előterhelés következtében beállt. A mért erők értékeinek szórásértékeit diszkrét eltolódásoknál 0,1 mm-enként számoltam ki (17. ábra). A laboratóriumi kísérletek eredményei és az analitikus kiértékelések eredményei a (4) egyenletet felhasználva a 18. ábra alapján összevethetők, a rugalmassági modulusot 100-350 kPa tartomány között felvéve, 50 kPa lépésközönként. A mérési eredmények átlagából és a szórásból azt mondhatjuk, hogy a sertés zonulák rugalmassági modulusának értéke 150 és 250 kPa között van (18. ábra). A 19. ábra mutatja a végeselemes számítás parametrikus vizsgálatának eredményeit, ha a kezdeti feszültségeket a lencsefüggesztő rostokban elhanyagoltam, illetve figyelembe vettem. Ez

alapján a zonularostok rugalmassági modulusa $E \approx 200$ kPa értékre adódik. Ez az érték az, ami jól jellemzi a rostok mechanikai viselkedését, mivel az adott szakaszon az ehhez tartozó eredménynek a legkisebb az eltérése a mérési eredmény átlagához képest a vizsgált esetek közül (19. ábra). Az elvégzett vizsgálatok célja kettős volt: egyrészt egy összetett laboratóriumi mérési eljárást fejlesztettem ki, hogy a zonulák mechanikai tulajdonságait in situ vizsgálni tudjam az eredeti pozíciójukban, másrészt a kísérleti eredmények többféle kiértékelését is elvégezhessem.

Az analitikus és a végeelemes kiértékelő vizsgálatokból a zonularostok rugalmassági modulusa 200 kPa körüli értékre adódik. A 19. ábrán láthattuk, hogy a Poisson-tényezőnek és a kezdeti feszültségeknek csak kisebb jelentőségű hatása van az erő-elmozdulás diagramok lefutására. Mivel legjobb tudásom szerint ez az *első mérés*, amely sertés zonulák rugalmassági modulusának megállapításával foglalkozik, a direkt összehasonlítás más szerzők eredményeivel nem lehetséges, de nem is ez volt a fő célom, hanem az, hogy egy olyan mérési eljárást dolgozzak ki a zonulák vizsgálatára, ami az eddigi zonulák mérésére alkalmazott eljárások esetleges bizonytalanságait kiküszöböli. Ennek szellemében olyan módszert fejlesztettem ki, amely teljesen intakt pozíciójú mérésekre alapul, ami nagy különbség más szerzők zonulamérési eljárásaihoz képest. Ezenfelül az erőátadás módja is a lehető legkevesebb közvetítő elemet és bizonytalanságot tartalmazza. Ahogy bemutattam, a kifejlesztett eljárással a zonulák rugalmassági modulusa meghatározható, akár egyszerű összefüggést alkalmazva is ((4) egyenlet), továbbá a mérési módszer úgy lett kialakítva, hogy az reprodukálható és kiterjeszhető legyen emberi mintákra is.



18. ábra – Az analitikus megoldás együtt ábrázolva a mérési eredmények átlagával és szórásával, E a rugalmassági modulus



19. ábra – A végeelemes analízis eredményei összehasonlítva a mérési eredmények átlagával és szórásával, E a rugalmassági modulus, ν a Poisson-tényező (A); A kezdeti feszültség és a Poisson-tényező hatásainak ábrázolása a mérési eredmények átlagával és szórásával együtt, E a rugalmassági modulus, ν a Poisson-tényező, $IS1=4,4$ kPa és $IS2=8,4$ kPa a két különböző kezdeti feszültség (B)

3. Az értekezés tézisei

1. Tézis.

Létrehoztam a szemgolyó olyan végeselemes modelljét, melynek a szemészeti gyakorlat szempontjából legjellemzőbb geometriai és mechanikai tulajdonságai tetszőlegesen módosíthatók. A bemenő paraméterek alapján a geometria automatikusan generálódik az igényeknek megfelelően. A komplex végeselemes modell széles körben alkalmazható, elősegítve a különböző szemészeti problémák vizsgálatát az egyes alkotórészek deformációjának és a belső erőknek a nyomon követésével. A biomechanikai szempontból minden fontosnak ítélt részt tartalmazó komplex modell használhatóságát az alkalmazkodóképesség vizsgálatával ellenőriztem, eredményeimet összehasonlítottam más szerzők numerikus eredményeivel és rámutattam a komplex modell előnyeire az eddigi modellekhez képest.

Kapcsolódó publikáció: [4, 7, 10]

2. Tézis.

A szakirodalomból vett geometriai, mechanikai és optikai paramétereket felhasználva a numerikus modell segítségével megvizsgáltam a szemlencse alkalmazkodási szélességének a kor előrehaladtával bekövetkező változását, beszűkülését. Ehhez - a korábbi eredményekhez képest precízebb módszerrel - meghatároztam a szemlencse dioptriáját a lencse szimmetriatengelyében. A komplex numerikus modell segítségével bizonyítottam a szemészek körében felvetett hipotézist, mely szerint a szemlencse alkalmazkodóképességének korrall történő változásában a geometriai és mechanikai paraméterek hatása mellett a lencse törésmutatójában bekövetkező változás is legalább akkora szerepet játszik.

Kapcsolódó publikáció: [4, 6, 9]

3. Tézis.

A komplex végeselemes modell segítségével vizsgáltam egy, az alkalmazkodási szélesség növelésére kifejlesztett - ínhártyát érintő - szabadalmaztatott műtéti eljárást. Végeselemes modell segítségével először ellenőriztem a műtéti eljárás alkalmazkodásra gyakorolt hatását és működésének elvét, majd paraméteres vizsgálatosorozatot végeztem el, aminek segítségével megvizsgáltam a műtét során kialakítandó lyukak elrendezésének és mennyiségének hatását az alkalmazkodási szélességre. A numerikus modell eredményei alapján javaslatot tettem a műtéti eljárás geometriájának egy élettani szempontból lehetséges módosítására, amellyel az eredeti geometriai kialakításhoz képest nagyobb alkalmazkodási szélesség érhető el.

Kapcsolódó publikáció: [4,6]

4. Tézis

A zonularostok mechanikai viselkedésének és paramétereinek meghatározására kifejlesztettem egy új, és teljesen egyedi laboratóriumi kísérleti eljárást, ami egyszerű eszközökkel elvégezhető. A mérési eljárás elsődleges célja, hogy a zonularostok halmazát in-situ vizsgálni lehessen a rostok lencséhez és sugártesthez csatlakozó pontjait nem megsértve, ugyanakkor az egyéb részek merevségétől függetlenül. Ezenfelül a mérési eljárás kifejlesztésének másik fontos célkitűzése volt a terhelési erőnek és az erőmérésnek a lehető legegyszerűbb kialakítása a minél pontosabb eredmény és kiértékelés érdekében. A mérési eljárást sertésmintákon teszteltem, ehhez a zonulák geometriáját különböző módszerekkel megmértem.

Kapcsolódó publikáció: [1, 5]

5. Tézis

A zonularostokkal kapcsolatos laboratóriumi mérési eredmények kiértékelésére analitikus eljárást dolgoztam ki, amivel a kísérleti eredményekből gyorsan és egyszerűen értéktartomány adható meg a zonulák csoportjának rugalmassági modulusára. Az analitikus megoldás használhatóságát a zonulák rugalmassági modulusának meghatározására végeselemes numerikus modellen a szilárdsági jellemzők és a kezdeti feltételek részletes paraméteres vizsgálatosorozatával ellenőriztem. **Kapcsolódó publikáció:** [1, 5]

Az értekezés témakörében készült publikációim

Külföldön megjelent idegen nyelvű folyóiratcikk

- [1] Bocskai, Z.I., Sándor, G.L., Kiss Z., Bojtár, I., Nagy, Z.Z. (2014): Evaluation of the mechanical behaviour and estimation of the elastic properties of porcine zonular fibres. *Journal of Biomechanics*, 47(13), pp. 3264-3271. (IF 2,496)
- [2] Sándor, G.L., Kiss, Z., Bocskai, Z.I., Kolev, K., Takács, Á.I., Juhász, É., Kránitz, K., Tóth, G., Gyenes, A., Bojtár, I., Juhász, T., Nagy, Z.Z. (2014): Comparison of the mechanical properties of the anterior lens capsule following manual capsulorhexis and femtosecond laser capsulotomy, *Journal of Refractive Surgery*, 30, pp. 660-664. (IF 2,781)
- [3] Sándor, G.L., Kiss, Z., Bocskai, Z.I., Kolev, K., Takács, Á.I., Juhász, É., Kránitz, K., Tóth, G., Gyenes, A., Bojtár, I., Juhász, T., Nagy, Z.Z. (2015): Evaluation of the mechanical properties of the anterior lens capsule following femtosecond laser capsulotomy at different pulse energy settings, *Journal of Refractive Surgery*, 31, pp. 153-157. (IF 2,781)

Magyarországon megjelent idegen nyelvű folyóiratcikk

- [4] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2013): Biomechanical modelling of the accommodation problem of human eye. *Periodica Polytechnica – Civil Engineering*, 57(1), pp. 3-9. (IF 0,250)
- [5] Bocskai, Z.I., Kiss, Z., Sándor, G.L., Bojtár, I., Nagy, Z.Z. (2014): Scanning electron and optical microscopic studies of the system of porcine zonular fibres, *Biomechanica Hungarica*, 7(2), pp. 5-11.

Magyarországon megjelent magyar nyelvű folyóiratcikk

- [6] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2015): Az inhárttyát érintő lézeres látásjavító szemműtét végeeselemes vizsgálata és elemzése, *Biomechanica Hungarica*, 8(2), (közlésre elfogadva)

Könyvfejezet

- [7] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2012): Emberi szem biomechanikai vizsgálata. In Kiss R.M. (szerk.), *Biomechanikai modellezés, monográfia*, TERC Kereskedelmi és Szolgáltató Kft., Budapest, ISBN 978-963-996-840-0, pp. 187-202.
- [8] Sándor, G.L., Kiss, Z., Bocskai, Z.I., Bojtár, I., Takács, Á.I., Nagy, Z.Z. (2014): Mechanical behavior of capsulotomy performed with femtosecond laser. In: Nagy, Z.Z., (szerk.), *Femtosecond laser-assisted cataract surgery: facts and results*, Slack Incorporated, Thorofare, ISBN 978-1-61711-996-5, pp. 29-31.

Helyi részvételű konferencia kiadványában megjelent idegen nyelvű konferenciaticikk

- [9] Bocskai, Z.I. (2012): Numerical simulation of the human eye accommodation. *Proceedings of the Conference of Junior Researchers in Civil Engineering*, Budapest, Hungary, 19-20 June, ISBN 978-963-313-061-2, pp. 17-22.

Helyi részvételű konferencia kiadványában megjelent magyar nyelvű konferenciaticikk

- [10] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2011): Az emberi szem biomechanikai modellezése. *Építőmérnöki Kar a Kutatóegyetemért*, monográfia, kiadja az BME Építőmérnöki Kar dékánja, Budapest, ISBN 978-963-313-042-1, pp. 73-78.

Kivonatban megjelent előadás

- [11] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2012): Szemészeti problémák modellezése végeselem módszer alkalmazásával. *SHIOL – Societas Hungarica Ad Implantandum Oculi Lenticulam, Magyar Műlencse és Refraktív Sebészeti Társaság Kongresszusa*, Budapest, Magyarország, március 29-31., pp. 34.
- [12] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2012): The complex biomechanical analysis of the human eye, *ESMC-2012 – 8th European Solid Mechanics Conference*, Graz, Austria, 9-13 July, ISBN 978-3-85125-223-1, pp. 1-2.
- [13] Bocskai, Z. I., Bojtár, I. (2013): A szemlencse és környező részeinek mechanikai viselkedése. *V. Magyar Biomechanikai Konferencia*, Budapest, Magyarország, május 24-25., pp. 55.
- [14] Bocskai, Z.I., Kiss, Z., Sándor, G.L., Bojtár, I., Nagy, Z.Z. (2013): Measurement of porcine zonular fibres. *Euromech Colloquium 533, Biomechanics of the Eye*, University of Genoa, Italy, 22-24 July, pp. 39-40.
- [15] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2014): A LaserACE eljárás hatékonyságának biomechanikai elemzése a dinamikus akkomodáció növelése érdekében. *A Magyar Szemorvostársaság 2014. évi Kongresszusa*, Pécs, Magyarország, június 26-28. *Szemészet*, 151, supplementum I., ISSN 0039-8101, pp. 30.

Szemináriumi és konferencia előadás

- [16] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2011): Biomechanical modelling of the human eye. *18th Inter-Institute Seminar for Young Researchers*, Budapest, Magyarország, 23-25 September, pp. 15.
- [17] Bocskai, Z.I., Bojtár, I. (2012): A presbyopia új excimer lézeres javíthatósága: akkomodáció és presbyopia a mérnök szemével – modellezés végeselem módszer segítségével. *SHIOL – Societas Hungarica Ad Implantandum Oculi Lenticulam, Magyar Műlencse és Refraktív Sebészeti Társaság Kongresszusa*, Budapest, Magyarország, március 29-31.
- [18] Bocskai, Z.I., Kiss, Z., Sándor, G.L., Bojtár, I., Nagy, Z.Z. (2013): Measurement of porcine eye zonular fibres. *19th Inter-Institute Seminar for Young Researchers*, Institute for Mechanics of Materials and Structures, Vienna, Austria, 11-12 October, ISBN 978-3-9503537-2-3, pp. 21.

Hivatkozások a tézisfüzetben

- Chien, C.H., Huang, T., Schachar, R.A. (2003): A mathematical expression for the human crystalline lens, *Comprehensive Therapy*, 29, pp. 244-258.
- Hipsley, A., McDonald, M. (2012): Laser Scleral Matrix Microexcisions (LaserACE/Erbium YAG Laser), In: Pallikaris I., Plainis S., Charman W.N. (editors): *Presbyopia, Origins, Effects and Treatment*, SLACK Incorporated, pp. 219-223.
- Śródka, W. (2011): Evaluating the material parameters of the human cornea in a numerical model, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13, pp. 77-85.
- Tsorbatzoglou, A., Németh, G., Széll, N., Biró, Z., Berta, A. (2007): Anterior segment changes with age and during accommodation measured with partial coherence interferometry, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 33, pp. 1597–1601.