

AZ ÍNHÁRTYÁT ÉRINTŐ LÉZERES LÁTÁSJAVÍTÓ SZEMMŰTÉT VÉGESELEMES VIZSGÁLATA ÉS ELEMZÉSE

Bocskai Zoltán Imre, Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

zbocskai@mail.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/2/03

Absztrakt

Szemünk az egyik legfontosabb érzékszervünk, ezért kiemelt fontosságú, hogy helyes működését életünk végéig biztosítsuk. Erre manapság már nagyon sokféle lehetőség áll rendelkezésre, hiszen a hagyományos segédeszközökön kívül léteznek műtéti eljárások az éles látás fenntartására. A sokféle műtéti eljárás egyik fajtája az ínhártyát érinti. Szemészeti lézer segítségével parányi lyukakat képeznek az ínhártya megfelelő szegmenseibe, azzal a céllal, hogy az öregszeműséget orvosolják, és visszaállítsák a szem természetes alkalmazkodóképességét. Cikkünkben ennek a műtéti eljárásnak a numerikus elemzését mutatjuk be. Kitérünk a műtéti eljárás működésének elvére és kísérletet teszünk az eredeti műtéti geometria módosítására a szemlencse hatékonyabb alkalmazkodási szélességének elérése érdekében. A közölt eredményeket a numerikus vizsgálataink végeredményeire alapoztuk.

Kulcsszavak: emberi szem, ínhártya, végeselem-módszer, numerikus modell, mikro-bemetszések

Numerical analyzing of the surgical method related to the sclera

Abstract

The human eye is one of the most important sensory organs, thus we need pay attention to keep healthy it during the whole life. Nowadays there are lots of opportunities to remedy the eye diseases, such as different type of eyeglasses or surgeries. One of the mentioned surgeries relates to the sclera of the eye. This procedure is a surgical technique performed with ophthalmic laser to restore the accommodation of the eye and terminate presbyopia. In this paper we analysed this surgical technique in biomechanical point of view based on a finite element numerical model. The results presented in this study were based on the numerical outcomes.

Keywords: human eye, sclera, FE, numerical model, microexcisions

1. Bevezetés

Az ember öt érzékszervvel rendelkezik, úgymint látás, tapintás, hallás, szaglás, ízérezkelés. Ezek közül a látás az, aminek kiemelt jelentősége van, mivel ez az egyik legtöbbet használt a többi közül. Ebből az okból kifolyólag kiemelt jelentősége van a szem helyes működése egész életen át tartó megőrzésének.

Az emberi szemnek sokfajta betegsége létezik, így sokféle műtéti eljárás ismert, amely az éles látás fenntartásához, visszaállításához nyújt segítséget.^{1,2} A szem betegségei közül kiemelt jelentősége van az öregszeműségnek, vagy más néven *presbyopiának*, ami a szemlencse alkalmazkodóképességének hiánya idősebb korban,^{3,4} általában 40 év felett (alkalmazkodóképességen a szemünkben lezajló távolból

közle közelre fókuszálás folyamatát értjük⁵). Az öregszeműség kezelésére is létezik többféle eljárás, mint például az ínhártyába szemészeti lézerrel elhelyezett mikrométer nagyságrend méretű lyukak elhelyezése.⁴ Ezzel a módszerrel a feltalálók a szem természetes öregedésének, merevedésének^{1,3,4} hatását akarták korrigálni, és a természetes alkalmazkodóképességét (akkomodációját) a szemlencsének visszaállítani, hogy lehetőleg ne kelljen a páciensnek szemüveg sem olvasáshoz, sem pedig távolba nézéshez. A módszer lényege, hogy Er:YAG infravörös tartományba eső precíziós szemészeti lézer segítségével az ínhártya négy különböző szegmensébe összesen 4×9 , azaz 36 darab $600 \mu\text{m}$ átmérőjű lyukat égetnek, melyek az ínhártya mélységének $\approx 80\%$ -ig behatolnak.⁴ Ezzel az eljárással a korral merevedő ínhártyában „geometriai lágyítást” visznek be, amely segítségével az eddigi kutatások alapján a szemlencse alkalmazkodási szélességét tartósan átlagosan $\approx 1,3$ dioptriával tudták növelni (alkalmazkodási szélességen itt a szemlencse közelre és távolra néző állapotához tartozó dioptriaértékek különbségét értjük). Az eddig vizsgált páciensek átlagéletkora 50,4 év volt és objektív mérésel (aberrométerrel) állapították meg a betegek akkomodációs szélességét a műtét előtt és után.⁴

Ennek a röviden ismertetett műtéti beavatkozásnak a biomechanikai vizsgálatát tűztük ki

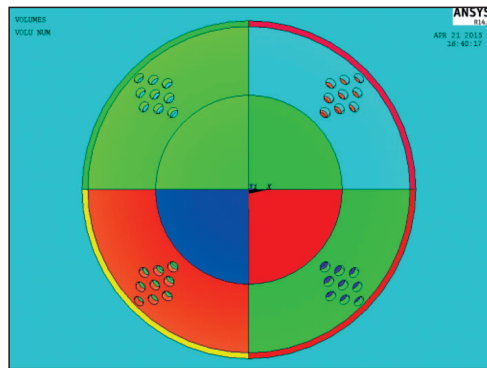
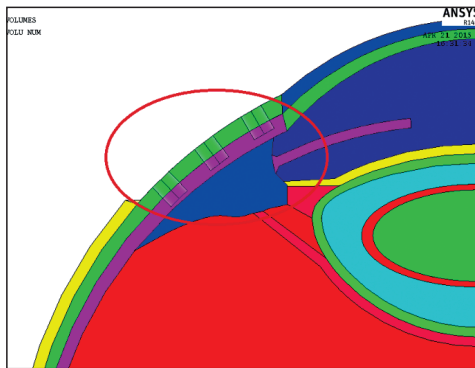
célul végelem-módszer segítségével. Az eljárás elemzésén túl a meglévő geometriának a módosítására is kísérletet tettünk a még kedvezőbb alkalmazkodási szélesség elérése érdekében.

2. Módszerek

Ahogy a bevezetőben említettük, végelem-módszert alkalmazó numerikus modell segítségével vizsgáltuk az említett műtéti eljárást ANSYS 14 programrendszer segítségével. Alapvetően a korábbi munkáinknál már alkalmazott komplex numerikus modellünket³ használtuk ennek a műtéti eljárásnak az elemzésére, mivel magát a modellt kifejezetten ilyen és ehhez hasonló szemsebészeti célok biomechanikai modellezésére fejlesztettük ki.

2.1. Végeselemes numerikus modell

Az említett korábbi munkánkban³ szereplő komplex modellben figyelembe vettünk minden biomechanikai szempontból fontos olyan alkotóelemet, ami véleményünk szerint az akkomodációt befolyásolja. Mivel a presbyopia 40 éves kor felett jelentkezik általában, ezért a modell globális geometriai és anyagi paramétereire az 50 éves korhoz tartozó értékeket vettük fel bemenő adatoknak a referencia³ alapján. Ahogy azt látni fogjuk, az eredmények kiértékelésénél kitüntetett szerepe van a szemlen-

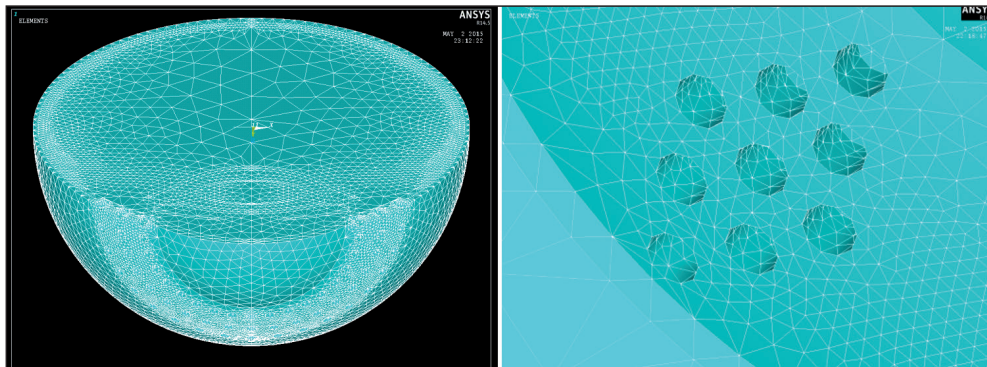


1. ábra. A műtéti beavatkozásnak megfelelő módosított eredeti geometria

csének, ezért erről a részéről a modellünknek részletesebben szólnunk. A szemlencse alakját a komplex modellben a következő függvény segítségével vettük figyelembe.⁶

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

Az 1. ábra mutatja metszetben és előlnézetben a műtéti eljárásnak megfelelő 36 darab lyukat a ínhártya négy különböző szegmensében a szaruhártya közelében. A lyukak mélysége az ínhártya vastagságának 80%-a, ahogy az az eredeti műtéti eljárás geometriai kialakításában ismertette van.⁴ A 2. ábra mutatja a numerikus modell további részleteit,³ az ínhártyát, a szaruhártyát, a szemlencsét (tokot, kérget, magot), az üvegtestet, a lencsefüggesztő rostokat és a sugártestet, stb. A sugárizomra helyezett sugárirányú erővel modelleztük az alkalmazkodási folyamatot.³ Megvizsgáltuk a lencse deformációját az eredeti intakt és a lyukakat tartalmazó geometriák esetében. Az eredeti műtéti eljárás geometriáján (1. ábra) felül két, másik fajta lyukakkal gyengített geometriát is elemeztünk (koncentrált lyukak, folytonos lyukak), amelyekről az eredmények értékelésénél szólnunk részletesen. Rendelkezésünkre állt az akkomodált (kiinduló) állapotú lencse, és ezt deformáltuk a távolba néző állapotba egyfajta „inverz” akkomodációs technikával, amit több szerző is alkalmazott már munkáiban.^{3,7-9}



2. ábra. A komplex modell további részletei, metszet és a végeleemes háló a lyukak környezetében

Az 1. táblázat tartalmazza a különböző esetekhez tartozó végelelem számokat. Ebben a táblázatban az utolsó három esethez lényegesen nagyobb elemszám tartozik, mivel ezeknél a számításoknál az ínhártyában alkalmazott lyukak környezetében a végelelem hálót sűríteni kellett a geometriai finitizálás során (2. ábra). A lyukak környezetében alkalmazott további lokális hálósűrítés nem okozott számottevő változást a lencse deformációjában a vizsgálatok során, ezért az 1. táblázatban közölt elemszámokat használtuk.

Eset	Elemszám [db]
Intakt	237 668
Eredeti geometria	847 908
Koncentrált lyukak	905 677
Folytonos lyukak	961 458

1. táblázat. A különböző esetekben alkalmazott elemszámok

2.2 Az eredmények kiértékelésének menete

Ahhoz, hogy az alkalmazkodóképesség folyamatát elemezni tudjunk, szükségünk volt a szemlencse tengelyében értelmezett dioptriájára (*central optical power: COP*) távolba és közelre fókuszáló – azaz a kezdeti és a deformált – állapotban, lásd a 2. egyenletet, ahol r_a és r_p a lencse elülső és hátulsó felszínének gör-

bületi sugara, n_l és n_p a lencse és a csarnokvíz törésmutatója és t a lencse vastagsága. A COP számításához szükségünk volt a lencse tengelyében értelmezett *elülső* és *hátsó* görbületi viszonyokra, mind az akkomodált (kezdeti), mind a távolba néző (deformált) esetben. Ehhez a lencse szimmetriáskjában – a kezdeti és a deformált állapotban egyaránt – polinomiális regressziót alkalmaztunk a numerikus számítás végelemeinek – kezdeti és deformált – csomóponti koordinátaira.

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

A lencse felületén azokat a csomópontokat és csomóponti elmozdulásokat vizsgáltuk, amelyek a lencse tengelyének 3 mm-es környezetébe estek. A lencse felületi csomópontjaira illeszkedő polinomokat a legkisebb négyzetek módszerének segítségével határoztuk meg. Az eredeti kiinduló (közelre néző) lencse felszínének függvénye⁶ adott a lencse szimmetriáskjában (*1. egyenlet*). Ebből kifolyólag a lencse görbületi függvénye számítható a *3. egyenlet* ismert formulájával¹⁰ a kiindulási állapotban. A görbületi függvény reciproka a görbületi sugár függvénye.

$$\kappa = \frac{d^2 y(x)}{dx^2} \quad (3)$$

$$\left[1 + \left(\frac{dy(x)}{dx} \right)^2 \right]^{\frac{3}{2}}$$

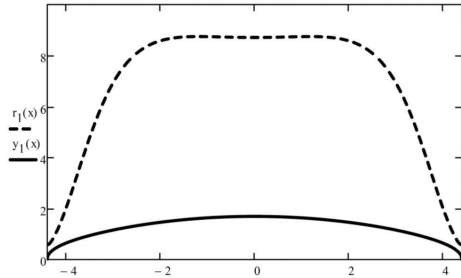
Ezt a *3. ábra* szemlélteti, amin az eredeti elülső lencsealak, és az ebből számolt görbületi sugár függvénye látható. A deformált (távolba néző) állapothoz tartozó csomóponti koordinátákat kapjuk meg a végeelemes számításból, ebből kifolyólag az ehhez az állapothoz tartozó lencsét leíró függvényalakot, amiből a deformált állapothoz tartozó görbületi viszonyokat számítani tudnánk, nem ismerjük zárt formában

az adott tartományon. Ezt úgy küszöböltük ki, hogy a kezdeti (deformálatlan) felületi csomóponti koordinátákra – amik az *1. egyenlet* függvényére illeszkednek – polinomot illesztettünk. Ennek a polinomnak a fokszámát úgy állapítottuk meg, hogy az *1. egyenlet* alapján számolt görbületi sugár függvény ($r(x)$) és a polinommal közelített függvényből meghatározható görbületi sugár függvény ($r_{pol}(x)$) közötti különbségfüggvény négyzetének határozott integrálja a lencse tengelyének 3 mm-es környezetében minimumot adjon (*4*).

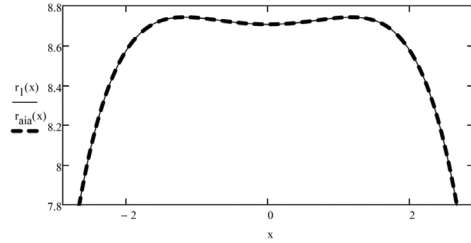
A leginkább illeszkedő fokszámú polinom – amivel a görbületi sugár függvénye a legjobban hasonlít az eredeti görbületi viszonyokhoz – az, ahol az előző *4. egyenlet* minimumot ad. A *4. egyenletben* szereplő eltérés értékeire az illesztett polinom fokszámának függvényében a *4. ábra* mutat példát. Látszik, hogy bizonyos fokszám esetén a határozott integrálértékeknek minimuma van.

$$\int_{-3mm}^{3mm} (r(x) - r_{pol}(x))^2 dx \rightarrow \min. \quad (4)$$

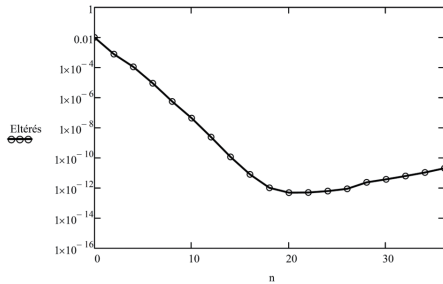
A lencse felülete aszférikusnak mondható (*1*) alapján, mivel a tengelyétől kifelé egy bizonyos távolságig a görbülete csökken, tehát a görbületi sugara nő, hiszen a fénysugarak a bikonvex vastag lencsék esetén minél inkább egy pontban metsződnek, ha a görbületi sugár a széleken nagyobb (*3. ábra*). A polinom illesztésénél ellenőriztünk egy olyan változatot is, amikor a függvények különbségfüggvényének határozott integrálját aközött a két pont között számoltuk ki, ameddig a lencse görbületi sugara nő, de a görbületi sugarat tekintve a legjobban illeszkedő polinom fokszámának meghatározását ez szinte semmilyen mértékben nem befolyásolta. Az ilyen módon illesztett polinomból és az eredeti függvényből (*1*) számolt görbületi sugarak függvényeit az *5. ábra* szemlélteti.



3. ábra. A lencse felszínének ($y_1(x)$, [mm]) és a hozzátartozó görbületi sugárnak ($r_1(x)$, [mm]) a függvénye



5. ábra. Az eredeti lencsefüggvényből számolt görbületi sugár függvénye ($r_1(x)$, [mm]) és az illesztett polinomból számolt görbületi sugár függvénye ($r_{ait}(x)$, [mm]) összehasonlítva

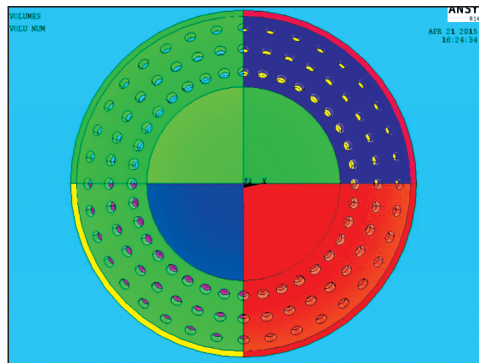
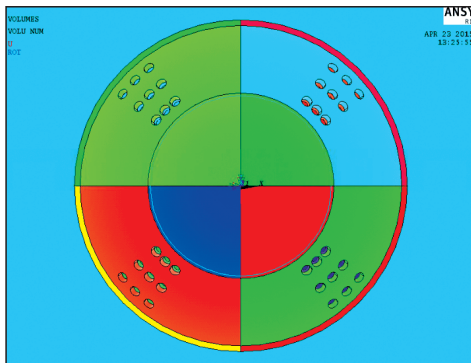


4. ábra. Az illesztett polinomból és az eredeti függvényből számolt görbületi sugár közötti relatív eltérés az illesztett polinom fokszámának (n) függvényében

3. Eredmények

A komplex végeleemes modellel és a lencse deformációjának részletes elemzésével kiszámítottuk a szemlencse alkalmazkodási szélességének a változását a különböző esetekben. Az eredeti intakt modellen és az ismertett műtéti beavatkozás (1. ábra) geometriáján kívül a 6. ábrán látható két másik geometriával (lyukelrendezéssel) is elvégeztük a számításokat.

A 2. táblázat tartalmazza a számítási eredmények fontosabb adatait, végeredményeit. A táblázat tartalmazza az eredeti geometriához a numerikus modell által számolt eredménye-



6. ábra. A koncentrált és a folytonos elhelyezkedésű lyukak geometriája

50 éves korhoz tartozó anyagi és geometriai állandók ($n_1 = 142$; $n_p = 1,336$)	Intakt	Eredeti geometria	Koncentrált lyukak	Folytonos lyukak	Elhanyagolt ínhártya (intakt)
COP (akkomodált)	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D
COP (ernyedte)	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	0,2876 mm	0,2897 mm	0,4282 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, akkomodált)	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, ernyedte)	10,821 mm	10,842 mm	10,838 mm	10,871 mm	11,861 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, akkomodált)	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, ernyedte)	5,090 mm	5,109 mm	5,110 mm	5,109 mm	5,323 mm

2. táblázat. A számítási eredmények összefoglaló táblázata (D: dioptria)

ket, továbbá az említett 6. ábra geometriájával kiszámolt eseteket is. Az akkomodációs szélesség alakulásán felül a táblázat tartalmazza az intakt (lyukmentes) geometriához képesti többlet dioptrianövekedést a különböző esetekben. Ezekon kívül a lencse elülső és hátsó görbületi sugarainak alakulását is nyomon követhetjük a vizsgált geometriáknál. Az összehasonlíthatóságnak és a műtét elvi működésének vizsgálata kedvéért egy olyan esetet is kiszámítottunk, amelynél a lyukmentes geometria mellett az ínhártya rugalmassági modulusát nagyságrendekkel kisebbre vettük fel, mint a többi alkotórész merevsége.

4. Értékelés

Az eredményekből látható, hogy a geometriában történt módosítás (eredeti geometria) $\approx 0,1$ dioptrianövekedést mutat az eredeti (intakt) akkomodációs szélességen felül (2. táblázat). Ez csupán 6%-a annak az értéknek, amit átlagosan a pácienseken a műtét után másfél évvel mértek.⁴ Az eltérés eredete sok okból lehetsé-

ges, egyrészt a geometriai és anyagi paraméterek az 50 éves átlagos korosztályhoz tartozó adatok voltak.³ Mivel a bevezetőben említett 1,3 dioptria csupán egy átlagérték, ezért néhány páciens esetében az akkomodációs szélesség növekedése a mérések alapján⁴ ebbe a tartományba esett. További oka lehet az eltérésnek, hogy a számításaink során kizárólag a lencse dioptriájában bekövetkező változásokat elemeztük, és nem vettük figyelembe a szaruhártya görbületének, illetve a szemtengely hosszának esetleges változását a szem teljes dioptriájának változásába, amit az említett objektív mérésen alapuló eredmények⁴ tartalmaznak.

A 2. táblázat koncentrált lyukak oszlopa tartalmazza a 6. ábra bal oldala szerinti lyukelrendezés eredményeit. Ebből az látszik, hogy ez a fajta lyukséma ugyanannyi lyukat és lézerrel kiégetett ínhártya térfogatot jelent, azonban kissé nagyobb dioptriaváltozást eredményez, mint az eredeti lyukelrendezés az említett numerikus számítás alapján. Ugyancsak ebben a

táblázatban látható a 6. ábra jobb oldala szerinti geometriai kialakítás eredménye. A dioptriaváltozás arányából látható, hogy természetesen ebben az esetben a legnagyobb a dioptrianövekedés. Ebből adódik, 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. A technika elvi hátterét jól alátámasztja a komplex modell, ugyanis, ha a folytonos lyukelrendezéshez tartozó esetet vizsgáljuk, akkor látható, hogy ebben az esetben a dioptriaváltozás az eredeti geometriához képest nagyobb volt, mint az előző esetben.

A 2. táblázat utolsó oszlopa szemlélteti annak az esetnek az eredményét, amikor az ínhártya merevségét elhanyagoltuk a környező szövetek merevségéhez képest. Így tulajdonképpen egy olyan esetet vizsgáltunk, amikor az ínhártya geometriai és anyagi merevsége nem befolyásolja a lencse alkalmazkodóképességét. Ebben az esetben látható, hogy az akkomodációs szélesség növekedése az eredeti intakt esethez képest 1,34 dioptria. Természetesen ez az eredmény nem reprezentatív, mivel az ínhártya

szerepe a komplex modellünkben ilyen módon nem elhanyagolható és a valóságban biztosak lehetünk abban, hogy a szemgolyó zárt rendszere miatt az ínhártya geometriai és anyagi merevsége hatással van a lencse deformációjának mértékére. Így ez az eredmény csupán egy izolált lencsét vizsgáló modell eredményéhez esne közelebb ilyen formában, de azt jól mutatja, hogy mekkora a növekedés a dioptriában, ha a környező részek szempontjából domináns merevségűnek tekinthető^{3,11} ínhártya kiesik a rendszerből, ami tulajdonképpen a geometriából adódó merevségcsökkentéssel a vizsgált műtéti eljárásnak a lényege.

Ezekből a vizsgálatokból azt a következtetést vonhatjuk le, hogy az említett okok miatt, a numerikus modell számadatokat tekintve ugyan kisebb dioptrianövekedést ad vissza, mint a műtétek végrehajtása után a pácienseken megmért átlagos eredmény, de mindenképpen számítható mértékben szolgáltatja a dioptrianövekedés értékét az adott módosított geometria mellett, amellyel lehet becsléni és vizsgálni a különböző lehetséges geometriák egymáshoz képesti viselkedésének tendenciáját.

IRODALOM

1. *Levin LA, Nilsson SFE, Ver Hoeve J, Wu SM, editors.* Adler's Physiology of the Eye. 11th ed. New York: Saunders Elsevier; 2011.
2. *Nagy ZZ, editor.* Femtosecond laser-assisted cataract surgery: Facts and results. Thorofare: SLACK Incorporated; 2014.
3. *Bocskai Z, Bojtár I.* Biomechanical modelling of the accommodation problem of human eye. Periodica Polytechnica – Civil Engineering 2013;(57)1:1-7.
4. *Hipsley A, McDonald M.* Laser Scleral Matrix Microexcisions (LaserACE/Erbium YAG Laser). In: *Pallikaris I, Plainis S, Charman WN, editors.* Presbyopia, Effects and Treatment. SLACK Incorporated; 2012. p. 219-23.
5. *Szentágothai J.* Funkcionális anatómia III. kötet. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 1971. p. 1538-58.
6. *Chien CH, Huang T, Schachar RA.* A mathematical expression for the human crystalline lens. Comprehensive therapy 2003 Winter;29(4):245-58.
7. *Abolmaali A, Schachar RA, Le T.* Sensitivity study of human crystalline lens accommodation. Comput Methods Programs Biomed 2007 Jan;85(1):77-90, DOI: 10.1016/j.cmpb.2006.08.005.

8. *Burd HJ, Judge SJ, Cross JA.* Numerical modelling of the accommodating lens. *Vision Res* 2002 Aug;42(18):2235-51.
9. *Liu Z, Wang B, Xu X, Wang C.* A study for accommodating the human crystalline lens by finite element simulation. *Comput Med Imaging Graph* 2006 Sep-Oct;30(6-7):371-6, DOI: 10.1016/j.compmedimag.2006.09.008.
10. *Bronstein IN, Szemengyajev KA, Musiol G, Mühlig H.* Matematikai kézikönyv. Budapest: Typo-TEX Kiadó; 2000.
11. *Srodka W.* Evaluating the material parameters of the human cornea in a numerical model. *Acta of bioengineering and biomechanics / Wrocław University of Technology* 2011;13(3):77-85.

Szeretnénk megköszönni Dr. AnnMarie Hipsley és Mark Wilder témához nyújtott segítségét.

Bocskai Zoltán Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K épület, magassírdaszint 63.

Tel.: (+36) 1 463-1434

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE