

A szemnyomás változásának hatása a szaruhártya és a szem törőerejére a Liou–Brennan-modellszem alapján

Lakatos Éva dr.¹ ■ Tóth Brigitta Krisztina dr.¹
Nagy Zoltán Zsolt dr.² ■ Szentmáry Nóra dr.^{2, 3}

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék, Budapest

²Semmelweis Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Szemészeti Klinika, Budapest

³Dr. Rolf M. Schwiete Center for Limbal Stem Cell and Congenital Aniridia Research, Saarland University, Homburg/Saar, Germany

Bevezetés: Klinikai tapasztalat, hogy jelentősen magasabb szemnyomás esetén a szemüvegrendelés pontatlan lehet, ezért célszerű azt a szemnyomás rendezése után elvégezni.

Célkitűzés: A szemnyomásértékek hatásának vizsgálata a szaruhártya és a szem törőerejére, a Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló numerikus modell felhasználásával.

Módszerek: A Liou–Brennan-modellszem corneaparamétereinek felhasználásával elkészítettünk egy paraméteres geometriai modellt, majd a modellszem végelelemes modelljét az Ansys program használatával. A szaruhártya anyagának viselkedését Wollensak alapján trilineáris anyagmodellel, a peremfeltételeket Pandolfi követve írtuk le. A szemnyomásváltozás hatását vizsgáltuk a szaruhártya optikai szempontból lényeges geometriai adataira (az elülső és hátsó corneagörbület az optikai centrumban, valamint az elülső és hátsó corneafelszín tengelyirányú eltolódása az optikai centrumban). A kapott geometriai jellemzők alapján a paraxiális sugárkövetés módszerével számítottuk a szaruhártya és a szem optikai tulajdonságaiban bekövetkező változásokat.

Eredmények: A növekvő szemnyomásterhelés hatására az elülső és hátsó corneafelszínek középponti görbületi sugarai csökkentek, az elülső és hátsó szaruhártyafelszínek középpontjai előretolódtak, a szaruhártya vékonyodott. A szaruhártya pontjainak tengelyirányú eltolódásai valamennyi szemnyomásterhelés esetén a hátsó felszín középpontjában vették fel maximális értéküket. A szaruhártya törőereje a szemnyomás fokozódásával csökkent, míg a szem teljes törőereje növekedett.

Következtetés: A Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló végelelemes numerikus modell felhasználásával igazoltuk, hogy a 10 és 30 Hgmm közötti szemnyomásváltozás 0,31–0,86 mm csökkenést okoz a szaruhártya görbületi sugarában, 1,5–4,8 D növekedést a keratometriás értékekben, valamint 1,2–3,9 D növekedést a szem törőerejében. A szaruhártya törőerejében 0,14–0,69 D csökkenés tapasztalható a vizsgált szemnyomástartományban.

Orv Hetil. 2022; 163(47): 1872–1879.

Kulcsszavak: végelelemes modell, optikai tengely, görbületi sugar, törőerő, szemnyomás

The effect of intraocular pressure on refractive power of the cornea and the human eye, based on the Liou–Brennan model eye

Introduction: It is a clinical experience that with significantly higher intraocular pressure, glass ordering may be inaccurate, therefore, it should be performed after adjustment of intraocular pressure.

Objective: To analyze the effect of intraocular pressure on the refractive power of the cornea and of the eye, using geometrical properties of the Liou–Brennan model eye and finite element modeling.

Methods: Using corneal parameters of the Liou–Brennan model eye, a parametric geometrical model and with these data finite element modelling, using the Ansys (Ansys, Canonsburg, PA, USA) program, has been performed. Corneal tissue properties have been defined based on trilinear material model of Wollensak and boundary conditions based on Pandolfi. The effect of changes in intraocular pressure on geometrical corneal properties with optical impact (corneal curvature at the anterior and posterior corneal surface at the optical center and axial displacement of the anterior and posterior corneal surface points at the optical center) have been analyzed. Based on the geometric characteristics obtained, using the paraxial ray tracing method, changes in the optical properties of the cornea and the eye have been calculated.

Results: With increasing intraocular pressure load, anterior and posterior central corneal radius of curvature decreased and corneal surface points at the optical center at the anterior and posterior surface moved forwards, the cornea thinned. Axial displacement of corneal volume points was maximal for all pressure load values at the optical center of the posterior corneal surface. The refractive power of the cornea decreased as eye pressure increased, while the refractive power of the entire eye increased.

Conclusion: We verified using the Liou–Brennan model eye and finite element modelling that a change of the intraocular pressure load between 10 and 30 mmHg may result in 0.31–0.86 mm decrease of the corneal radius of curvature, in 1.5–4.8 D increase in the keratometric values and in about 1.2–3.9 D increase in the total optical power of the eye. A decrease of 0.14 D to 0.69 D has been measured in the corneal optical power in the examined eye pressure range.

Keywords: finite element model, optical axis, radius of curvature, optical power, intraocular pressure

Lakatos É, Tóth BK, Nagy ZZs, Szentmáry N. [The effect of intraocular pressure on refractive power of the cornea and the human eye, based on the Liou–Brennan model eye]. *Orv Hetil.* 2022; 163(47): 1872–1879.

(Beérkezett: 2022. július 15.; elfogadva: 2022. szeptember 2.)

Rövidítések

D = a szem törőereje; FEM = (finite element modelling) vége-selemes modellezés; K = keratometriás érték; Q = aszferikus paraméter; R = a felület görbületi sugara a csúcspontban; R_a = a szaruhártya elülső felszínének görbületi sugara az optikai centrumban, forgásszimmetrikus szaruhártya esetén; R_p = a szaruhártya hátsó felszínének görbületi sugara az optikai centrumban, forgásszimmetrikus szaruhártya esetén; U_{za} = a szaruhártya elülső felszínének eltolódása az optikai centrumban, az optikai tengely mentén, forgásszimmetrikus szaruhártya esetén; U_{zp} = a szaruhártya hátsó felszínének eltolódása az optikai centrumban, az optikai tengely mentén, forgásszimmetrikus szaruhártya esetén; x = vízszintes meridián; y = függőleges meridián; z = optikai tengely; ν = Poisson-tényező

A szaruhártya a szem rostos burkának legelülső, átlátszó szövete. A levegőből a szembe a fénysugarak a szaruhártyán át jutnak be, azért a cornea igen nagy, mintegy 42 dioptriás törőerővel rendelkezik. Nagy törőereje miatt a szaruhártya felszínének kis fokú egyenletlensége vagy alakjának változása is jelentősen megváltoztathatja annak törőerejét, így például a szaruhártya sérülésekor [1].

A cornealis törőerőben bekövetkező változást azonban a szaruhártya anyagjellemzői, biomechanikai tulajdonságai is befolyásolják, melyek egészséges személyek között és szaruhártya-betegségek esetén is különbözhetnek [2]. A legismertebb a szaruhártya szövetének elvékonyodásával és elölboltosulásával járó, úgynevezett keratoconus betegségnek a szaruhártya-biomechanikára gyakorolt hatása, melynek objektív mérésére a klinikai gyakorlatban is lehetőség van, a Corvis-készülék segítségével. Ebben az esetben a biomechanikai tulajdonságokban bekövetkező igen kis fokú változás már előre jelzi a későbbiekben fiatal, munkaképes személyeknél várhatóan kialakuló corneabetegséget és látásromlást, melyet megfelelő kezeléssel megelőzhetünk. Ugyanakkor számos szaruhártya-betegségben a cornea biomechanikai tulajdonságainak leírására még nem került sor [3].

A szaruhártyaszövet anyagjellemzői mellett a cornea *in vivo* környezete is hatással van a szaruhártya biomechanikájára. A szemnyomás hatása a szaruhártya biomechanikai tulajdonságaira ismert, azonban a szemnyomás-változás cornealis refrakcióra gyakorolt hatása az itt ismertetett módon még nem került leírásra.

A jelenleg az irodalomban elérhető adatokra támaszkodva kutatócsoportunk elkészítette az egészséges szaruhártyának a Liou–Brennan-modellszem [4] geometriai tulajdonságain alapuló vége-selemes numerikus modelljét. Jelen munkánk célja a szemnyomás hatásának vizsgálata a szaruhártya és a szem törőerejére, a szaruhártyának a Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló vége-selemes numerikus modellje felhasználásával mérve a szaruhártya görbületét és fel-színeinek optikai tengelyben történő eltolódását.

Módszerek

A geometriai modell

Az aszferikus felületek leírásának számos módja megtalálható a szakirodalomban. A Liou–Brennan-modellszem paraméterei valós anatómiai, biometriai és optikai adatokon alapulnak.

A szaruhártya paramétereinek leírására Liou és Brennan [4] modellszeme alapján a következő összefüggést választottuk (konoidfelület):

$$x^2 + y^2 + (1 + Q) \times z^2 - 2zR = 0, \quad (1),$$

ahol az origo a felület csúcspontja, x a vízszintes meridián, y a függőleges meridián, z az optikai tengely, R a felület görbületi sugara a csúcspontban, Q pedig az aszferikus paraméter, amely meghatározza a konoid típusát. A szaruhártya ezen ábrázolása forgásszimmetrikus, és nem teszi lehetővé a meridionális változásokat az R - (asztigmatizmus) vagy Q -értékekben, tehát jelen számí-

1. táblázat | A szaruhártyaalkalmazott paraméterei (R , görbületi sugár a csúcspontban; Q , aszférikus paraméter) [4]

	R [mm]	Q [-]
Elülső felszín	7,77	-0,18
Hátsó felszín	6,40	-0,60

tási eredményeink forgásszimmetrikus számítás eredményeit mutatják be. Amennyiben ezek az értékek nem forgásszimmetrikusak, akkor módosított modellek használatára van szükség.

A Liou–Brennan-modellszem corneaparamétereinek felhasználásával (anterior R és Q valamint posterior R és Q) (1. táblázat) [4] elkészítettünk egy paraméteres geometriai modellt, melynek a jelzett négy geometriai jellemzője, valamint a szaruhártya optikai tengelyben mért vastagsága (a kiindulási állapotban 0,5 mm) a vizsgálat céljaitól függően szabadon módosítható. A geometriai modell létrehozásának lépéseit az 1. ábra mutatja be a meridiánpontok létrehozásával (a) és összekötésével (b), majd a forgásszimmetrikus felületek és térfogatok megalakításával (c, d).

A fenti geometriai jellemzők felhasználásával további vizsgálatainkhoz elkészítettük a modellszem végelelemes modelljét. A végelelemes analízis olyan számítógépes vizsgálóeljárás, amely matematikai modell segítségével képes meghatározni különböző tárgyakban és környezetükben a vizsgált rendszert terhelő erők által kiváltott mechanikai választ. *In vivo* alkalmazhatósága révén a végelelemes módszer mára nélkülözhetetlenné vált a biológiai anyagok mechanikai viselkedésének becslésére és

2. táblázat | Az alkalmazott trilineáris anyagmodell szakaszai [5]

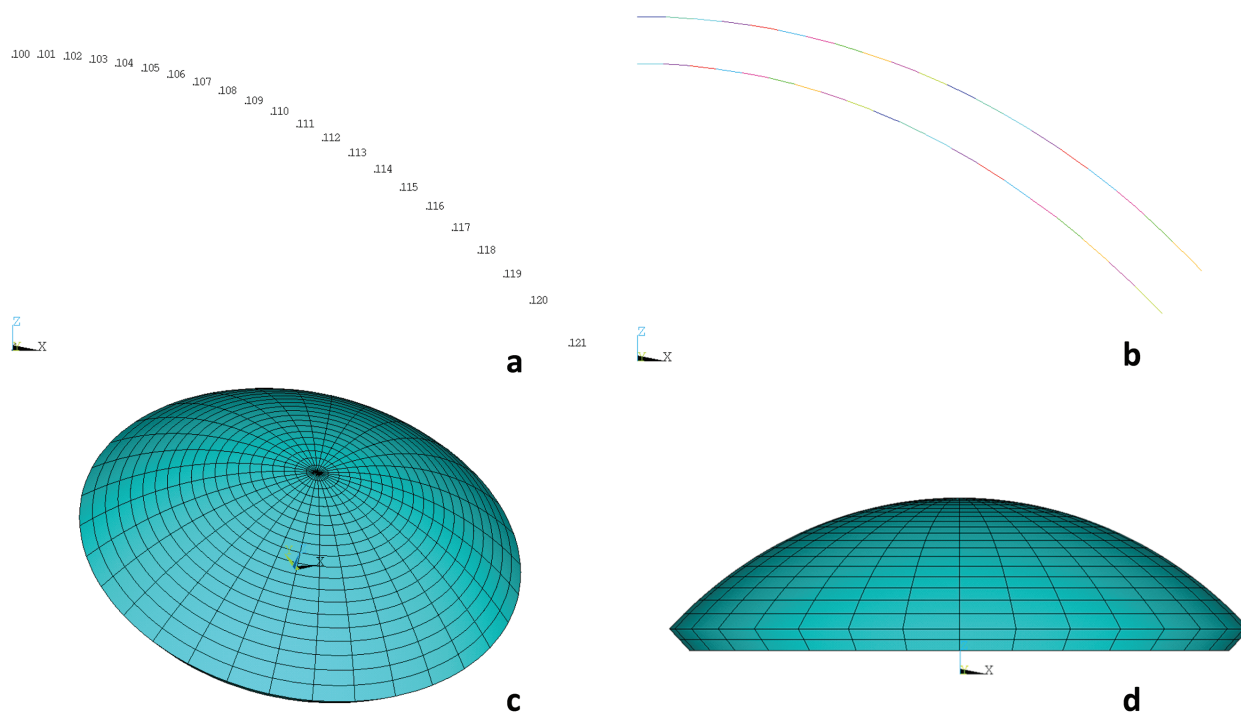
A fajlagos nyúlás értéktartománya	Young-modulus
0–4%	0,8 MPa
4–6%	1,3 MPa
6–8%	2,2 MPa

az adott terhelések hatására ébredő feszültségek, alakváltozások, deformációk, geometriai változások meghatározására.

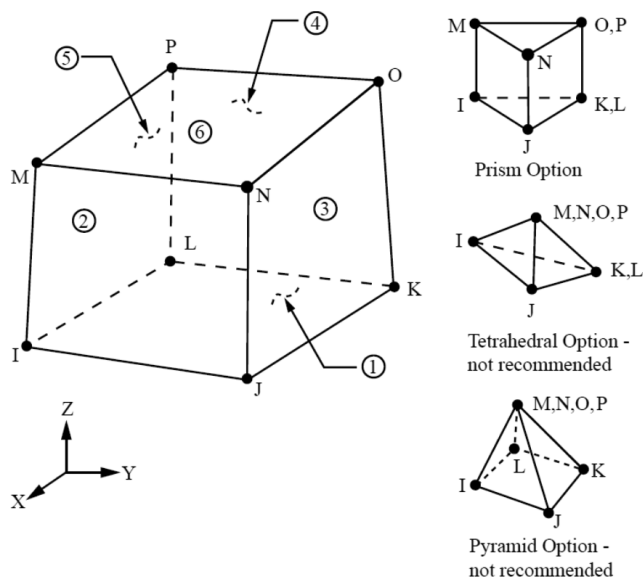
Az anyagmodell

A végelelemes modellhez a szaruhártya anyagának viselkedését Wollensak és mtsai [5] eredményeit felhasználva, a hiperelasztikus anyagot három lineáris szakasszal közelített, trilineáris anyagmodellel modelleztük. Wollensak és mtsai [5] statikus feszültség–nyúlás-méréseket végeztek frissen eltávolított emberi szaruhártyákon. A lineárisan rugalmas anyag Young-modulusa a feszültség–alakváltozás-görbe meredekségével egyenlő, az alkalmazott anyagmodell három szakasza a 2. táblázatban olvasható [5].

A rugalmas anyagok viselkedésének leírásához szükséges másik anyagi konstans a harántkontrakciót (valamely irányban alkalmazott feszültségek hatására a tér többi irányában keletkező nyúlások) jellemző Poisson-tényező. A szaruhártya anyaga közel összenyomhatatlannak tekinthető; a tökéletesen összenyomhatatlan anyag Poisson-tényezője 0,5, melynek numerikus szimulációkban alkalmazható közelítéséhez a $\nu = 0,49$ értéket választottuk [6, 7].



1. ábra | A szaruhártya geometriai modellalkotásának lépései: meridiánpontok (a), meridiángörbék (b) és a felületek, térfogatok (c, d)



2. ábra | Az alkalmazott elemtípus (SOLID185) [8]

A végelelemes háló

Vizsgálatainkhoz univerzális alkalmazhatósága és programozhatósága miatt az Ansys (Ansys, Canonsburg, PA, USA) végelelemes programrendszert választottuk [8]. A szoftver által a szilárd testek modellezésére javasolt testelemek közül az ún. SOLID185 elemtípus tetraéder alakú módosított változatát választottuk, mely nyolc csomópontú téglatelem, minden csomópontján három (x , y és z irányú) eltolódási szabadságfokkal (2. ábra) [8].

Peremfeltételek, terhelések

A végelelemes analízis peremfeltételein a szerkezetet a környezetével összekötő megtámasztások módját értjük. Pandolfi és mtsai [9] azt tapasztalták, hogy a rotációt megengedő modell esetén a szaruhártya a fénytörő erejének maximumát a fiziológiás szemnyomás hatására éri el, ezért feltételezte, hogy a limbus elmozdulását korlátozó, de a rotációt megengedő peremfeltételekkel ellátott modell áll a legközelebb a valós szaruhártyához. Jelen számításainkban is ezt a megtámasztási módot alkalmazzuk.

Vizsgált paraméterek

Vizsgálataink célja a szemnyomás változásának a cornea geometriai tulajdonságaira gyakorolt hatásának feltérképezése volt, ezért a modellt a fiziológiás tartomány felett 11 különböző szemnyomásérték alkalmazásával vizsgáltuk, melyekkel felületi nyomásként a szaruhártya hátulsó felületén terheljük a corneát. A fent említett nyomásértékek a Liou–Brennan-modellszem geometriáját létrehozó (fiziológiásnak tekinthető) nyomáshoz viszonyított

nyomáskülönbséget jelentettek. A kiindulási szaruhártya-vastagságot 0,5 mm-nek tekintettük.

A számítások során nagy alakváltozásokat is megengedő, nemlineáris számítást végeztünk. A számítások eredményeképpen kapott, deformálódott szaruhártya optikai szempontból lényeges geometriai adatainak (a csúcsponti görbületi sugár az elülső és hátsó szaruhártyafelületen [R_a , R_p]), valamint az elülső (anterior) és hátsó (posterior) corneafelület optikai középpontja tengelyirányú eltolódásának (U_{za} , U_{zp}) változását vizsgáltuk.

Optikai hatások

A cornea alakjának megváltozása együtt jár fénytörési jellemzőinek változásával. A szemnyomás változásának hatását különböző – a szemorvosi gyakorlatban használatos – törőerő-számítási módszerekkel követtük a 10–30 Hgmm nyomástartományban.

A keratometriás értékek használata a hagyományos, az elülső cornealis felület görbületi sugarainak mérésére alkalmas eszközök (keratométerek, topográfok és optikai biométerek) alkalmazása miatt elterjedt. Számításuk az elülső felületen mért görbületi sugár, a levegő refraktív indexe ($= 1,0$), valamint a cornea keratometriás indexe (vagy módosított refraktív indexe) segítségével lehetséges. Ez nem valódi refraktív index ($= 1,3375$), a cornea refraktív indexe 1,376. A módosítás oka, hogy ez a közelítő számítási módszer a hátulsó cornealis felületnek, valamint a cornealis vastagságnak a hatását egy átlagos $-6,0$ D módosítással veszi figyelembe [10].

A cornea két törőfelület között az elülső, konvex felületen a levegő és a cornea refraktív indexében nagy a különbség. A hátulsó, konkáv felület esetén a cornea, valamint a csarnokvíz közötti refraktívindex-különbség kicsi ($= 0,04$) [10].

A cornea törőereje összeadódik az elülső és hátulsó felületnek fénytörő hatásából – az egyes felületekre vonatkozó törőértékeket a törőfelület görbületi sugara, illetve a törőfelület által elválasztott közegek törésmutatóiból határozhatjuk meg –, valamint a kettő közötti eltolásból, a cornea vastagságának hatásából. A cornea törőereje – paraxiális sugárátvezetést alkalmazva – a szaruhártya hátulsó felületének törőereje, a szaruhártya vastagsága, valamint a levegő, a szaruhártya és a csarnokvíz refraktív indexei segítségével számítható.

A vizsgálataink során elsődlegesen vizsgált mennyiség a szem törőereje és annak szemnyomással összefüggő változásai voltak. A teljes szem egyszerűsített modelljét a következő törőfelületeknek és közegeknek a Liou és Brennan által javasolt elrendezésű [4] sorolásával vettük figyelembe: a szaruhártya elülső felülete – szaruhártya – a szaruhártya hátulsó felülete – csarnokvíz – a szemlencse elülső felülete – szemlencse – a szemlencse hátulsó felülete – üvegtest – retina. A szem törőerejét ez esetben is a paraxiális sugárátvezetés módszerével határoztuk meg [11], mely nem egyezik meg az egyes törőfelületek összegzett törőerejével.

Eredmények

A növekvő szemnyomásterhelés hatására az elülső és hátsó szaruhártyafelszínek optikai középponti görbületi sugarai (R_a , R_p) a 3. táblázatban bemutatott mértékben csökkentek, az elülső és hátsó corneafelszínek optikai középpontjai ($U_{z,a}$, $U_{z,p}$) a 3. táblázatban bemutatott mértékben előretolódottak (3. ábra). Mintegy 20 Hgmm-es szemnyomás-emelkedés (10 Hgmm-ről 30 Hgmm-re) a szaruhártya elülső görbületi sugarát (R_a) 7,50 mm-ről mintegy 6,99 mm-re csökkentette. Ugyanez a szemnyomásváltozás a szaruhártya elülső felszínének optikai tengelyét ($U_{z,a}$) mintegy 0,12 mm-rel mozdította előre.

A szaruhártya vizsgált pontjainak tengelyirányú eltolódásai valamennyi szemnyomásterhelés esetén a hátsó corneafelszín optikai középpontjában ($U_{z,p}$) vették fel maximális értéküket. A tengelyirányú eltolódás értéke mind az elülső, mint a hátsó corneafelszín esetén a középponttól a limbus felé távolodva csökkent (4. ábra).

A 10–30 Hgmm növekedés a szemnyomásban a keratometriás értékekben 1,54–4,82 D értékű növekedést jelentett, a szaruhártya törőereje 0,14–0,83 D értékkel csökkent, a teljes szem törőereje 1,21–3,90 D értékkel növekedett (4. táblázat).

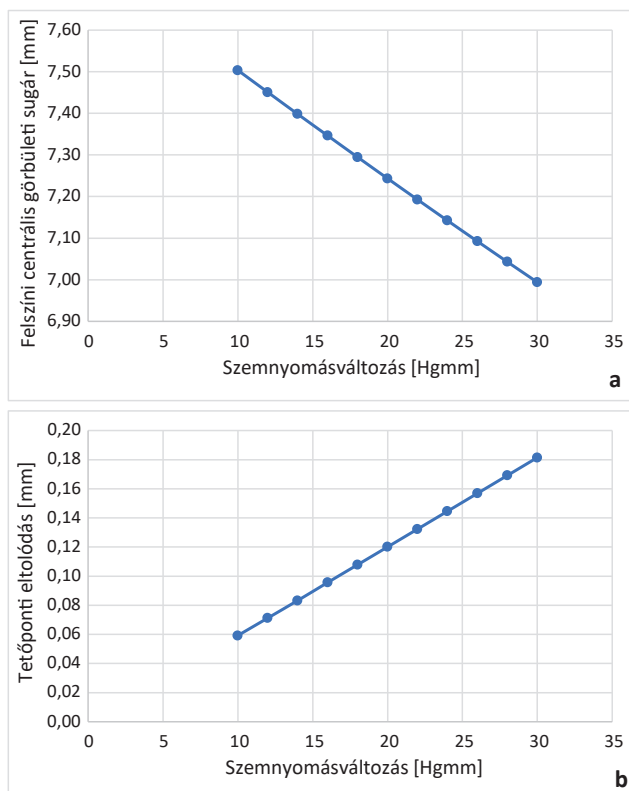
Megbeszélés

Munkánk során a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Tartószerkezetek Mechanikája Tan-székének és a Semmelweis Egyetem Szemklinikájának együttműködésével elkészítettük a szaruhártyának a Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló végeselemes numerikus modelljét. Emellett a megalkotott modell segítségével megvizsgáltuk a szemnyomásértékek hatását a szaruhártya elülső és hátsó fel-

3. táblázat | A szemnyomásváltozás hatása a geometriai paraméterekre

Szemnyomás [Hgmm]	R_a [mm]	R_p [mm]	$U_{z,a}$ [mm]	$U_{z,p}$ [mm]
10	7,504	6,079	0,059	0,066
12	7,451	6,023	0,071	0,079
14	7,398	5,968	0,083	0,092
16	7,346	5,917	0,096	0,106
18	7,295	5,867	0,108	0,119
20	7,243	5,818	0,120	0,133
22	7,193	5,770	0,132	0,146
24	7,142	5,724	0,145	0,160
26	7,092	5,679	0,157	0,173
28	7,043	5,636	0,169	0,187
30	6,994	5,593	0,182	0,201

R_a = az elülső felszín görbületi sugara; R_p = a hátsó felszín görbületi sugara; $U_{z,a}$ és $U_{z,p}$ = az elülső és hátsó felszínek középpontjának eltolódása a szem optikai tengelyének vonalában. A pozitív értékek a tengelyhossz megnövekedésére utalnak

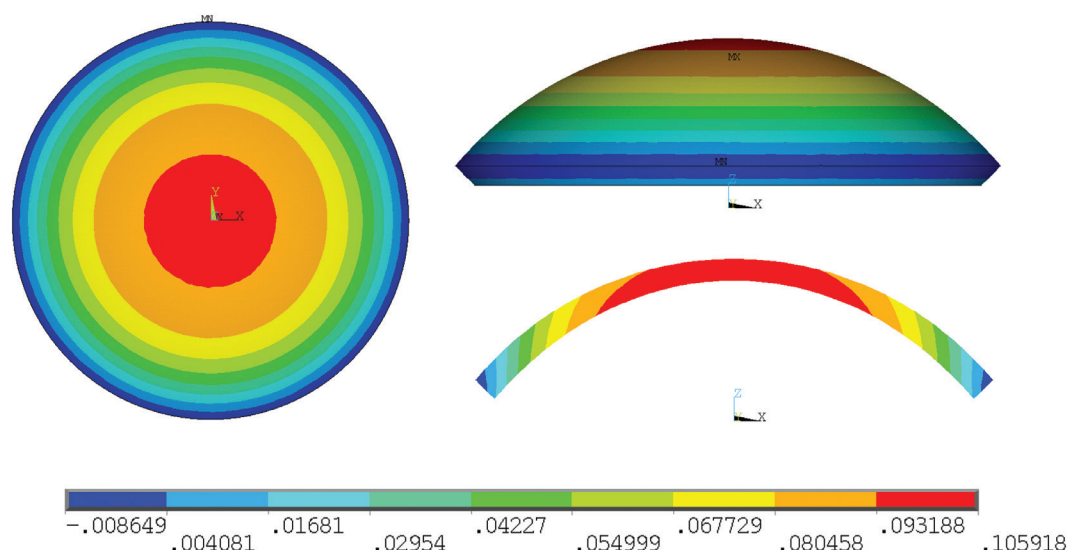


3. ábra | A szemnyomás változásának az elülső felszín görbületi sugarára (felül), valamint az elülső felszín középpontjának eltolódására (alul) gyakorolt hatása

síneinek görbületére az optikai centrumban és az elülső és hátsó felszín optikai tengelyben történő eltolódására. Jelen munkánknak *in vivo* vizsgálatok nem képezték részét.

A növekvő szemnyomásterhelés hatására a szaruhártya elülső és hátsó felszínek középponti görbületi sugarai csökkentek, az elülső és hátsó szaruhártyafelszínek optikai centrumának helyzete pedig előretolódott. Mintegy 20 Hgmm-es szemnyomás-emelkedés (10 Hgmm-ről 30 Hgmm-re) az elülső szaruhártya felszíngörbületi sugarát 7,50 mm-ről mintegy 6,99 mm-re csökkentette, tehát mintegy 44,98 D-ről 48,26 D-re növelte a keratometriás értéket. Ugyanez a 20 Hgmm-es szemnyomás-növekedés ezzel egy időben a szaruhártya elülső felszínének optikai tengelyét mintegy 0,12 mm-rel mozdította előre, mintegy 2,7 D-vel növelve a szem teljes törőerejét. A szaruhártya pontjainak tengelyirányú eltolódásai valamennyi szemnyomásterhelés esetén a szaruhártya hátsó felszínének optikai középpontjában vették fel maximális értéküket, tehát a szaruhártya alakváltozása éppen az optikai centrumban volt a legjelentősebb.

Royston és mtsai [12] Purkinje-képek segítségével, Lowe és Clark [13] réslámpamódszerrel mért hasonlóan 7,77 mm átlagos elülső szaruhártyasugarat, míg a hátsó corneasugarának a Purkinje-képek segítségével mért értéke 6,40 mm, réslámpával mért átlagos értéke 6,35 mm volt. Ugyanakkor a szemnyomásértékek hatását Royston, Lowe és Clark nem vizsgálták. Dunne és mtsai [14]



4. ábra | A szaruhártya pontjainak tengelyirányú eltolódásai 16 Hgmm szemnyomósterhelés alatt ([mm] mértékegységben); felülnézetben (bal), oldalnézetben (jobbra fent) és a középponton átmenő metszetben (jobbba lent)

megismételték a vizsgálatot 80 szem felhasználásával, és 1 : 0,823-nek határozták meg az elülső szaruhártyafelszín sugarának és a hátsó szaruhártyafelszín sugarának arányát. Ezt az arányt figyelembe véve a posterior sugar választott értéke 6,40 mm volt. Az elülső felszín aszferikus paramétere *Guillon és mtsai* [15] alapján $-0,18$, míg a hátsó felszínre *Liou és Brennan* [4], *Patel és mtsai* [16] mérései alapján $-0,60$ értéket választottak. Ezekben a vizsgálatokban az intraocularis nyomás hatásának vizsgálatára szintén nem került sor, ezt standard értéknek tekintették. Munkánkban elsőként hasonlítottuk össze a törőerő hazai gyakorlatban alkalmazott egyszerűsített számítási módszereinek pontosságát. Az összehasonlítást különböző mértékű intraocularis nyomásváltozás esetén végeztük el.

4. táblázat | A szemnyomásváltozás hatása a különböző közelítő módszerekkel számított törőerőértékekre

Szemnyomás [Hgmm]	K [D]	D_{sz} [D]	D [D]
Kiindulási állapot	43,44	42,25	60,35
10	44,98	42,11	61,56
12	45,30	42,06	61,82
14	45,62	42,01	62,08
16	45,94	41,97	62,34
18	46,27	41,91	62,61
20	46,59	41,85	62,88
22	46,92	41,77	63,15
24	47,25	41,70	63,42
26	47,59	41,61	63,70
28	47,92	41,52	63,97
30	48,26	41,42	64,25

K = keratometriás érték; D_{sz} = a szaruhártya törőereje; D = a teljes szem törőereje

A végeselemes szimulációkhoz szükség van a vizsgált szövet anyagának tulajdonságaira, illetve ismeretekre annak viselkedéséről. Az anyagmodell létrehozásához a korai kísérletektől kezdve mind a mai napig az esetek túlnyomó többségében a szaruhártya anyagának tulajdonságait a stroma anyagának tulajdonságaival tették egyenlővé, mivel a cornea rétegei közül ez határozza meg a legnagyobb mértékben annak mechanikai tulajdonságait. Ugyanakkor a tanulmányok különböznek a stroma anyagtulajdonságainak leírásában [17]. A szaruhártya tulajdonságainak későbbi pontos meghatározása – mind egészséges, mind kóros esetekben – tovább finomíthatja az alkalmazott modell pontosságát.

Pandolfi [18] szerint a fiziológiás tartományban történő terhelés hatására a szaruhártya reverzibilis alakváltozást szenved, tehát jó közelítéssel hiperelasztikus anyagként modellezhető. Hiperelaszticitás esetén a deformált rendszer alakváltozásból eredő energiát tárol, mely energia teljes mértékben visszanyerhető a deformáció megszűnésével [18].

Végeselemes háló létrehozásával a vizsgálandó szerkezetet matematikai szempontból azonos részekre bontjuk, a számítás alapját az egyes végeselemek elemi jellemzőinek meghatározása jelenti. Az elemek típusának megválasztása a modellezés kulcsfontosságú lépése. A szaruhártya végeselemes modellezéséhez használhatók héjelemek és testelemek is [8, 19]. Gyakran használt héjelem a háromszögelem és a négyszögelem. A testelemek közül a leggyakrabban használt típusok a tetraéder- és a hexaéderelemek. Munkánkhoz a SOLID185 elemtípus [8] tetraéder alakú módosított változatát választottuk, ugyanakkor a szaruhártya anyagának pontosabb ismerete esetleges egyéb modellek alkalmazásához vezet a későbbiekben.

Pandolfi és mtsai [9] olyan végeselemes modellt készítettek, amely csak a szaruhártyát tartalmazta, és a limbus

mentén alkalmazott megtámasztási viszonyok hatását vizsgálta. A peremfeltételek optimális megválasztásához a limbus mentén háromféle peremfeltételt vizsgáltak. Az első esetben minden szabadsági fokot (eltolódást és elfordulást) rögzítettek, a második esetben a limbust rugalmas alátámasztásokkal modellezték, mintha a keresztmetszetre merőleges rugókkal lenne megtámasztva, a harmadik esetben pedig a limbus keresztmetszete mentén szabad rotációt biztosítottak. Azt tapasztalták, hogy a rotációt megengedő modell esetén a szaruhártya a törőerejének maximumát a fizioológias szemnyomás hatására éri el, míg a másik két peremfeltétellel készített modelnél a törőerő maximuma a fizioológias szemnyomásnál nagyobb nyomás mellett jelentkezett. Ennek alapján feltételezték, hogy a limbus elmozdulását korlátozó, de a rotációt megengedő peremfeltételekkel ellátott modell áll a legközelebb a valós szaruhártyához. Munkánkban éppen ezért ezt a peremfeltételt alkalmaztuk.

Jellemzően a szaruhártya görbülete a szemészeti műtétet követően is megváltozik, így például 'clear cornea' sebkészítéssel végzett szürkehályog-műtét hatására, a szaruhártya lézeres beavatkozásait követően (fotorefraktív keratektomia vagy lézer *in situ* keratomileusis után), limbusparalel keratotomia és kompressziós varratok behelyezése után vagy szaruhártya-átültetést követően [20–28]. Természetesen a szaruhártyavarratok eltávolítása is jelentős refraktív hatással bír [20, 27]. Emellett nem feledkezhetünk meg a szaruhártya szövetének életkori változásairól és a szaruhártya sebgyógyulásának dinamikus hatásáról, melynek következtében a szaruhártyaszövet tulajdonságainak időbeli változásával is számolnunk kell [29]. A szaruhártyának a létrehozott Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló végelelemes numerikus modellje felhasználásával különböző további paraméterek megváltozásának hatása is tisztázható lesz.

A Liou–Brennan-modellszem geometriai tulajdonságain alapuló végelelemes numerikus modell felhasználásával megállapítottuk, hogy a szemnyomás-növekedés hatására a keratometriás érték és a szem törőereje növekszik. Ugyanakkor kimutattuk, hogy a szem törőerejének megváltozása nem helyettesíthető a szaruhártya-törőerő változásával, a keratometriás érték jobb közelítést nyújt. A szaruhártya törőereje a szem törőerejével ellentétesen változik, a szemnyomás növekedésével csökken. Ennek oka, hogy a szemnyomás-növekedés hatására a csarnokvízben haladó fénynyaláb úthossza megnő, aminek eltolási hatása – számításaink alapján – nem elhanyagolható mértékű.

A modell jelen alkalmazásával igazoltuk továbbá azt a klinikai tapasztalatot, mely szerint emelkedett szemnyomásértékek esetén nem megfelelő szemüveg rendelésére kerülhet sor. A modell alkalmazásával a szaruhártya optikai tulajdonságait befolyásoló paraméterek részletes vizsgálatát tervezzük a jövőben.

Anyagi támogatás: A közlemény megírása, illetve a kutatómunka anyagi támogatásban nem részesült.

Szerzői munkamegosztás: L. É., T. B. K., Sz. N.: Adatgyűjtés. L. É., T. B. K., Sz. N.: Irodalomgyűjtés. L. É., T. B. K.: Végelelemes szimulációk. L. É.: Optikai számítások. L. É., T. B. K., N. Z. Zs., Sz. N.: A kézirat szövegezés és javítása. A cikk végleges változatát valamennyi szerző elolvasta és jóváhagyta.

Érdekltségek: A szerzőknek nincsenek érdekltségeik.

Irodalom

- [1] Takács AI, Nagy ZZ. Microkeratome-assisted anterior lamellar keratoplasty for the removal of corneal scar, caused by pterygium. [Pterygium okozta torzító corneaheg eltávolítása mikrokeratommal végzett lamelláris keratoplasztikával.] Orv Hetil. 2009; 150: 1167–1171. [Hungarian]
- [2] Németh G, Hassan Z, Csutak A, et al. Repeatability of ocular biomechanical data measurements with a Scheimpflug-based noncontact device on normal corneas. J Refract Surg. 2013; 29: 558–563.
- [3] Németh G, Szalai E, Hassan Z, et al. Corneal biomechanical data and biometric parameters measured with Scheimpflug-based devices on normal corneas. Int J Ophthalmol. 2017; 10: 217–222.
- [4] Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 1997; 14: 1684–1695.
- [5] Wollensak G, Spoerl E, Seiler T. Stress-strain measurements of human and porcine corneas after riboflavin-ultraviolet-A-induced cross-linking. J Cataract Refract Surg. 2003; 29: 1780–1785.
- [6] Elsheikh A, Ross S, Alhassan D, et al. Numerical study of the effect of corneal layered structure on ocular biomechanics. Curr Eye Res. 2009; 34: 26–35.
- [7] Bryant MR, McDonnell PJ. Constitutive laws for biomechanical modeling of refractive surgery. J Biomech Eng. 1996; 118: 473–481.
- [8] ANSYS Mechanical APDL Element Reference. Release 14.0, November 2011, ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, PA
- [9] Pandolfi A, Fotia G, Manganiello F. Finite element simulations of laser refractive corneal surgery. Engineering with Computers 2009; 25: 15–24.
- [10] Németh G. Corneal astigmatism – facts and question. [A corneális astigmia – tények és kérdőjelek.] Mária utcai füzetek 2018; 4: 5–22. [Hungarian]
- [11] Antal Á. Introduction to matrix optics. [Bevezetés a mátrixoptikába.] Magyar Optikus Ipartestület, Budapest, 2017. [Hungarian]
- [12] Royston JM, Dunne MC, Barnes DA. Measurement of the posterior corneal radius using slit lamp and Purkinje image techniques. Ophthalmic Physiol Opt. 1990; 10: 385–388.
- [13] Lowe RF, Clark BA. Posterior corneal curvature. Correlations in normal eyes and in eyes involved with primary angle-closure glaucoma. Br J Ophthalmol. 1973; 57: 464–470.
- [14] Dunne MC, Royston JM, Barnes DA. Normal variations of the posterior corneal surface. Acta Ophthalmol (Copenh). 1992; 70: 255–261.
- [15] Guillon M, Lydon PM, Wilson C. Corneal topography: a clinical model. Ophthalmic Physiol Opt. 1986; 6: 47–56.
- [16] Patel S, Marshall J, Fitzke FW. Shape and radius of posterior corneal surface. Refract Corneal Surg. 1993; 9: 173–181.

- [17] Nejad TM, Foster C, Gongal D. Finite element modelling of cornea mechanics: a review. *Arq Bras Oftalmol.* 2014; 77: 60–65.
- [18] Pandolfi A. Cornea modelling. *Eye Vis (Lond).* 2020; 7: 2.
- [19] Anderson K, El-Sheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. *J R Soc Interface* 2004; 1: 1–13.
- [20] Szentmáry N, Seitz B, Langenbucher A, et al. Repeat keratoplasty for correction of high or irregular postkeratoplasty astigmatism in clear corneal grafts. *Am J Ophthalmol.* 2005; 139: 826–830.
- [21] Gyenes A, Szentmáry N, Tóth G, et al. Impact of crosslinking on corneal epithelial healing. [Crosslinking kezelés hatása a szaruhártya hámosodására.] *Orv Hetil.* 2017; 158: 376–379. [Hungarian]
- [22] Kovács K, Szentmáry N, Pluzsik MT, et al. Graft survival using cadaver and multiorgan donors between 2008 and 2017 in our department. [Cadaverből és multiorgan donorból származó szaruhártyák túlélése 2008 és 2017 között klinikánkon.] *Orv Hetil.* 2021; 162: 488–496. [Hungarian]
- [23] Resch M, Szentmáry N, Nagy ZZ, et al. Comparison of results of photorefractive keratectomy and laser *in situ* keratomileusis in the treatment of hyperopia using a flying spot excimer laser. [A repülőpont technikával végzett fotorefraktív keratectomia és a lézer *in situ* keratomileusis módszerek összehasonlítása a hypermetropia kezelésében.] *Orv Hetil.* 2004; 145: 573–578. [Hungarian]
- [24] Nagy ZZ, Szabó V, Takács A, et al. Results of photorefractive keratectomy in myopia with flying spot excimer laser with high speed and small beam diameter. [A kis sugátmérőjű, nagyfrekvenciás repülőpont-technikás excimer lézerkezelés eredményei myopiás szemekben.] *Orv Hetil.* 2005; 146: 253–257. [Hungarian]
- [25] Nagy ZZ, Resch M, Czumbel N, et al. Experience with laser *in situ* keratomileusis. [A lézer *in situ* keratomileusis műtétek során szerzett tapasztalataink.] *Orv Hetil.* 2002; 143: 929–936. [Hungarian]
- [26] Nagy ZZ, Füst A, Németh J, et al. Results of photorefractive keratectomy after treatment of 2053 eyes. [Az excimer lézeres fotorefraktív keratectomia tapasztalatai 2053 szem kezelése kapcsán.] *Orv Hetil.* 1999; 140: 747–754. [Hungarian]
- [27] Módos L, Szalai E, Flaskó Z, et al. Femtosecond laser-assisted keratoplasty. [Femtoszekundumlézeres keratoplasztika.] *Orv Hetil.* 2018; 159: 671–676. [Hungarian]
- [28] Módos L, Tóth E, Berta A. Surgical treatment of ocular surface diseases. [A szemfelszín betegségeinek sebészeti kezelése.] *Orv Hetil.* 2009; 150: 1599–1606. [Hungarian]
- [29] Varkoly G, Bencze J, Hortobágyi T, et al. The corneal wound healing and the extracellular matrix. [A cornealis sebgyógyulás és az extracelluláris mátrix.] *Orv Hetil.* 2016; 157: 995–999. [Hungarian]

(Szentmáry Nóra dr.,
e-mail: nszentmary@gmail.com)

MEGHÍVÓ

**Az Észak-Közép-budai Centrum Új Szent János Kórház
és Szakrendelő Tudományos és Oktatási Bizottsága**
tisztelttel meghívja az érdeklődőket a következő tudományos ülésére.

Időpont: 2022. november 24. (csütörtök) 14.00 óra
Helyszín: Szent János Kórház Auditórium – 1125 Budapest, Diós árok 1–3.

Üléselnök: *Prof. Dr. Hirschberg Andor*

Program:

<i>Dr. Arányi Zsuzsanna</i> (SE Neurológiai Klinika): Az idegultahanggal szerzett tapasztalatok	20 perc
<i>Dr. Istráb Tünde</i> (Krónikus Belgyógyászati Osztály): Palliatív ellátás nem csak onkológiai betegeknél	15 perc
<i>Dr. Valárik István</i> (Idegsebészeti Osztály): Idegsebészeti kihívások és megoldások a fejüknél összenőtt ikrek szétválasztásában	20 perc
<i>Dr. Bári Attila</i> (Sebészeti Osztály): A sigma diverticulitis kezelése a korszerű irányelvek tükrében	15 perc

Minden érdeklődőt szeretettel várunk!

A cikk a Creative Commons Attribution 4.0 International License (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) feltételei szerint publikált Open Access közlemény, melynek szellemében a cikk bármilyen médiumban szabadon felhasználható, megosztható és újraközölhető, feltéve, hogy az eredeti szerző és a közlés helye, illetve a CC License linkje és az esetlegesen végrehajtott módosítások feltüntetésre kerülnek. (SID_1)