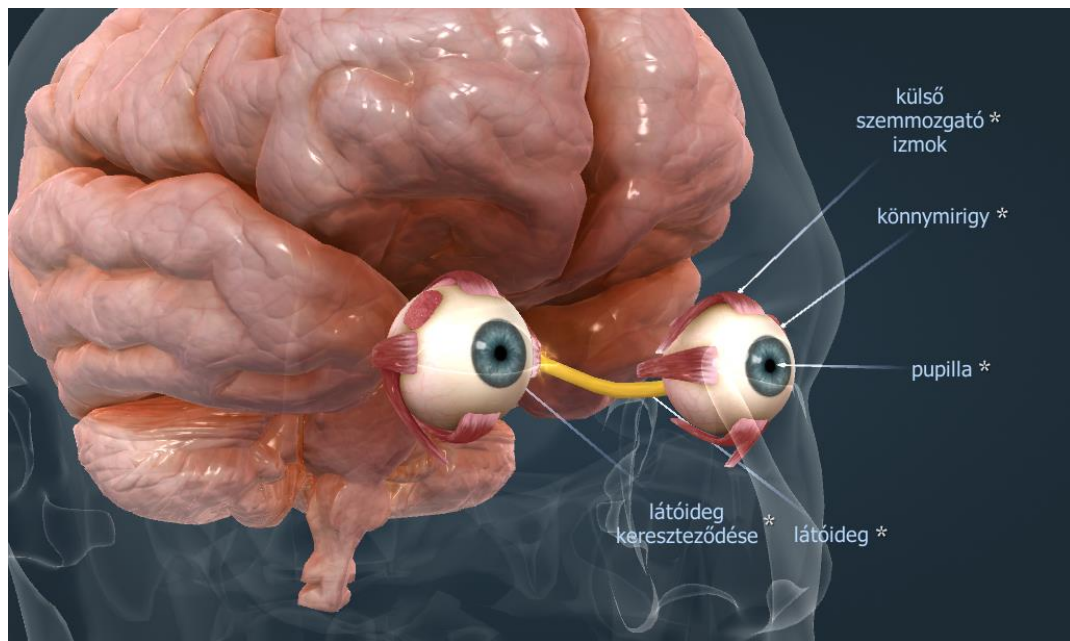


BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM  
TARTÓSZERKEZETEK MECHANIKÁJA TANSZÉK

**Birincsik Zsófia Kinga**

# A SZEMRE ÉS KÖRNYEZETÉRE HATÓ DINAMIKUS HATÁSOK VIZSGÁLATA



Konzulensek:

**Dr. Bojtár Imre – Danka Dávid**

Budapest, 2020.

---

# Tartalomjegyzék

1.	Bevezetés.....	3
2.	A szem anatómiája .....	4
3.	A szem vizsgálatának szakirodalmi előzményei .....	11
3.1.	A szem geometriai és anyagi tulajdonságai.....	11
3.2.	A szemet és szűkebb környezetét érő sérülések osztályozása orvosi szempontok alapján .....	15
3.2.1.	A szaruhártya sérülése .....	18
3.2.2.	Az ínhártya és a limbus sérülése .....	19
3.2.3.	Az írisz és a pupilla sérülése .....	20
3.2.4.	A lencse sérülése .....	21
3.2.5.	A sérülések általános hatása a szövetekre .....	23
4.	A vizsgálataimnál használt végeleemes modell.....	24
4.1.	A numerikus vizsgálat céljának bemutatása.....	24
4.2.	A geometriai modell felépítése.....	24
4.3.	A modellben alkalmazott anyagtulajdonságok ismertetése.....	28
4.4.	A végelelem háló készítésének ismertetése .....	29
4.5.	A peremfeltételek és terhek leírása.....	30
5.	Eredmények.....	34
5.1.	S1 futtatás eredményei .....	34
5.2.	S2 futtatás eredményei .....	38
5.3.	I1 futtatás eredményei .....	40
5.4.	I2 futtatás eredményei .....	42
5.5.	Az E futtatás eredményei.....	49
6.	Összefoglalás, értékelés.....	52
7.	Ábrajegyzék.....	53
8.	Táblázatjegyzék.....	56
9.	Irodalomjegyzék.....	57

---

# 1. Bevezetés

*„Az orvostudomány igazi célja nem az élet mindenáron való meghosszabbítása, hanem az élet minőségének javítása.”*

*Christiaan Barnard  
dél-afrikai sebész*

A különböző tudományos kutatások egyik fontos feladata az emberek életminőségének javítása, kényelmének elősegítése. Ezen belül kiemelendő az emberi élet legfontosabb értékének, az egészségnek a fenntartása és megőrzése, ezen belül pedig az egészségünket nagymértékben befolyásoló *érzékszerveink pontos, megbízható működésének biztosítása*.

Napjainkban egyre gyakoribbá váltak az egyik legfontosabb érzékszervvel, a **szemmel** kapcsolatos betegségek – ezek okai a különböző népbetegségek mellett az egyre gyakoribb, számítógép-képernyők okozta látásromlások –, és ennek következtében a különböző látást javító orvosi beavatkozások, műtétek is. Ezek a módszerek különös odafigyelést és tudatosságot igényelnek, mind orvosi oldalról, mind az orvosok munkáját segítő mérnökök részéről. A „hagyományos” szemészeti feladatok mellett az orvosok egyre nagyobb figyelmet fordítanak a mindennapi tevékenységünk során – például sport, baleset, figyelmetlenség, egyes munkakörök (hegesztés, köszörülés) – előforduló olyan esetek kezelésére is, mikor a *látószervünket különböző ütések, terhelések* érik.

Jóllehet a szem anyagának összetételéről, különböző részeinek mechanikai tulajdonságairól számos tanulmány készült már az elmúlt években, azonban a szemet és környezetét érő **dinamikus hatásokról kevés információ** áll a rendelkezésünkre. Dolgozatom éppen ennek a területnek a kutatásához kíván hozzájárulni a **szemet érő ütközések numerikus modellezésével**.

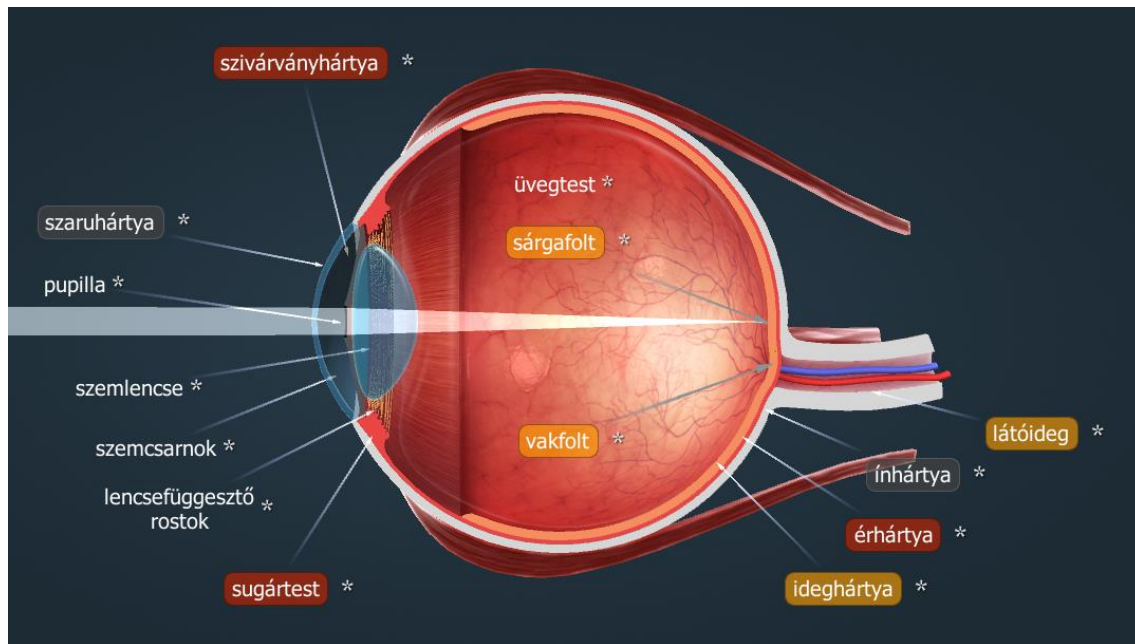
Munkámhoz kiindulópontként Bocskai Zoltán PhD dolgozata szolgált, amelyből egy komplex végeसेlemes szem-modell állt a rendelkezésemre. Megjegyzem, hogy Bocskai disszertációjában a szem végeसेlemes modellezésén kívül elsősorban a szerv alkalmazkodóképességét, az ínhártyát érintő műtéti eljárásokat és a lencsefüggesztő rostok mechanikai tulajdonságait vizsgálta.

TDK dolgozatomban először a szem meglévő **végeसेlemes modelljének bővítésével** foglalkozom, *kiegészítve a korábbi változatot* a szem környezetében előforduló csontokkal, majd ezt követően a szemet érő **különböző dinamikus hatások időbeli változásának** követését kívánom numerikus vizsgálatokkal szimulálni. Alapvető **célom**, hogy minél több ismeretet gyűjtssek arról, hogy mi történik a szemet érő ütközések esetén. Úgy gondolom, hogy munkám – még ha csak kicsiny mértékben is – de hozzájárulhat a szemészek munkájának segítéséhez, az adott tudományterület fejlődéséhez.

## 2. A szem anatómiája

Ez a fejezet alapvetően Röhlich [Röhlich, 2014] anatómiai részleteket ismertető munkájára támaszkodik.

A szem összetett érzékszerv, a szemgolyóból, a látóidegekből és a járulékos részekből (szemmozgató-, védő- és könnykészülékből) tevődik össze. Működése egy fényképezőgéphez hasonlítható lencserendszerrel modellezhető, így teljesülnek rá a fénytán alaptörvényei, igazak rá a megfelelő optikai alapfogalmak, mennyiségek és jelenségek.



1. ábra: A szemgolyó metszete, az ábra eredetijét lásd:  
<https://www.mozaweb.hu/Search/global?search=szem&lexikontypeid=7>

A szemgolyó (*bulbus oculi*) mintegy 24 mm tengelyhosszúságú, közel gömb alakú test. A koponyaacsontok alkotta szemüregben található, a szemgödör falától kis zsírpárnák határolják el. Fala három jól elkülöníthető rétegből áll (1. ábra). A bulbus alakját a futball-labdához hasonlóan a tágulásra nem képes rostos burok és a szem belsejében uralkodó nyomás együttese határozza meg.

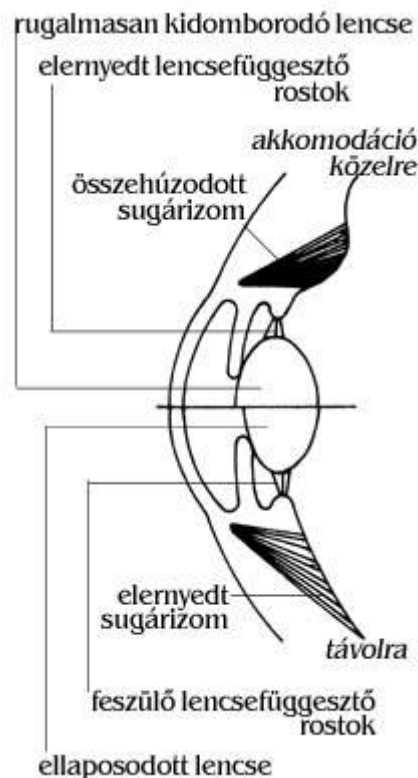
A legkülső burok a *tunica fibrosa*, melynek a hátsó 80%-át egy erős, rostokból felépített réteg alkotja, az ínhártya (*sclera*). A sclera szövete fehér és sima, elől a corneoscleralis határ<sup>1</sup> mögött kötőhártya borítja. Ez a rész a „szemfehérje”, mely kívülről is jól látható. Az ínhártya a szemideg belépésének helyén, a szem hátsó pólusától 3 mm-re a legvastagabb (1-2 mm), innen fokozatosan vékonyodik (a legvékonyabb helyen 0.5 mm vastag), majd az ekvátor<sup>2</sup> pontjától ismételen vastagodik 0.6 mm vastagságig. A sclera hátrébb az orbitális zsírszövettel szomszédos, attól egy laza kötőszövetes térség választja el. A szemgolyó az említett

<sup>1</sup> A corneoscleralis határ az ínhártya és a szaruhártya találkozását jelenti.

<sup>2</sup> Forgásfelületek esetén a legnagyobb sugarú paralelkört nevezzük ekvátornak.

zsírszövetbe úgy van beágyazva, hogy középpontja körül gömbízület módjára szabadon el tud forogni.

A sclera tömött rostos kötőszöveve lapos kollagénrostkötegekből épül fel. Ezen rostok megközelítőleg a bulbus felszínével párhuzamosan, de szabálytalanul, különböző irányban haladnak. A szemmozgató izmok inai a sclerában tapadnak. A két rostos kötőszövet kollagénrostjai összeszövődnek, míg az inakban párhuzamosan futnak, hálózatosan helyezkednek el.



2. ábra: A sugárizom működése, az ábra eredetijét lásd:

<https://cms.sulinet.hu/get/d/90960677-b01e-4e54-8bdb-1f2dba851fa4/1/6/b/Normal/optika73.jpg>

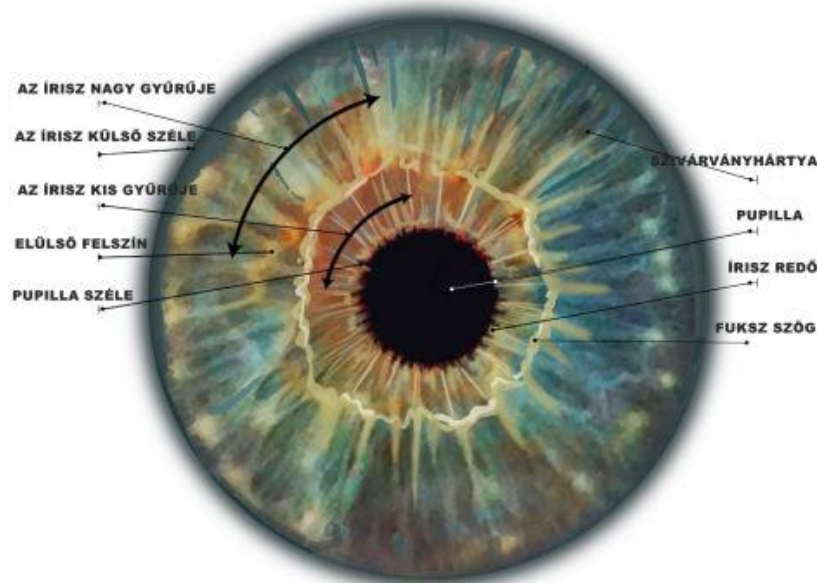
E réteg folytatása az elülső felszínen kisebb görbületi sugárral csatlakozó szaruhártya (*cornea*), mely átlátszó, megközelítőleg 11 mm átmérőjű gömbszelvényként kissé kidomborodik. A cornea a szemgolyó teljes törőképségének mintegy 65%-áért felelős. Szélének óraüvegszerű metszése miatt a sclera mind kívül, mind belül túllóg a cornea határán. A szaruhártya közepén kissé vékonyabb (0.55 mm), szélő részein valamivel vastagabb (0.8 mm).

A középső burok (*tunica vascularis*) a központi idegrendszert körülvevő lágy agyhártyák származéka, erekkel sűrűn átszőtt réteg. Részei az érhártya (*choroidea*), a sugártest (*corpus ciliare*) és a szivárványhártya (*iris*).

Az érhártya a középső burok legnagyobb felületű, vékony, sötétbarna színű, hátulsó kötőszövetes rétege. Fő feladata, hogy biztosítsa a szem belső nedvkeringését és a fényérzékeny ideghártya külső rétegeinek oxigénellátását és táplálását.

Az érhártya előre haladva a sugártestben folytatódik. A két réteg ráfekszik az ínhártya belső felszínére, a közöttük lévő határt *ora serratának* nevezzük. Az érhártya belső felszínén az ora serratától a szaruhártya irányában előforduló sűrű redőzet (*plicae ciliares*) figyelhető meg. Előrébb a sugártest megvastagodva emelkedik be a szemüreg felé. A szem tengelyirányú metszetén háromszögletű beemelkedést találunk, ez a sugárkorona. A sugárkoronát részben a sugárizom (*musculus ciliaris*), részben a taréjszerű meridián irányú sugárnyúlványok (*processus ciliares*) alkotják. A sugártest legfontosabb része a sugárizom, mely a szem meridián irányú metszetén gyűrű alakú simaizom. A sugárizom a szem alkalmazkodóképességéről gondoskodik (2. ábra). Ha a sugártestben körbefutó sugárizom elernyed (nyugalmi helyzet), akkor a lencsefüggesztő rostok megfeszülnek, így a szemlencse laposabbá válik, fókusz távolsága megnő. Ez a távollátáshoz való alkalmazkodás. Ha a sugárizom összehúzódik, a függesztőrostok lazulnak el, a rugalmas lencse gömbölyödésével a fókusz távolság csökken, így alkalmazkodik a szem a közelre látáshoz.

#### A SZIVÁRVÁNYHÁRTYA (ÍRISZ) FELÉPÍTÉSE

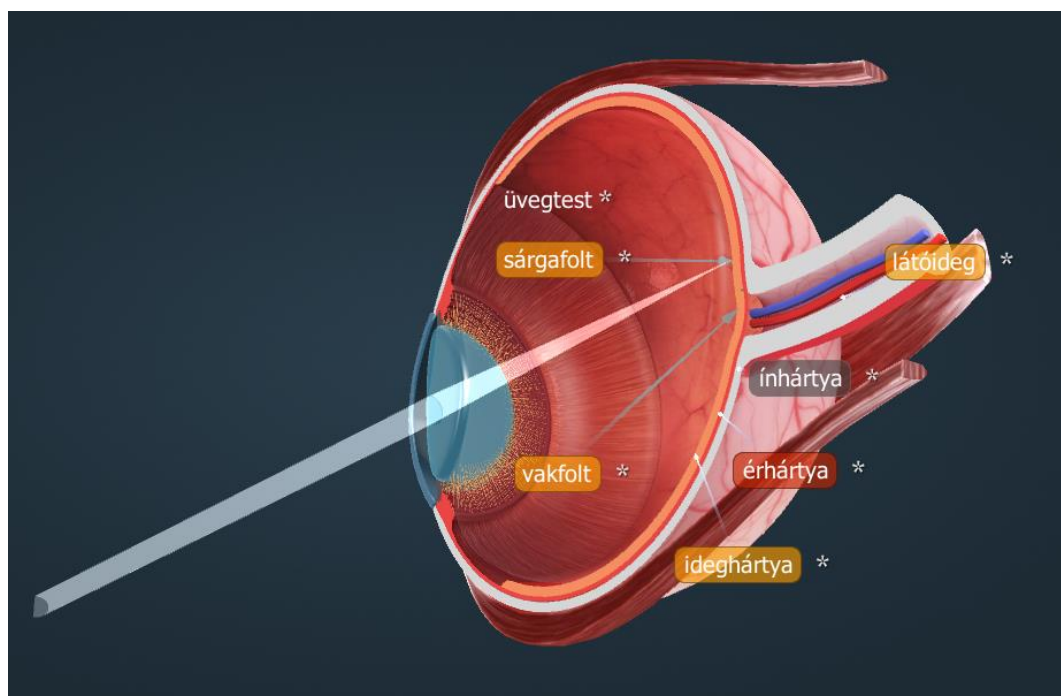


3. ábra: Az írisz felépítése, az ábra eredetijét lásd:

[https://lh4.googleusercontent.com/proxy/juW6skjnlOueAkLNOL1XllmZKHcdeZSCf4KEABwpiMIsuOm7hpBDRh7h6H-eKgYxwer144VebFrkqy6f-Tt-fieupwod3wt2gKQn6xIg23MjWrZ5g07c\\_We37JXpnduOTaIRGvSTXpvVyOz-5w](https://lh4.googleusercontent.com/proxy/juW6skjnlOueAkLNOL1XllmZKHcdeZSCf4KEABwpiMIsuOm7hpBDRh7h6H-eKgYxwer144VebFrkqy6f-Tt-fieupwod3wt2gKQn6xIg23MjWrZ5g07c_We37JXpnduOTaIRGvSTXpvVyOz-5w)

A sugártest folytatása előrefelé haladva az írisz, mely egy lyukas korong alakú lemez. Az írisz szabadon emelkedik be a szemgolyó belsejébe, elválasztja egymástól az elülső és hátsó szemcsarnokot. A szem színét is ez határozza meg. Feladata a szembe belépő fény mennyiségének szabályozása a fényviszonyok függvényében. A közepén lévő kerek nyílás a pupilla (3. ábra), mely a megvilágítástól függően változtatja a méretét (középméretben 4 mm átmérőjű). A szivárványhártya elülső felszíne az elülső szemcsarnok felé néz, hátsó felszíne

szorosan ráfekszik a lencse elülső felületére, és közöttük csak hajszálrés marad szabadon, hogy a csarnokvíz könnyedén átjuthasson a hátsó szemcsarnokból az elülsőbe.



4. ábra: A fény útja a szemben, az ábra eredetijét lásd:  
<https://www.mozaweb.hu/Search/global?search=szem&lexikontypeid=7>

A fénysugarak a szemhez érve először a szaruhártyán haladnak át, majd a szemcsarnokon, a szemlencsén és végül az üvegtesten, és így érik el a legbelső burkot, az ideghártyát, azaz a *retinát* (4. ábra). Ezt követően a kognitív<sup>3</sup> képességek által keletkezik a látott kép. A retina fotoreceptorokból (120 millió pálcikából, és színek érzékelésére 8 millió csapból) álló réteg, ezek segítik elő a látást. A csapok a macula<sup>4</sup> helyén sűrűsödnek – e terület mérete egy gombostű fejéhez hasonló nagyságú –, így biztosítva az éleslátást. A fentiekből következően a látás folyamatáért közvetlenül két objektív felel: a szaruhártya és a szemlencse, együttes működésük eredménye az, hogy kialakul a fókuszba vetített tárgy képe a szemgolyó hátsó részén, a retinán.

A szemgolyó kitöltő közegét a szemcsarnok (*camerae bulbi*), a lencse (*lens*) és az üvegtest (*corpus vitreum*) alkotja. A szemcsarnok a szaruhártya hátsó felületén, a sugártest elülső része, a lencsefüggesztő rendszer és a lencse között található, folyadékkal megtelt üreg. A kitöltő folyadék a csarnokvíz, melyet a sugártest termel, a pupillán keresztül jut el az elülső szemcsarnokba, és a csarnokzugban vezetődik el.

A lencse átlátszó, bikonvex test, mely az írisz és az üvegtest között található, körülbelül 3 mm-re a szaruhártya csúcsától. Átmérője közelítőleg 9 mm, mélységi vastagsága mintegy 4-4.5 mm-t tesz ki. Elülső felületének görbületi sugara nagyobb, mint a hátsóé, e két felszínt a

<sup>3</sup> A kognitív funkciók olyan megismerési és gondolkodási tevékenységek, mint az észlelés, a figyelem, az emlékezet, a számolás, a nyelvhasználat vagy egyéb magasabb rendű gondolkodási feladatok.

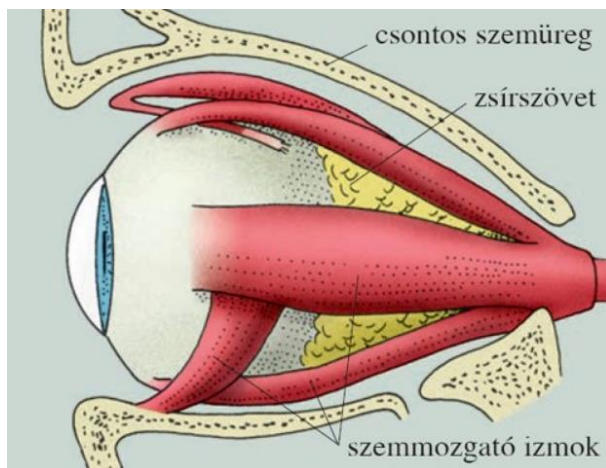
<sup>4</sup> Más néven sárgafolt, az éleslátás területe

lencse szélén egy jelentősen lekerekített ekvátor köti össze. Törésmutatója közepén a legnagyobb, kifelé haladva egyenletesen csökken. Akkomodáció során a lencse alakváltozást szenved, így változik a törőképessége is.

A lencsét a lencsehám által termelt, teljesen zárt, homogén fénytörő hártya, a lencsetok (*capsula lentis*) veszi körül. A lencsetok vastagsága 10-20  $\mu\text{m}$  között változik, elől vastagabb, hátul pedig vékonyabb. A tokon belül egy kocsonyásabb kéregállomány (*cortex lentis*) és egy tömörebb mag (*nucleus lentis*) található.

A lencse az élet során folyamatosan növekszik, vastagszik és egyre inkább veszít a rugalmasságából. Fiataloknál a szem alkalmazkodóképessége nagy, ezért is figyelhető meg, hogy egy gyermek szeme könnyen tud alkalmazkodni ahhoz az állapothoz is, ha egy rövidlátó szemüvegbe tekint. Időseknél ez sok esetben nem így történik, hiszen szemlencsájük „öregszik”, megvastagodik és megmerevedik, csökken az alkalmazkodóképessége a különböző távolságú tárgyak fókuszba vételekor. A sugárizom sem képes már ilyenkor a megfelelő mértékű mozgásra, és a szemlencse alkalmas mozgására.

A lencse nem tartalmaz sem ereket, sem idegeket. Táplálásáról a csarnokvíz gondoskodik. A lencsét a lencsefüggesztő rostok rögzítik, melyek összességét *zonula ciliaris*nak nevezzük. Az ezt alkotó szálak a zonularostok (*fibrae zonulares*), melyek a sugártest hámjából erednek, és a lencsetokban, az ekvátor környékén tapadnak. A rostok vastagsága 11-12  $\mu\text{m}$ .



5. ábra: A szemmozgató izmok csatlakozása a szegolyóhoz, a zsírszövethez. Körülötte a csontos szemüreg is látható. Az ábra eredetijét lásd:

[https://www.mozaweb.hu/mozaLibrary/77/23/00000022377/b8\\_117\\_1.jpg](https://www.mozaweb.hu/mozaLibrary/77/23/00000022377/b8_117_1.jpg)

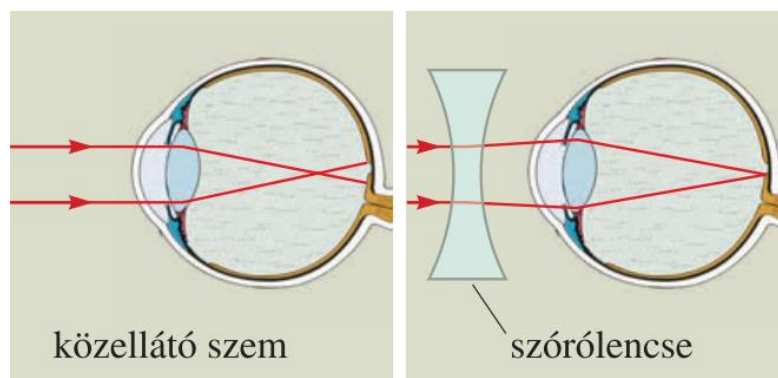
Az üvegtest a lencse és a retina közötti teret teljesen kitöltő kocsonyás, átlátszó állomány. Feszesen tapad a retina felületéhez, legszorosabban az ora serrata helyén. Elülső felületén a lencse számára bemélyedés található az üvegtest felszínén, ezen kívül itt a lencsefüggesztő rostokkal és a hátsó szemcsarnokkal is határos. Az üvegtest 99%-át víz teszi ki, nagy a vízmegkötő képessége.



Az 5. ábra a zsírtestbe ágyazott szemgolyó elhelyezkedését mutatja a csontos szemüregben. A hozzá tapadó szemmozgató izmok gondoskodnak a mozgásáról és rögzítéséről, a hátsó részénél pedig a látóideg lép ki a szemüregből, ez biztosítja az ingerek továbbítását.

Az optimálisan látó szem fénytörő ereje távolra tekintéskor közel 60 dioptria<sup>5</sup>. Mint említettem, a fény 4 közegen halad át, hogy a retinán kép keletkezzen, ezen 4 közeg törésmutatói a következők: a szaruhártya ( $n=1.376$ ), a csarnokvíz ( $n=1.336$ ), a szemlencse ( $n=1.42$ ) és az üvegtest ( $n=1.336$ ). Az össztörőerő kétharmadát, körülbelül 40 dioptriát a szaruhártya, harmadát, megközelítőleg 20 dioptriát a szemlencse okozza. A szem törőereje közelre nézéskor megnő, ami a változtatható törőerejű lencsének köszönhető. Az alkalmazkodás azonban az életkor növekedésével csökken, míg gyerekeknél 12 is lehet, 50 éven felül már csak 1-2 dioptria az alkalmazkodási szélesség<sup>6</sup>, azaz az akkomodációs szélesség.

Ahhoz, hogy az emberi szem tiszta képet lásson, a bejutó fénysugaraknak a retinán kell fókuszálniuk. A közellátó emberek a közeli tárgyakat tisztán látják, míg a távoliakat homályosan. Ennek oka, hogy a szemük megnyúlt, így a fénysugarak fókusza a retina elé esik (6. ábra). Problémájuk megoldása a konkáv lencsés szemüveg.



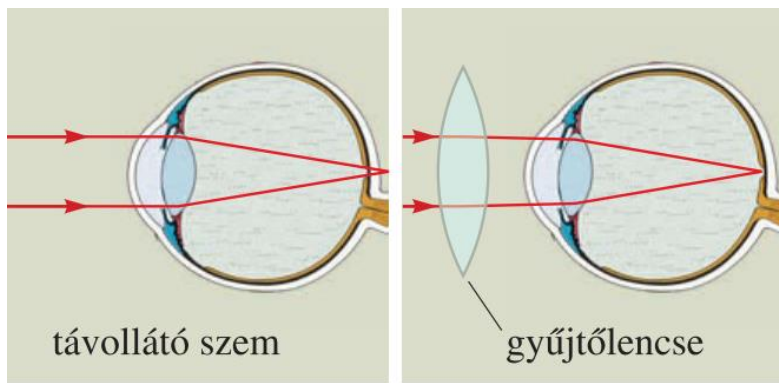
6. ábra: A rövidlátó szem modellje és megoldás a problémára

forrás: <https://www.mozaweb.hu/mblite.php?cmd=open&bid=MS-2668&page=95>

Távollátás esetén a távoli tárgyak látszanak tisztán, míg a közeliak homályosan. Ezeknek az embereknek „tömszi” a szemük, a fókusz a retinán túlra esik (7. ábra). A fiatalok szemlencséje képes korrigálni ezt a problémát, ám később már konvex lencsés szemüveg szükséges.

<sup>5</sup> A dioptria a fókusz távolság reciproka, dimenziója  $\frac{1}{m}$ .

<sup>6</sup> A legnagyobb és a legkisebb törőképesség (közelre és távolra fókuszálás dioptriájának) különbségét értjük alkalmazkodási szélesség alatt.



7. ábra: A távollátó szem modellje, megoldás a problémára  
forrás: lásd 2.6. ábra

---

### 3. A szem vizsgálatának szakirodalmi előzményei

#### 3.1. A szem geometriai és anyagi tulajdonságai

Tanulmányom során elsősorban Bocskai Zoltán kutatását (Bocskai és Bojtár 2015) vettem alapul. A következőkben az általa tárgyalt szemmodell **geometriáját és anyagi tulajdonságait** szeretném bemutatni.

Szerveink *geometriai* jellemzőinek meghatározása egyszerűbb feladatnak bizonyul, mint a mechanikai tulajdonságok megismerése. Ez a szem esetében amiatt van így, mert az egyes lágyszövetek anyagi paramétereinek meghatározása kísérleti úton igen nehézkes, más részről igen költséges is. Ezzel ellentétben a geometria megismerésére számos módszer alkalmas, például a széles körben használt mágnesrezonanciás képalkotás módszere (MRI) is megfelelő erre a célra.

A szemgolyó alakja igen hasonló egy gömbhöz, ettől az elülső részén, a szaruhártyánál tér el. Az ínhártya külső felületének átlagos átmérője 24 mm, oldalsó részein vékonyabb (0.55 mm), hátul vastagabb (1 mm). A szaruhártya átmérője 11-11.5 mm, külső görbületi sugara 7.8 mm, belső görbületi sugara 6.8 mm. Vastagsága közepén a legkisebb (0.52-0.55 mm), innen a szélei felé növekszik (0.8 mm). A két hártyát összehasonlítva megfigyelhető, hogy az ínhártya külső gömbfelületének középpontja és a szaruhártya gömbsüvegének középpontja nem esik egybe, ezek kb. 5 mm távolságra esnek egymástól (Woo et al. [1972], Szentágothai [1973], Power [2001], Asejczyk-Widlicka et al. [2004], Norman et al. [2010], Śródka [2011]).

Különös figyelmet kell fordítanunk a szemlencse méreteire is, hiszen jellegzetes geometriai tulajdonságai vannak, és különleges helyzetben található a szemgolyón belül. Alakját két összeillesztett félellipsoidhoz lehet hasonlítani, melyeknek két egyező méretű nagyobb, és egy ezektől különböző kisebb féltengelye van. A nagyobb féltengelyhez tartozó kerületet a lencse ekvátorának nevezzük. Az emberi lencse bikonvex gyűjtőlencseként viselkedik. Szerkezete három jól elkülöníthető részből áll: a kéregből, a magból és a tokból. A külső tok vastagsága változó, hátulsó részén vékonyabb, elől pedig vastagabb (Fincham [1937]). A lencse geometriai tulajdonságai a kor előrehaladtával jelentős mértékben változnak: a tok vastagsága egyre növekedik, de a lencse kérge és magja sem marad állandó méretű. Lowe és Clarke [1973] és Sheppard et al. [2011] is foglalkozott a szemlencse elülső és hátulsó görbületi viszonyaival. Kutatásuk során arra a következtetésre jutottak, hogy a lencse elülső felszínének görbületi sugara nagyobb (7.9-12.7 mm), mint a hátulsó felszíné (5-9 mm), és alkalmazkodás során az elülső felszín görbületi sugarának változása is nagyobb mértékű, mint a hátulsóé.

---

A zonularostok méreteivel is érdemes foglalkoznunk. Ezek a lencse ekvátorához közel, de nem egy pontban tapadnak a lencséhez. Három különböző csoportba tudjuk ezeket bontani: az elülső csoport 1.5 mm-re a lencse ekvátorától, a hátulsó csoport 1 mm-re a lencse ekvátorától, míg a középső csoportba tartozó rostok a lencse ekvátoránál csatlakoznak a lencse tokjához. Az elülső, középső és hátulsó rostok közel 6:1:3 arányú mennyiségben fordulnak elő. Kaczurowski [1964] munkájában a következőkre jutott: 100 darab 50  $\mu\text{m}$  átmérőjű elülső, 50 darab 40  $\mu\text{m}$  átmérőjű középső és 135 darab szintén 40  $\mu\text{m}$  átmérőjű zonulaszál található a szemüregben, ezek keresztmetszeti területe összesen 0.428  $\text{mm}^2$ . Ha ezt a területet az egész ekvatorális kerületre vetítjük (körülbelül 27 mm), akkor a zonulák összvastagságára hozzávetőleg 0.016 mm-t kapnánk. Ez a vastagság a lencse ekvátora mentén tapadó zonulák által alkotott „hártya” vastagságának felel meg.

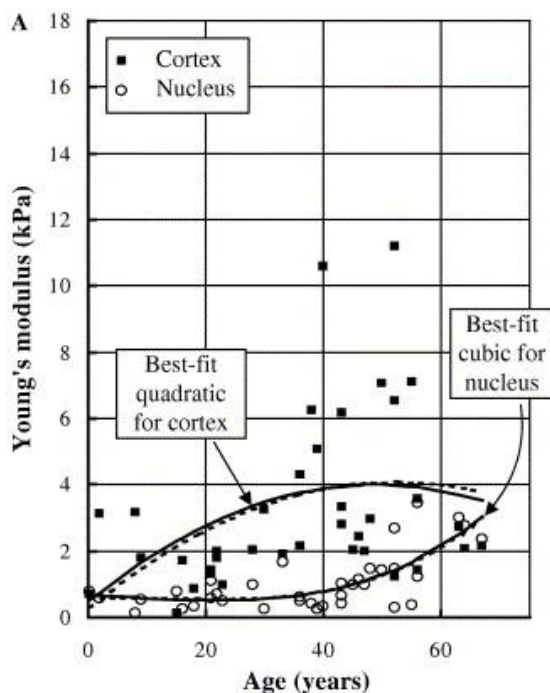
Mint említettem, az alkotórészek *mechanikai* tulajdonságainak *in vivo*<sup>7</sup> vizsgálata igen nehézkes, emiatt is mondható el az, hogy a szakirodalomban nagy szórás figyelhető meg az egyes paraméterek között. Az ezzel a témával foglalkozó legtöbb tanulmányban lineárisan rugalmas, izotrop viselkedést feltételeznek (Woo et al. [1972], Andreassen et al. [1980], Friberg és Lace [1988], Hoeltzel et al. [1992], Bryant et al. [1994], Uchio et al. [1999], Power [2001], Bisplinghoff [2009], Elsheikh et al. [2008, 2010], Śródka [2011], Geraghty et al. [2012]).

A legnagyobb eltérést a publikációkban a szaruhártya és az ínhártya egytengelyű húzókísérleti eredményei adják. Ezen alkotórészek kezdeti rugalmassági modulusa a különböző szerzők eredményei alapján 0.3-350 MPa között, a Poisson-tényező pedig 0.4-0.42 között változik. A nagyobb rugalmassági modulusokat nagyobb terhelési sebességgel érték el. Uchio et al. [1999] kezdeti rugalmassági modulus paraméterei a többi méréshez viszonyítva kiugróan nagyok voltak, így Bocskai a modellalkotás során ezeket kihagyta az alkalmazható paraméterek közül. Az ínhártya és szaruhártya rugalmassági modulusának aránya több tanulmány szerint is megközelítőleg 5 körül van ( $E_{\text{sclera}}/E_{\text{cornea}}=5$ ), a mechanikai viselkedés 10% alatti alakváltozás esetén lineáris, legalábbis közel lineáris.

A lencse mechanikai tulajdonságainak kutatásával főként Fisher és kutatócsoportja foglalkozott (Fisher [1969, 1971, 1973, 1977, 1986], Fisher és Hayes [1982]). A lencse magjának és kérgének rugalmassági modulusaként 3 kPa értéket állapítottak meg, de azt figyelték meg, hogy ez a kor függvényében változik. A Poisson-tényezőt  $\nu=0.49$  értéknek állították be.

---

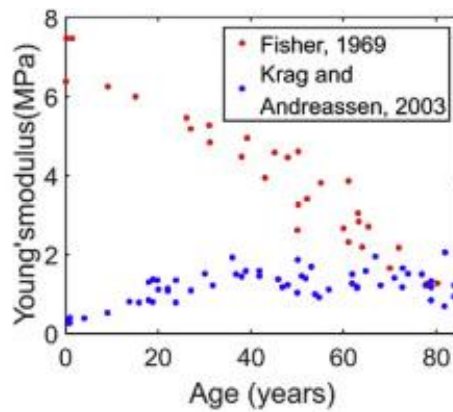
<sup>7</sup> Élő szervezeten belüli vizsgálat.



8. ábra: A lencse kérgének és magjának rugalmassági modulusai a kor előrehaladtával, Fisher [1971]

Fisher mérési eredményeit Wilde et al. [2012] is megerősítette, hasonló változást figyelt meg a lencse kérgének és magjának rugalmassági modulusa esetén. Van Alphen és Graebel [1991] egy húzókísérlet módszerrel 4.4-10.9 kPa közé helyezte a lencse magjának és kérgének rugalmassági modulusát.

Fisher [1969] szerint a lencse magjával és kérgével ellentétben az életkor növekedésével a lencsetok rugalmassági modulusa csökken (8. ábra). Ez azt jelenti, hogy míg tinédzserkorban 7 MPa körül van értéke, addig idősebb korban 1 MPa-ra csökken a rugalmassági modulus. Ezt azonban Kraig et al. [2003] cáfolta tanulmányaiban, véleménye szerint a tok rugalmassági modulusa egy bizonyos korig növekszik, majd állandó 1.45 MPa értéken marad (9. ábra). Mindkét tudós szakítógéppel végezte vizsgálatait. Ziebarth et al. [2011] kutatása szerint – melyet atomerő-mikroszkóppal végzett – a tok rugalmassági modulusa 0.13 MPa. Van Alphen és Graebel [1991] 1.2-2.1 MPa értéket mért a lencse tokjának rugalmassági modulusára. Ők  $\nu=0.47$  Poisson-tényezőt vettek figyelembe.



9. ábra: A lencsetok rugalmassági modulusainak változása Fisher [1969] és Krag illetve Andreassen [2003] szerint

A zonularostok rugalmassági modulusairól viszonylag kevés és nem túl megbízható eredmény áll rendelkezésre. Van Alphen és Graebel [1991] a zonularostok rugalmassági modulusát 1.5 MPa értékre becsülték, Fisher [1986] viszont 0.35 MPa értékre állapította meg azt. Michael et al. [2012] ugyanezen értéket 0.27-0.34 MPa közöttire mérte, és úgy gondolta, ez az érték a korrallal csökken. Bocskai tanulmányában [Bocskai 2015] két módszerrel is vizsgálta a zonularostok vastagságát és hosszát: a pásztázó elektronmikroszkópos vizsgálattal és optikai mikroszkóppal. Ezen mérésekből azt az eredményt kapta, hogy a zonulák hálózatának átlagos vastagsága 45  $\mu\text{m}$  (5  $\mu\text{m}$ -re lefelé kerekítve), míg az átlagos hosszúságuk 1.75 mm (0.05 mm-re lefelé kerekítve).

Van Alphen és Graebel [1991] a sugártest és a sugárizom rugalmassági modulusát 12 kPa-nak mérte, míg Power [2001] 11 kPa értéket használt kutatásához. Power [2002] továbbá megállapításokat tett az üvegtest (0.042 MPa), a csarnok (0.037 MPa) és a szemgödör zsírtestének (0.047 MPa) rugalmassági modulusára is, míg a Poisson-tényezőt  $\nu=0.49$ -nek vette.

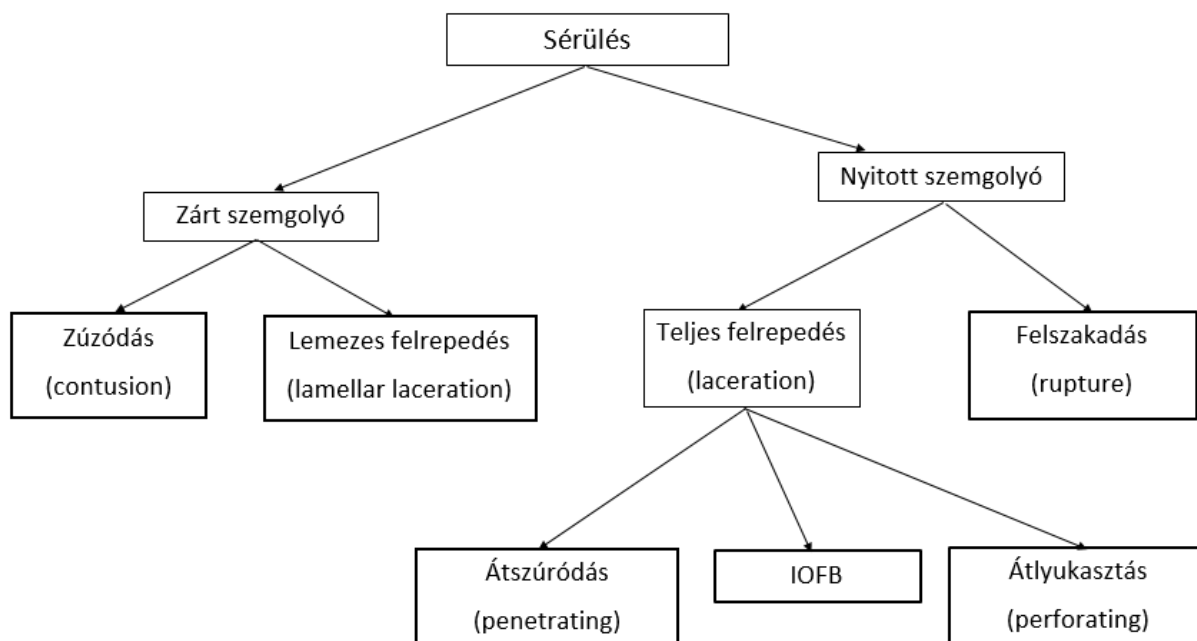
A geometriai és mechanikai tulajdonságokon felül nagy jelentősége van a szem *optikai* tulajdonságainak is. Ezen tulajdonságok is változnak az öregedéssel, ez főként a törésmutatóban jelentkezik. Ezen területtel a következő tudósok foglalkoztak részletesebben: Garner et al. [1998], Dubbelman és Van der Heijde [2001], Moffat et al. [2002], Jones et al. [2005] és Richdale et al. [2013]. A lencse törésmutatójának értéke nem egyenletes annak mentén, azonban a lencse dioptriájából meghatározható egy ekvivalens törésmutató, ami a teljes lencse mentén állandónak tekinthető. Borja et al. [2008] tanulmánya azt mondja ki, hogy a lencse dioptriája az ekvivalens törésmutatót figyelembe véve fiatal korban kisebb, míg idősebb korban nagyobb, mint a tényleges érték. Az üvegtest és a csarnokvíz átlagos törésmutatója a levegőre vonatkoztatva  $n_p=1.336$  (Burd et al. [2002], Abolmaali et al. [2007], Vojnikovic és Tamajo [2013]).

### 3.2. A szemet és szűkebb környezetét érő sérülések osztályozása orvosi szempontok alapján

Mint az élet egyéb területein, a szemsérüléseknél is elengedhetetlen az, hogy létezzen egy olyan közös szaknyelv, amivel pontosan körül tudjuk írni a baleset körülményeit. Ha egy adott szakkifejezésnek nincs egyértelmű meghatározása, a szakemberek félreérthetik egymást, közös munkájuk esetén helytelen következtetések levonása miatt súlyos hibák következhetnek be.

Ez a fejezet *Ferenc Kuhn „Ocular Traumatology”* c. (Kuhn 2008) könyvének felhasználásával készült. Egy szemsérüléseket leíró ideális szakmai nyelvrendszernek a következő kritériumoknak kell megfelelnie: a szóban forgó anyagnak egyértelműnek kell lennie, minden szakkifejezés definiálható kell, hogy legyen, és a rendszernek tartalmaznia kell lehetőleg az összes sérülési típust. Egyik kifejezés sem lehet alkalmazható több sebesüléstípusra, emellett egyik sebesülés sem írható le több definícióval.

A szemsérüléseket különböző modellek más-más osztályozás szerint rendezik kategóriákba. Az egyik legismertebb, Kuhn és Morris által létrehozott típus a **BETT-modell** (Birmingham Eye Trauma Terminology). Ezen modellben kulcsfontosságú gondolat, hogy a *teljes* szemet vetjük vizsgálat alá, nem pedig részenként a speciális területeket, szöveteket. A modell többek között aszerint is rendszerez, hogy a baleset bekövetkeztekor a szemgolyón *nyitott vagy zárt* sérülés következik-e be, a baleset *éles vagy tompa* tárgy által alakul-e ki, és hogy a tárgy milyen mértékű *károkat* okozhatott a szemgolyón.



10. ábra: A BETT-féle leírás modellje

A BETT legfőképpen a sclera és cornea – együttes nevükön külső szemfal - sérülései alapján tesz különbséget az egyes típusok között. **Zárt szemgolyó sérülésnek** nevezzük az esetet, mikor ezt a két réteget az idegen test nem sérti fel teljes vastagságában, ezzel ellentétben **nyitott golyó sérülés** esetén ez bekövetkezik (10. ábra). **Zúzódásként** (*contusion*) tartjuk számon a sérüléseket, ahol a külső szemfalon közvetlenül nem keletkezik seb, viszont az idegen tárgy energiái átadódnak a szemgolyóra az ütközés által, így például különböző alakváltozások következnek be a szemgolyóban. **Lemezes felrepedés** (*lamellar laceration*) esetén a külső szemfal egy része károsodik csak, a seb nem halad végig a fal teljes vastagságán, viszont behatol abba. **Felszakadásról** (*rupture*) beszélünk, ha a külső szemfal teljes vastagságában keletkezik a sebesülés, és ezt általában egy nagy tompa tárgy okozza. A szemben összenyomhatatlan folyadék található, ha ezt ütközés terheli, akkor a szem belsejében túlnyomás (intraocular pressure) keletkezik. Ez a nyomás egyre emelkedik, míg a külső szemfal a leggyengébb helyén megfolyik. Így ezen a részen egy kiforduló mechanizmus játszódik le, és kialakul egy kiemelkedő seb (11. ábra).



11. ábra: A szem felszakadásos (*rupture*) roncsolódása, a kép elérhető:

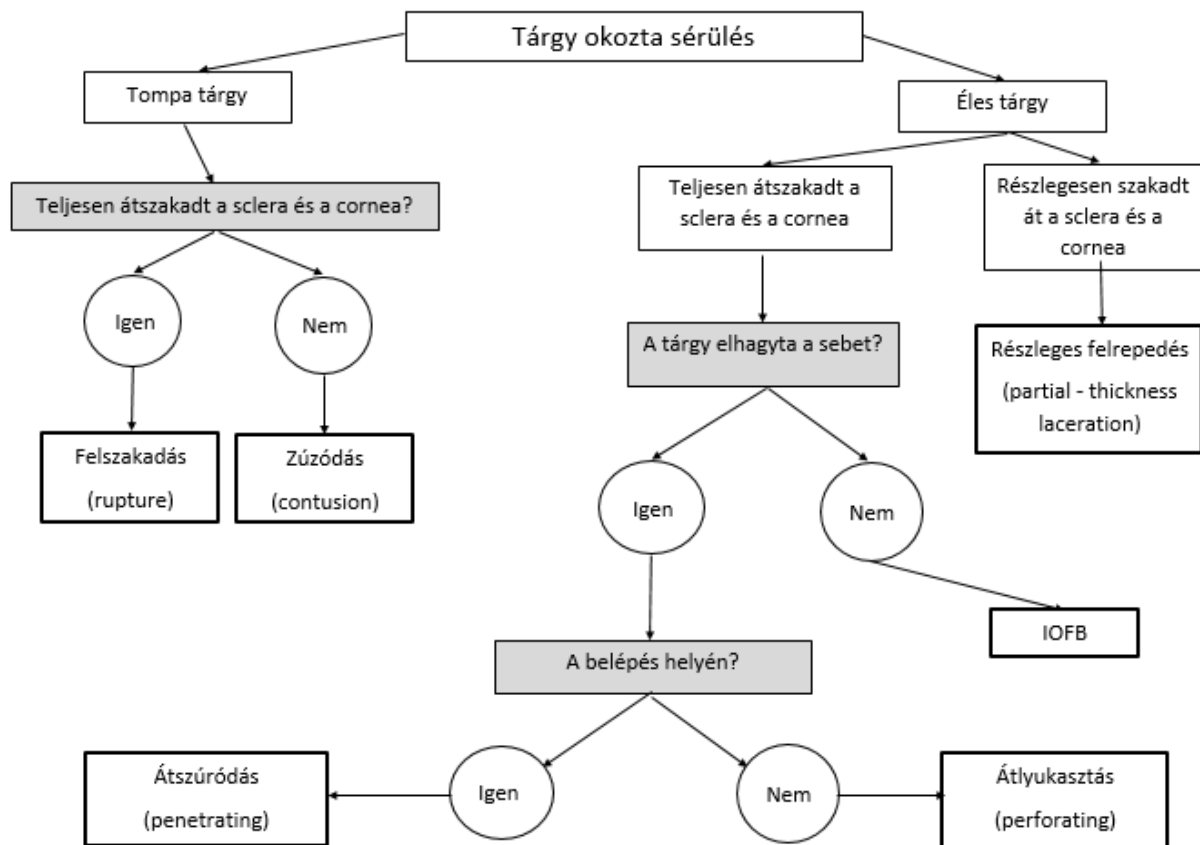
<https://www.aao.org/Resources/Assets/image/jpeg/c92b5a0e-2954-476d-9794-d17d0c235e92.jpg>

Az éles tárggyal keletkező sérüléseket a következők szerint osztályozzuk: **felrepedésről** (*laceration*) beszélünk, ha a külső szemfal teljes vastagságában roncsolódik, és a seb a sérülés oldalán alakul ki egy befelé forduló mechanizmust alkotva. Ez esetben elkerülhetetlen a szem belső nyomásának növekedése, és a szövetek besüllyedése is gyakori. Ha egy seb alakul ki, melynek bemeneti nyílását egy tárgy nyitotta meg, akkor **átszűrődás** (*penetrating*) keletkezett. Ekkor fennállhat az a helyzet, hogy a szemben intraoculáris, szemben benne maradt idegen test található, de az is lehetséges, hogy nincs. IOFB (*intraocular foreign body* - a szem belsejében több ismeretlen tárgy) esetén egy vagy több tárgy is jelen van még a szem belsejében. Ez a fajta



sérülés gyakorlatilag az átszúródás, de külön kezelendő az eltérő klinikai kezelés miatt. **Átlyukasztás** (*perforating*) esetén megtalálható egy belépési- és egy kilépési sérülés is, amelyeket feltehetően ugyanaz a tárgy hozta létre. A szemet érő sérülések osztályozását mutatja be a 12. ábra.

Néhány sérülésnek meglehetősen összetett mechanizmusa van, és emiatt nehéz osztályozni – például egy légpuskagolyó találata gyakorlatilag egy IOFB sérülésnek felel meg, viszont a lövedék tompa tárgy, ami nagy erővel ütközik a szemnek, így a seb felszakadásként (*rupture*) keletkezik. Néhány helyzetben helytálló tehát, hogy „kevert” sebesülésnek (például felszakadás IOFB sebesülésnek) nevezzük az adott esetet.



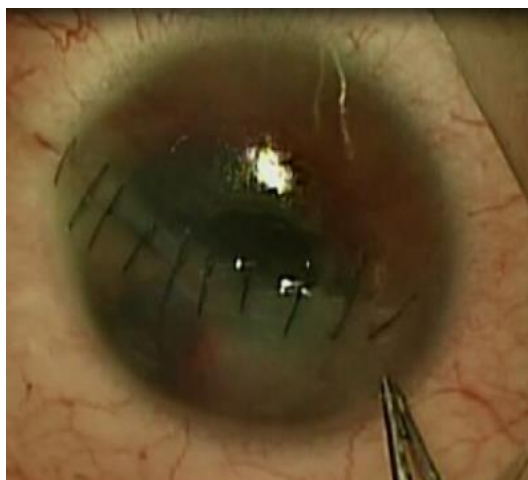
12. ábra: A szemet érő sérülések osztályozása

### 3.2.1. A szaruhártya sérülése

Az egyik leggyakrabban előforduló szemsérülés a *szaruhártya* sérülése, a szemsérült páciensek körülbelül 10%-a keresi fel orvosát az ilyen panaszokkal. Ezen trauma leggyakrabban a páciensek otthonában következik be, okozója főként éles tárgy.

A cornea sérülése igen fájdalmas tud lenni, mivel a fedőhámom belül – amely csupán 50 µm vastagságú – sok idegvégződés található. Ha a sérülés a fedőhámomnál mélyebben lévő rétegeket is érint, akkor sebhely alakul ki: csökken a cornea fényáteresztőképessége szórt fény esetén, esti fénynél fényudvarhatást észlel a páciens, megváltozik a szaruhártya alakja és a szem fénytörése, a sima felület egyenetlenné válik, általános és jelentős szerkezeti gyengülés következik be. A sérült szaruhártya funkcionalitásának kezdeti csökkenését a rendellenesen működő belső pumpa (endothelial pump) okozza, ez szaruhártya ödémához vezet. Fontos, hogy a szemészorvosok helyesen kezeljék a szaruhártya sebesüléseit, így minimalizálni tudják a nemkívánt következményeit mind a traumának, mind magának a kezelésnek.

Ha a sérülést kémiai vegyszer okozza, a kezelés elkezdése előtt fontos tisztázni néhány fontos dolgot, például hogy hogyan és mikor történt a baleset, majd szinte azonnal elkezdni a gyógykezelést. Egyéb esetekben a körülményeket muszáj részletesebben megvizsgálni, hogy az orvosok fel tudják mérni a helyzet kockázatosságát, megfelelően tudjanak eljárni. Különösen a tompa tárgy által okozott sérülések esetét kell gondosan elemezni, nagy jelentősége lehet annak, hogy volt-e már a páciensnek korábban is szemsérülése vagy szemműtete, és ha volt, akkor mikor és milyen típusú. Az itt keletkező sebek gyógyulása akár hónapokig is eltarthat, és ezután már sosem lesz olyan nagy szilárdságuk a szaruhártya rostszálainak, mint egy olyan szem esetén, ami sosem sérült meg. A szem sebezhetősége elsődlegesen a seb típusától függ: a hosszától és irányától.



13. ábra: Hályogműtét utáni sérülés, sebben mutató szivárványhártya darabbal  
[https://www.researchgate.net/figure/Sutured-corneal-wound-during-an-emergency-operation\\_fig5\\_283976950](https://www.researchgate.net/figure/Sutured-corneal-wound-during-an-emergency-operation_fig5_283976950)

---

A szaruhártya sérülések második leggyakrabban előforduló formája az, ha egy idegen test okozza a károsodást behatolása által. Hacsak a test nem átlátszó, lámpával egész egyszerűen felfedezhető a test. Gyógyítása helyi érzéstelenítéssel történik. Azokat a tárgyakat, melyek a szaruhártya felületén vagy ahhoz közel találhatóak, egy vatta végű applikátorral távolítják el, viszont a mélyebben lévő testek esetében az eltávolításhoz már komoly ügyességre van szükség. A beavatkozás elvégzéséhez steril műtőre, szakszemélyzetre, műszerezettségre és speciális érzéstelenítésre van szükség. A szemben maradt idegen testet el kell távolítani, azt mindig fertőzöttnek kell tekinteni.

A 13. ábra a szaruhártya sebesülésének egy gyógyítási módját mutatja. A lezárás helyes, ha a szélein a varrat hossza kisebb, míg középen hosszabb. Az ábrán látható esetben a varratok speciális varrási technikával készülnek.

### **3.2.2. Az ínhártya és a limbus<sup>8</sup> sérülése**

Habár az ínhártya a látásban csekély szerepet tölt be, elsősorban ő felelős a szemgolyó szilárdságáért és egységéért. A sclera körül öleli a különböző élettanilag jelentős részeket, például az érhártyát, a sugárizmot és a retinát, emiatt is van lényeges szerepe. Az ínhártyát a szemben található többi résszel összehasonlítva azt mondhatjuk, hogy viszonylag kevés kóros eset fordulhat elő. A limbus egyike azon helyeknek a szemben, ahol kisebb az ellenállás a hatásokkal szemben, sokszor ezen a helyen történnek a sebészeti bemetszések.

Az átlátszó kötőhártyán keresztül általában szabad szemmel is meg lehet vizsgálni a limbust és az ínhártya elülső részét, míg szemészeti réslámpával minden esetben felmérhető a sérülés állapota. Az ínhártya hátsó részének vizsgálata már közel sem ilyen egyszerű feladat. Ha a réslámpa nem bizonyul elegendőnek, alkalmazhatnak ultrasonográfiás<sup>9</sup>, RTG- vagy komputertomográfiás (CT) vizsgálatokat is.

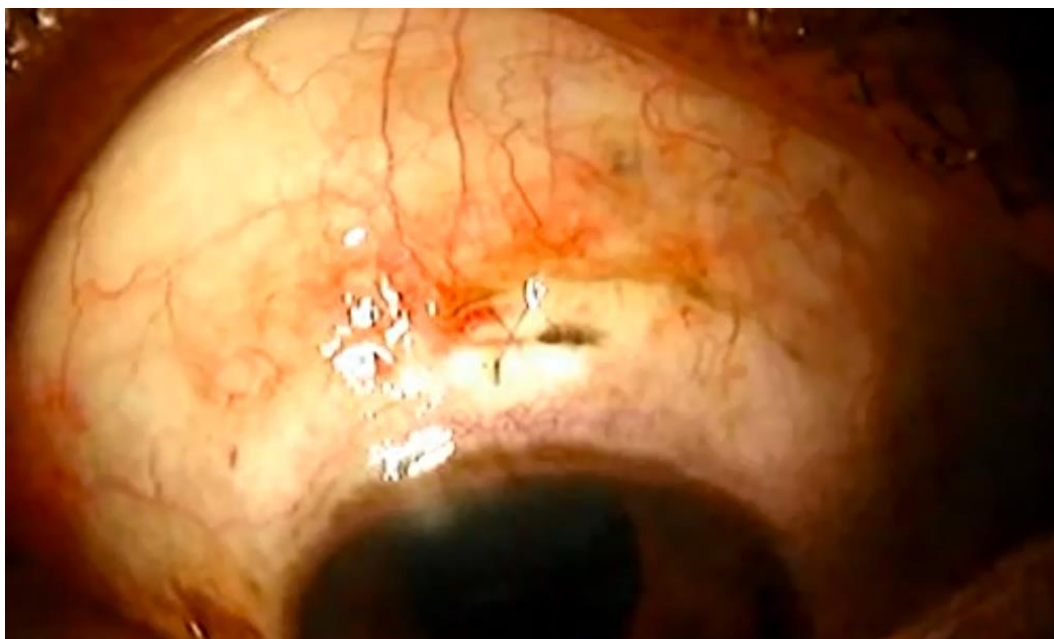
Idegen test behatolásánál két típust különböztethetünk meg: ha a test az elülső részen vagy ha a hátsó részen található. A felsoroltak közül az első az egyszerűbben kezelhető eset, hiszen ekkor a tárgy előtt nem található akadály, óvatosan el tudjuk távolítani. Előfordulhat persze ez esetben is, hogy a tárgy egyéb károkat okozott a szemben, például kialakulhat egy IOFB sérülés is. A fentebb említett típusok közül a második esetben már nagyobb fejtörést okoz, hogy hogyan kell eltávolítani az adott sérülést okozó tárgyat. Ha könnyen elérhető, sclerális bemetszéssel végzik a műtétet, azonban ez esetben meg kell vizsgálni, hogy vannak-e szemben belüli sérülések is. Ha vannak, vitreoretinális bemetszés speciális műszerekkel vagy az

---

<sup>8</sup> A szaruhártya szélső részét nevezzük limbusnak.

<sup>9</sup> Az ultrasonográfiás vizsgálat egy ultrahang alapú képalkotási technika.

előbb említett két metszés kombinációja is szükségessé válhat. Ha a tárgy túlságosan hátul található a szem falában, akkor is el kell távolítani az idegen testet, ilyenkor általában kívülről, speciális műtéti technikával történik az operáció. Előfordulhat olyan eset, mikor a szembe került tárgy magas réztartalma miatt – mely könnyedén kioldódhat ezzel sziderózist<sup>10</sup> okozva – nagy kockázatot jelent, ha a tárgyat sürgősen el nem távolítják, viszont a műtét sem jár nehézségek nélkül. Fontos megemlíteni azon tárgyaknak hatását is, melyek nem adnak RTG-árnyékot, például a fát, és bent maradása esetén rothadásnak indul.



14. ábra: Hályogos sérülés kezelése – barna foltként az írisz látható jobb oldalon, míg a tőle balra látható kereszt alakú varrat a „szaruhártya csatorna” (scleral tunnel) technikát szemlélteti <https://timroot.com/iris-prolapse-video/>

### 3.2.3. Az írisz és a pupilla sérülése

Az írisz két legfontosabb élettani szerepe a retinához jutó fény mennyiségének szabályozása és a két fő kamrarész elválasztása a szemben belül. Ha a szerv sérült vagy aniridia<sup>11</sup> áll fent, számos egyéb probléma is bekövetkezhet a szervezeten belül (például sorvadás), mégis ez egyike azoknak a részeknek, melyeknek helyreállítását gyakran elhanyagolják.

A legtöbb sérülés szabad szemmel is jól látható, főleg akkor, ha a szivárványhártya világos színű. A szerv vizsgálatánál fontos szerepe van annak, hogy a szemész orvos össze tudja hasonlítani egymással a jobb- és baloldali szivárványhártyát – a heterochromia<sup>12</sup> betegség csak így fedezhető fel –, így a vizsgálatnál elsőként a könnyebben mozgatható és kezelhető ceruzalámpát alkalmazzák. Ezt követően azonban a réslámpa alkalmazása a javasolt, mellyel

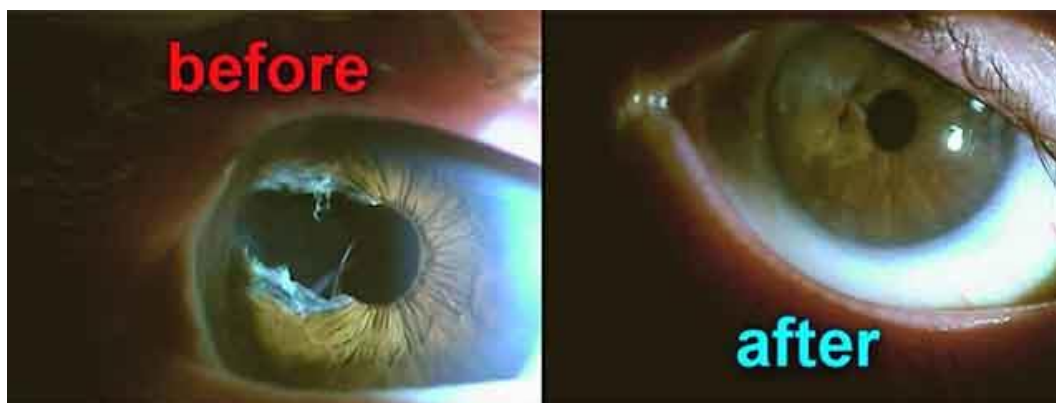
<sup>10</sup> Más néven hemochromatosis. Olyan betegség, mely számos további szervünk gyengülését okozhatja.

<sup>11</sup> Szivárványhártyahiány.

<sup>12</sup> Heterochromának nevezzük azt a megbetegedést, mikor a két szivárványhártya különböző színű.

megvizsgálandóak a sebek és a hártýák. A pupilla vizsgálata kritikus része a gyakorlatnak, hiszen magába foglalja a szerv statikus (például alak, szín stb.) és dinamikus (például fényre való reakció) elemzését is. A sérült pupillát mindig gyulladás kíséri, amitől a rész kisebbnek tûnik és zavarossá válik, ez a megdagadt ereknek és a fehérje tartalmú szövettörmelékeknek köszönhetõ.

Ha a szemészorvos rendellenességet fedez fel – például a pupilla méretével vagy a szivárványhártya elszínezõdésével kapcsolatosan –, meg kell kérdeznie a páciens a korábban is fennálló körülményekrõl (például baleset, drogok használata). Egy, a páciensrõl készült régebbi fotó is alkalmas lehet az állapotok összehasonlítására, általában ilyenkor a heterochromia és a sziderózis áll fenn lehetséges kórként.



15. ábra: Sérült szivárványhártya műtét előtt (bal) és után (jobb)  
<https://devganeye.com/procedures/fixing-problems/>

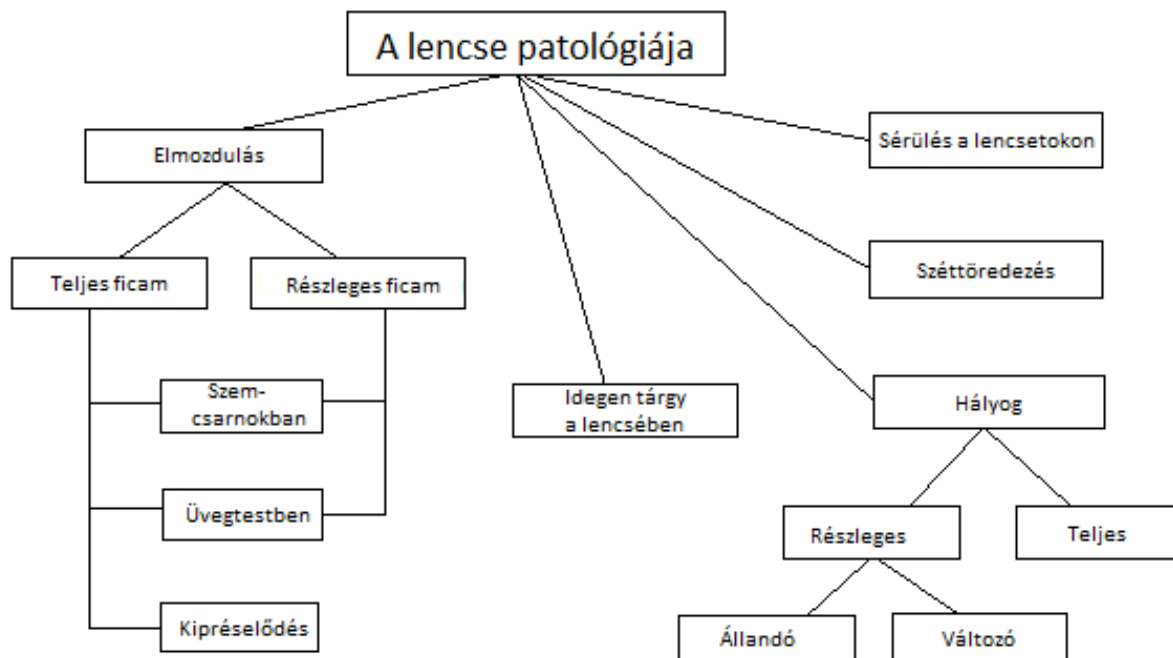
### 3.2.4. A lencse sérülése

A lencsesérülések előfordulása sokkal gyakoribb, mint gondolnánk. Míg a lencsével kapcsolatos prognózis igen fejlett és hatékony, addig az eredmény általában sokkal kellemetlenebb az esetleges mellékhatások miatt. Ez esetben is a réslámpa a legelterjedtebb gyógyászati eszköz, ezt alkalmaznak az állapotfelmérésnél.

A lencse sérülése esetén többféle diagnózis is adódhat. Ha a lencse elmozdul, akkor valamelyest elválí a zonuláktól, ez lehet teljes (luxation) vagy részleges (subluxation) ficamodás. Mind a két típusú szakadás történhet nyílt vagy zárt szemgolyó sérülés keretein belül, és előfordulhat, hogy a lencse a szemcsarnokban vagy az üvegtestben található meg a baleset után, de az is előfordulhat, hogy teljesen kipréselődik a szemből – ez utóbbi csak a teljes ficamodás esetén történhet meg. Részleges ficamodás esetén, ha nincs látásromlás és nincs elzáródás a szemben belül, akkor nincs szükség beavatkozásra. Egyéb esetben a beavatkozás módját megfontoltan át kell gondolni.

A lencsetok elülső részén található sérüléseket könnyű észrevenni réslámpa segítségével, nagyobb körütekintést igényel azonban, ha a rongálódás a lencse periférikus vagy hátsó részén

található. Ilyenkor általában ultrasonográfiás vizsgálattal lehet megvizsgálni az érintett részeket, ám bár a réslámpa segítségével is sokszor látható egy mélyedés a szemkéreg elülső részén, ez a lencse hátsó részének sérülésére utal. A szakadás minden esetben szürkehályogot okoz.



16. ábra: A lencse esetleges sérülései (Kuhn 2008)

A hályog (cataract) a leggyakrabban előforduló és egyben a legkomolyabb következményekkel járó lencsebetegség, ezt egyaránt mechanikus és nemmechanikus (például lézer, mikrohullámok, UV fény stb.) hatás is okozhatja. A hályog lehet részleges vagy teljes, az előbbin belül állandó vagy változó lefolyású is. Előfordulhat, hogy a teljesen tiszta látástól a teljesen homályosig eltelt idő csak néhány óra – ez leginkább gyerekeknél mutatkozik –, de megtörténhet az is, hogy több év. Az, hogy mikor szakítják félbe ezt a folyamatot, főként a lencse hátsó részének állapotától függ. A vizsgálat módja az eddig említett típusok közül kerül kiválasztásra.

A széttöredezés (fragmentation) esetében a lencse darabokra esik szét, begyullad a szem és megnő a szem belső nyomása. A beavatkozást sürgősen végre kell hajtani. Az összes lencsedarabkát el kell távolítani. A beavatkozás típusa nagyban függ a darabok és a lencsemag helyzetétől, az egyidejűleg jelentkező egyéb kóroktól és a szemész egyéni javaslatától.

A lencse eltávolításának műtétjénél fontos az időzítés. Ha zúzódás következtében a szem belüli nyomás változása és a gyulladás gyógyszeres úton jól szabályozható, akkor a műtét könnyen késleltethető. Azonban ha a helyzet gyors orvosi beavatkozást igényel, akkor az elsődleges és másodlagos lencse eltávolításáról kell időben dönteni, végig gondolva az esetleges kockázatos eseményeket.

---

### 3.2.5. A sérülések általános hatása a szövetekre

Számos baleset alkalmával – még ha a szem nem is érintett az ütközésnél – sérülhet meg ezen érzékszervünk, például:

- megváltoznak a szervezet reológiai viszonyai,
- oxigénhiányos állapotba kerül a test,
- hirtelen megnövekedett vérnyomás, stb.

Ha a páciens nincs eszméletnél, vagy mentálisan inkompetens, akkor a szemészorvos azonnal kizárhatja a retinopátiás betegségeket. A vizsgálat alatt mindent aprólékosan dokumentálni kell orvostudományi és jogi szempontokból.

A szem heves vérzése anémiához<sup>13</sup> vagy vérnyomáscsökkenéshez vezethet. A páciens erős vérzés esetén átmeneti látásvesztést érezhet, amely általában nem tart tovább néhány percnél. Néhány nap múlva azonban bekövetkezik egy bilaterális, akut, visszafordíthatatlan látásvesztés, mely először kisebb területtel indul a teljes vakságig. Egyelőre a tudomány nem ismer olyan hatékony gyógyászati kezelést, mely erre a problémára megoldást kínálna.

További szemkárosodások történhetnek a nagy magasságban előforduló nyomáskülönbség, a környezetben található gázok nagy nyomása és örökletes kórok miatt is.

---

<sup>13</sup> Vérszegénység.

---

## 4. A vizsgálataimnál használt végeeselemes modell

### 4.1. A numerikus vizsgálat céljának bemutatása

Kutatásom legfontosabb célja az volt, hogy egy anatómiailag helyes modellen olyan futtatásokat tudjak végezni, ami megfelel a 3.2. fejezetben leírt sérüléstípusok valamelyikének, továbbá modellezni tudjam, milyen mechanikai hatások érik a szemet és környezetét, ha egy testtel ütközik. Terveim között szerepel – akár labda nagyságú – testekkel történő ütközések vizsgálata is.

Munkám során Bocskai Zoltán modelljét használtam, melyhez képest fejlődést jelent az, hogy az eddig megtámasztásként szolgáló csonkagúla alakú rugalmas test helyett én a koponyacsontba ágyaztam a szemet, így egy sokkal valóságosabb helyzetet teremtettem, pontosabb peremfeltételeket biztosítva. A fentiekből következik, hogy a dinamikus terhelések bevezetése előtt szükség volt statikus terhelések futtatására is, melyekkel teszteltük a modellt, felkészítve azt a sokkal kényesebb és bonyolultabb műveletekre is.

### 4.2. A geometriai modell felépítése

Az általam használt numerikus modellben a szem geometriáját Bocskai korábbi tanulmánya alapján [Bocskai 2013.] hoztam létre. A következőkben ezt a modellt ismertetem.

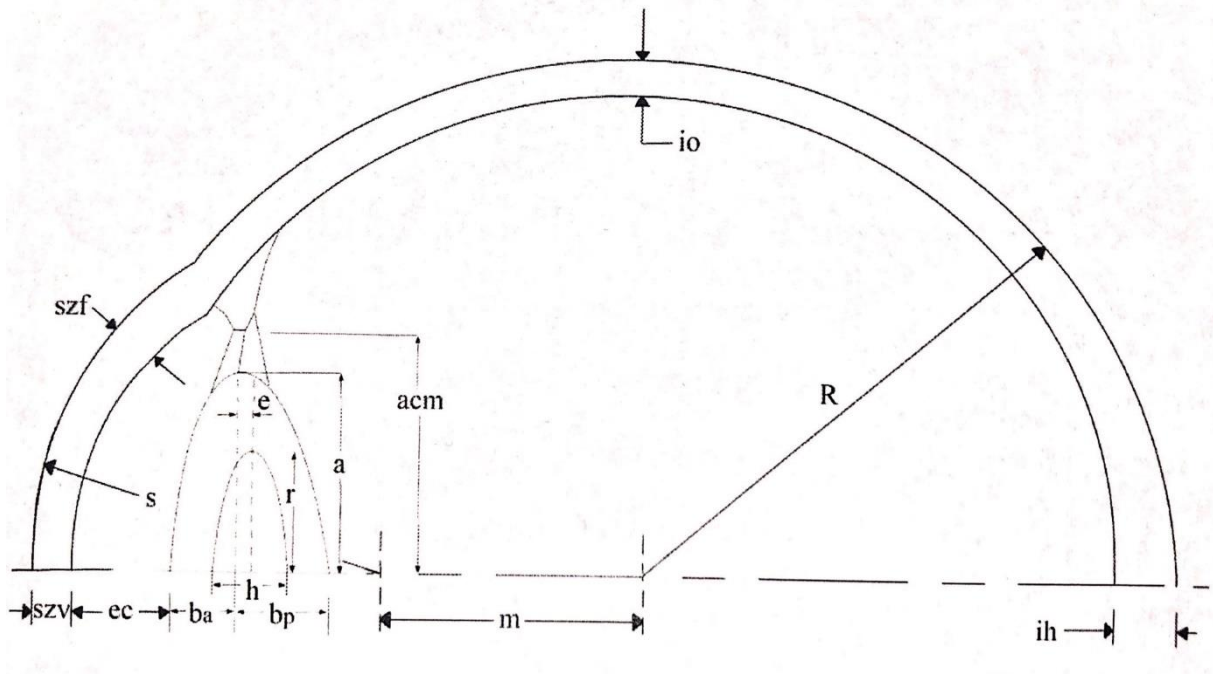
A numerikus szimulációkhoz egy több részből álló háromdimenziós modellt használunk. Az alapvető cél a biomechanikai pontosság betartása mellett a széleskörű felhasználhatóság, így az adatok rugalmas változtatásának lehetőségének érdekében Bocskai eredetileg az ANSYS programrendszer (ANSYS 13.0, Ansys Inc., Canonsburg, USA) APDL paraméteres tervezői nyelvének segítségével dolgozott, tervezéskor kihasználva a szem tengelyszimmetriáját. Az én tanulmányomban az ANSYS felhasználói felülete elegendőnek bizonyult a kutatáshoz, így én a Workbench programot használtam. A szem bizonyos részei az idő előrehaladtával változnak, így Bocskai 20, 30, 40, 50 és 60 éves kornak megfelelő szem modelleket is használt. Ezek közül én részletesebben a **20 éves korban** fennálló állapotokkal foglalkoztam, de megjegyzem, hogy esetleges jövőbeli céljaim között szerepel a többi modell vizsgálata is.

Az általam használt Bocskai-modellben a következő geometriai paraméterek találhatók meg:

- külső burok (ínhártya) külső sugara (  $R$  ) gömb alakot feltételezve,
- az ínhártya hátsó (ih) és oldalsó (io) vastagsága, belső falán ellipszoid alakot feltételezve,
- a szaruhártya külső sugara (s),

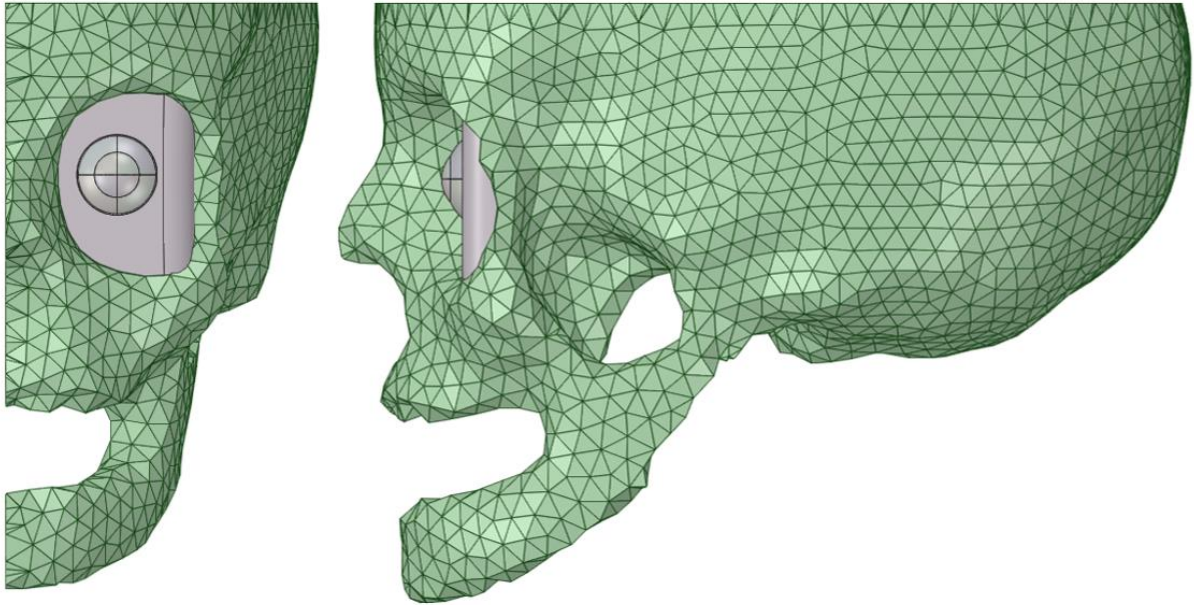


- a szaruhártya vastagsága a szemtengelyben (szv) és a szélein (szf),
- az elülső csarnokmélység, a szaruhártya és a lencse távolsága (ec),
- a szemgolyó középpontja és a szaruhártya görbületi középpontjának távolsága (m),
- a lencse ekvatoriális sugara (a),
- a lencse vastagsága ( $b=b_a+b_p$ ),
- a lencse görbületi viszonyaira vonatkozó paraméterek (c, d),
- a lencse mag vastagsága (h),
- a lencse mag sugara (r),
- a lencse mag pozíciója a lencse ekvátorához viszonyítva (e),
- a lencsetok vastagsága elöl (tva) és hátul (tvp),
- a sugártest belső sugara (acm).



17. ábra: A geometriai paraméterek Bocskai modelljében

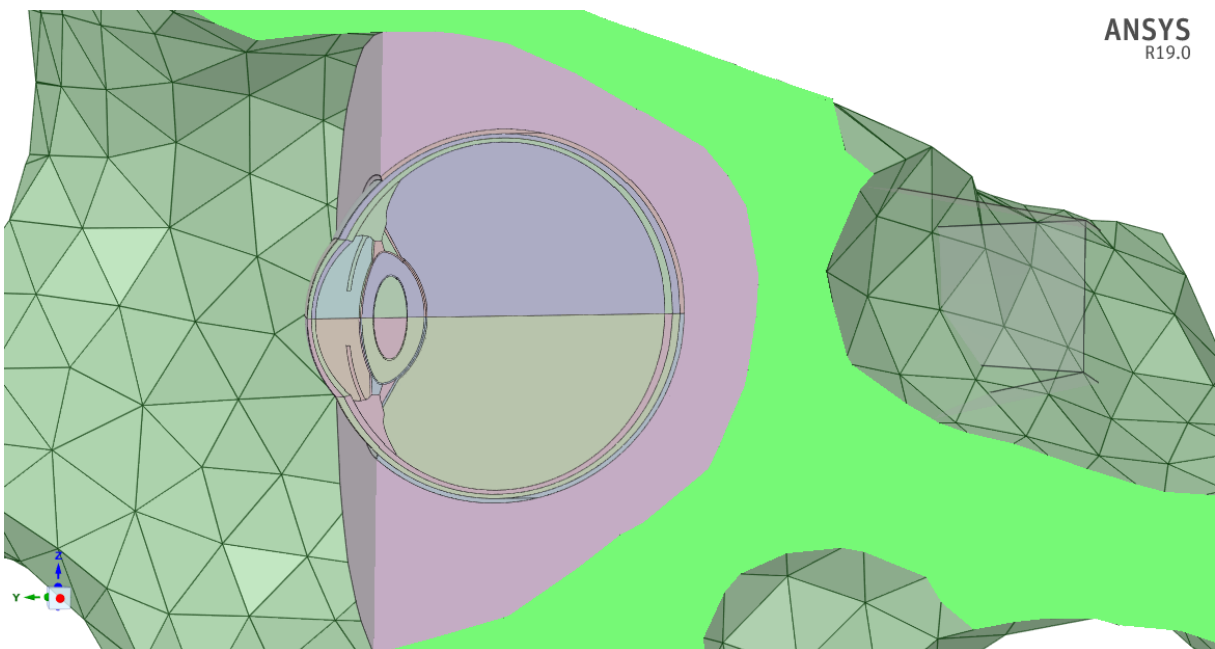
A teljes modellben homogén, izotrop, lineárisan rugalmas anyagokat alkalmaztam. Az *eredeti* változatban Bocskai a szem körüli ágyazó zsírréteget egy csonka gúla alakú résszel vette figyelembe. A valóságban a szemmozgató izmok közel egy pontban találkoznak, ezt körül öleli a zsírszövet és a koponyacsontok. Saját modelletem ennek megfelelően *módosítottam*. A szemmozgató izmokat a fizikai számításokban figyelmen kívül hagytam (Bocskai ezen részeket felületelemekként modellezte), mivel a megtámasztó szerepük csekély, feladatkörük főként a bulbus mozgásában játszik szerepet.



18. ábra: A numerikus modell elől- és oldalnézete

A zsírtest is *átalakításon* ment keresztül, hiszen a koponyacsontba történő beillesztéskor lecsökkent az eredetileg csonka gúla alakú test térfogata, hogy a szabályosabb geometriát, és később a kedvezőbb hálózást lehetővé tegyük. Ugyanezen okból kifolyólag a járomcsontnál 7.23 mm-es lekerekítést is alkalmaztam.

Bocskai az eredeti modellben a lencse, a kéreg, a tok, az üvegtest és a csarnok között folytatódó kapcsolatot feltételeztem, hiszen jelenleg a részek közötti mechanikai kapcsolatok jellegéről nem találhatóak pontos mérési adatok. Ennek megfelelően én a szemgolyó részei között is, és a koponyába való illeszkedés helyein is folytonos kapcsolatot modelleztem.



19. ábra: A numerikus modell metszete

---

Az általam alkalmazott koponyacsontokat egy mérnökök és tervezők számára fenntartott tudományos weboldalon, a GrabCAD nevű oldalon megtalálható koponyacsont modell alapján készítettem (Sam Hamer, 2018).

Az eredeti koponyacsontok üregesek voltak, ezeket az egyszerűség és a valóságra való törekvés<sup>14</sup> kedvéért tömör csontokként építettem be a modellbe. A modellben alkalmazott végelelemszám csökkentésének érdekében csak a koponya felét vettem figyelembe, továbbá a homlokcsontok nagy részét is eltávolítottam. A „shrinkwrap”<sup>15</sup> funkcióval (5.5 mm-es értéket használva) tovább egyszerűsítettem a modellt arra törekedve, hogy a koponya alapvető formáinak megtartása mellett az éles kidudorodásokat a minimumra csökkentsem.

---

<sup>14</sup>A valóságban kétfajta csontszövet található meg a testeknél: a corticalis-külső és trabecularis-belső csontszövet, melyek közül a külső réteg egy keményebb, tömörebb részből, míg a belső egy porózusabb, könnyebb részből áll. Ezen szövetek teljesen eltérő mechanikai és anyagi tulajdonságokkal rendelkeznek, de kitöltik a csont térfogatát.

<sup>15</sup> Egyes modellekben megtalálhatóak olyan részletek, melyek megnehezítik a numerikus számítást – például a modellben kis hézagok vagy éles csúcsok találhatóak. A „shrinkwrap” eszköz simított felületet hoz létre a modell köré, ez lezárja a réseket, és leegyszerűsíti az éleket.

### 4.3. A modellben alkalmazott anyagtulajdonságok ismertetése

Az 1. táblázatban a modellben szereplő részek mechanikai tulajdonságai olvashatóak. A koponya két jól elkülöníthető szövetrendszerből áll, így nehezen lehet megállapítani egységes mechanikai jellemzőket. A modellben 1000 MPa Young-modulust alkalmaztam. Megjegyzem, hogy ez a valóságos értéktől különbözik. A módosítás oka az, hogy a modellben ennek az anyagnak a Young-modulusa a többi résztől nagymértékben eltér, ez pedig nehézségeket jelent a számítás során. Ezt figyelembe véve olyan értéket választottam, mely a többihez képest lényegesen merevebbnek számít, mégsem tér el annyival tőlük, hogy ez akadályozza a modell lefutását.

Megnevezés	Young-modulus [MPa]	Poisson-tényező [-]	Sűrűség [kg/m <sup>3</sup> ]
Ínhártya	10,00	0,41	1400
Érhártya	0,016	0,49	1400
Ideghártya	0,016	0,49	1400
Üvegtest	0,042	0,49	1006
Sugártest	12,00	0,49	1600
Lencse mag	0,000862	0,49	1078
Lencsekéreg	0,002766	0,49	1078
A magot és kérget körülvevő rész	1,00	0,47	1078
Írisz	0,0062	0,48	1006
Szemcsarnok	0,037	0,49	1006
Zonulák	1,50	0,49	1000
Szaruhártya	2,00	0,41	1400
Zsírtest	0,047	0,49	999
Koponyacsont	1000,00	0,40	9509

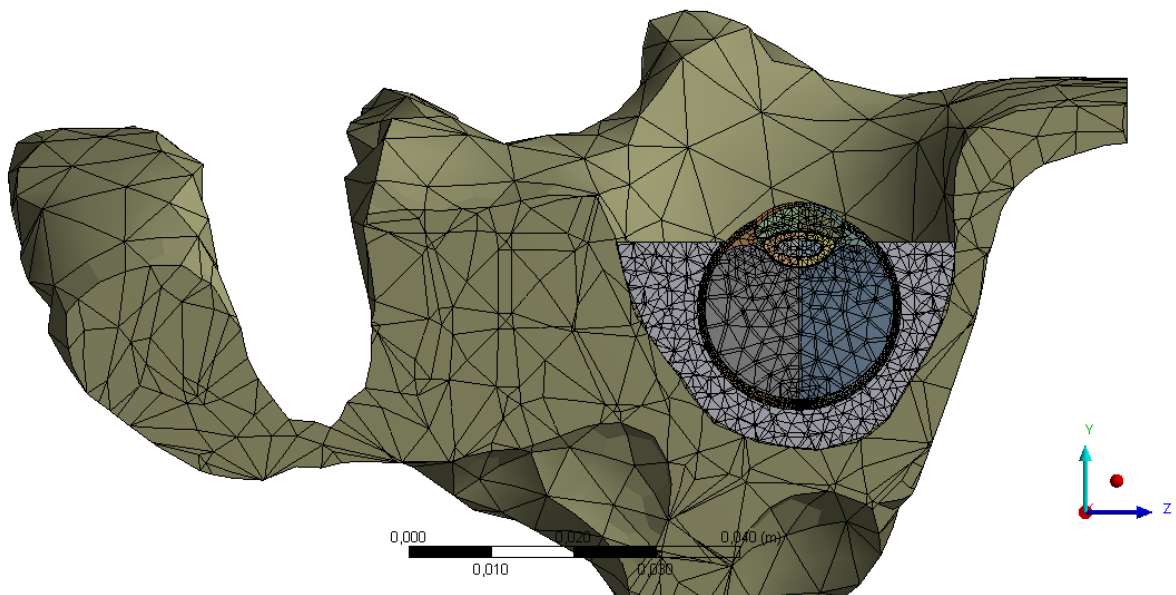
1. táblázat: A modellezett részek mechanikai tulajdonságai (Power [2001], Fisher [1977, 1971], Van Alphen és Graebel [1991], Stitzel [2002], Heys [1999])

Az explicit dinamikai számításnál egy teniszlabda méretű, 6.7 centiméteres átmérőjű test is található a modellben. Ennek mechanikai adatait a koponyával megegyezőnek vettem fel. Az írisz tulajdonságairól a szakirodalmakból nem állt rendelkezésemre semmilyen adat, így azt feltételeztem, hogy hasonlóképpen viselkedhet ez a rész, mint a beágyazódás helyeként szolgáló szemcsarnok.

#### 4.4. A végeelem háló készítésének ismertetése

A numerikus számításnál minden résztartomány esetében kvadratikus tetraéder elemeket alkalmaztam. A minimális elemnagyságot értelemszerűen a test alakjához és méretéhez igazítottam, az erőteljesebben görbült felületeknél sűrítettem a hálót. A hálórendszer Bocskai disszertációjában részletgazdagabb, de az általam végzett numerikus vizsgálat szempontjából elegendőnek bizonyult a nagyobb elemméretek alkalmazása is.

A bulbus esetében a hálót nagyrészt automatikus generálással készítettem úgy, hogy a minimális végeelemméret 1 mm, míg a maximális 1 cm. Jobbnak bizonyult a modell minősége, ha a viszonylag vékony, felületszerű elemeket külön hálózunk, itt a végeelemek mérete 0.8 mm-hez közelít. Megjegyzem, hogy a teljes szemgolyónál alkalmaztam azt a funkciót, amely a hálót az íves részekenél besűríti.



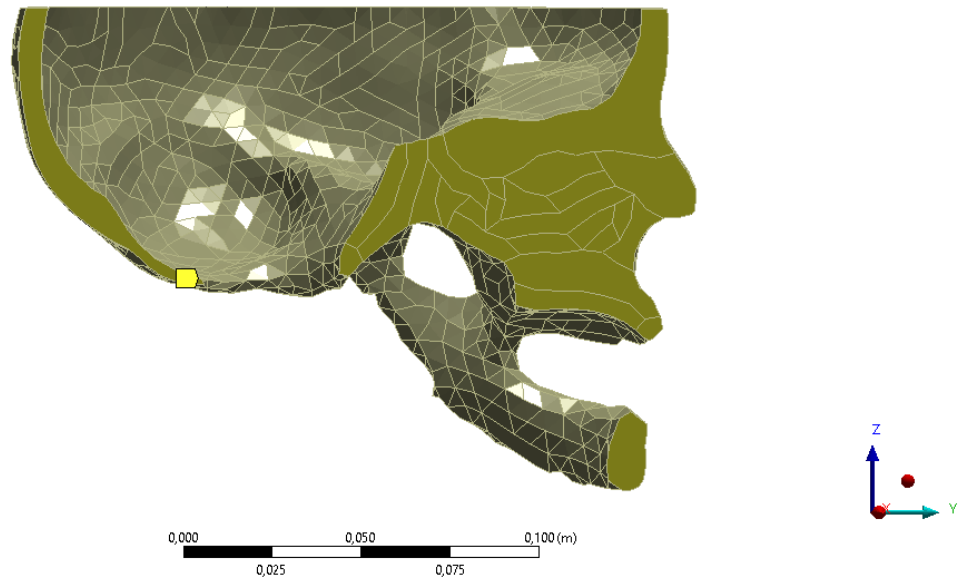
20. ábra: A modell végeelemhálója

A koponya esetében a tetraéderek oldalnagyságai 1 cm-hez közelítenek. A program a háló sűrítésekor figyelembe veszi az íveltség mellett az egyes részek egymáshoz való közelségét is. A zsírszövet esetében 2 mm hosszúságúak a háló élei. A hálózást a tetraéderek oldalirányainak határozószámától függő grafikon alapján ellenőriztem, törekedve arra, hogy a végeelemek a 25-ös határszám alatti értéken belül maradjanak, ám sajnos ez a verzió 200 ezer végeelemet eredményezne, melyet a kutatáshoz használt számítógépem képtelen lefuttatni. Így a fentebb említett adatokkal a határszám 35-re bővült, ezen beállításokkal a hálózás minősége még elfogadhatónak minősíthető, ugyanakkor a modellben fellelhető összes végeelemek száma 90 ezer körülire csökkenthető.

## 4.5. A peremfeltételek és terhek leírása

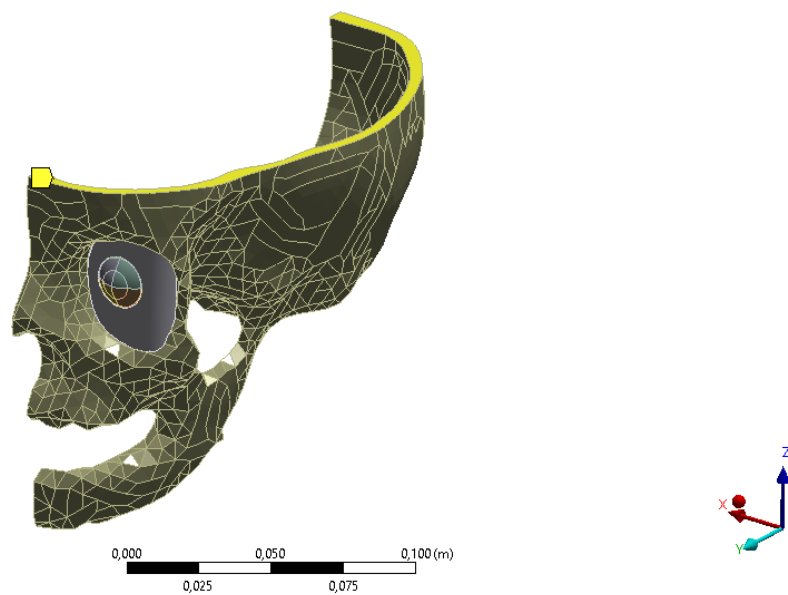
Kutatásom egyik fő célja az volt, hogy Bocskai modelljét pontosítva valósághűbb peremfeltételek mellett tudjak futtatásokat végrehajtani. Ezt a koponyacsont szemmodellbe való beillesztésével kívántam elérni. Munkámban a zsírszövet és a koponyacsont között folytonos és állandó kapcsolat van. Valódi megtámasztást a koponyacsont hátsó oldalán alkalmaztam (23. ábra), így a zsírszövet is szabadon mozoghat a térben. Kikötöttem továbbá, hogy a koponyacsont levágott élei mentén az adott felületre merőleges mozgás ne jöhessen létre (21. ábra és 22. ábra).

A: 0806  
Displacement 2  
Time: 1, s  
2020. 10. 13. 19:44  
Displacement 2  
Components: 0,;Free;Free m



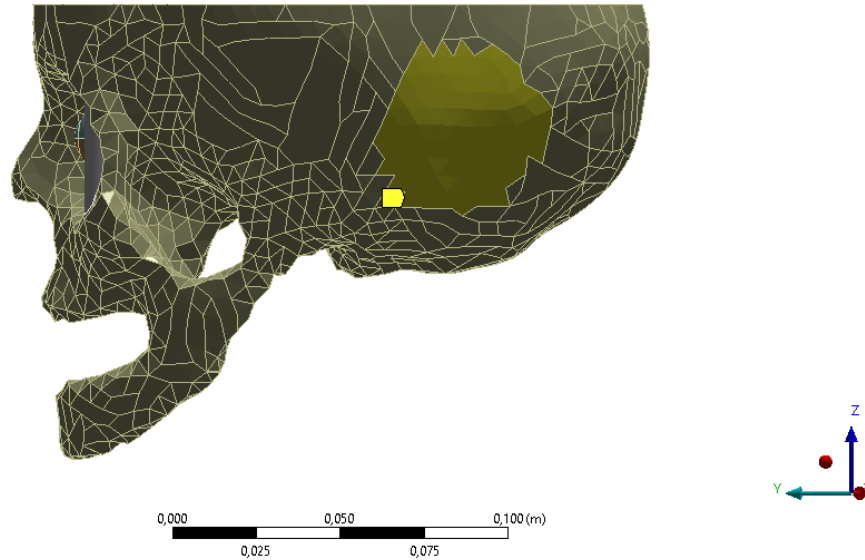
21. ábra: A félkoponya x irányú megtámasztása

A: 0806  
Displacement 3  
Time: 1, s  
2020. 10. 13. 19:45  
Displacement 3  
Components: Free;Free;0, m



22. ábra: A félkoponya z irányú megtámasztása

A: 0806  
Displacement  
Time: 1, s  
2020. 10. 13. 19:43  
Displacement  
Components: 0,0,0, m



23. ábra: A koponya befogása

Fontos megemlíteni, hogy a dinamikai futtatások hiteles eredményei szempontjából fontos volt a nagy elmozdulások engedélyezése a programban.

Számításaimban **négyféle analízistípust** alkalmaztam: statikus -, modális -, implicit dinamikus – és explicit dinamikus vizsgálatot.

A *statikus analízis* esetében eleinte egy nagyon kicsi teherrel, 50 Pa nagyságú nyomással terheltem a szaruhártya felületét. Ezt követte egy 7000 Pa nagyságú nyomással történő terhelés, mely már megfeleltethető egy valóságos esetnek; ez következhet be, ha az ember ujjával finoman megnyomja szemét.

Az implicit dinamikus futtatások helyes lefutásához elengedhetetlen volt a *modális analízis*, azaz a sajátértékek, rezgésalakok meghatározására használt algoritmus alkalmazása. Ennek segítségével meghatározhatjuk a dinamikus vizsgálatokhoz szükséges időlépés mértékét és a futtatás időtartamát. Ezen analízis esetén 10 sajátalakot állítottam elő a programmal, melyek közül a 7. sajátalak sajátfrekvenciáját alkalmaztam az implicit dinamikus futtatásoknál. Ennek oka az, hogy ez a sajátalak mutatta az általam alkalmazott erő hatására feltehetőleg bekövetkező mozgást. A megfelelő időlépés meghatározásához a következő képletet használtam:

$$\Delta t_i = \frac{1}{20 \cdot f_i}, \quad (1)$$

ahol

- $\Delta t_i$  a maximális időlépés az  $i$ -edik dinamikus vizsgálatban,
- $f_i$  az  $i$ -edik eset frekvenciája.

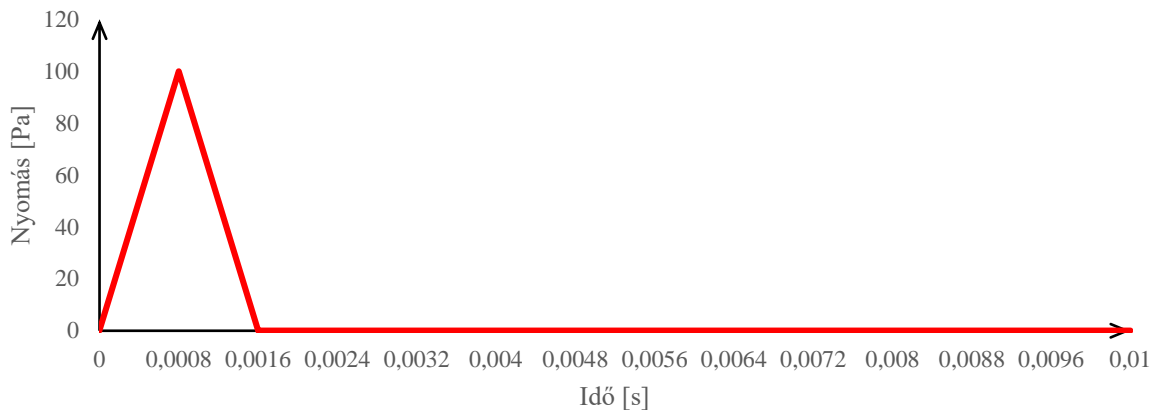
A hetedik frekvenciát használtam a vizsgálat hosszának meghatározására:

$$T = \frac{1}{f_7}, \quad (2)$$

ahol

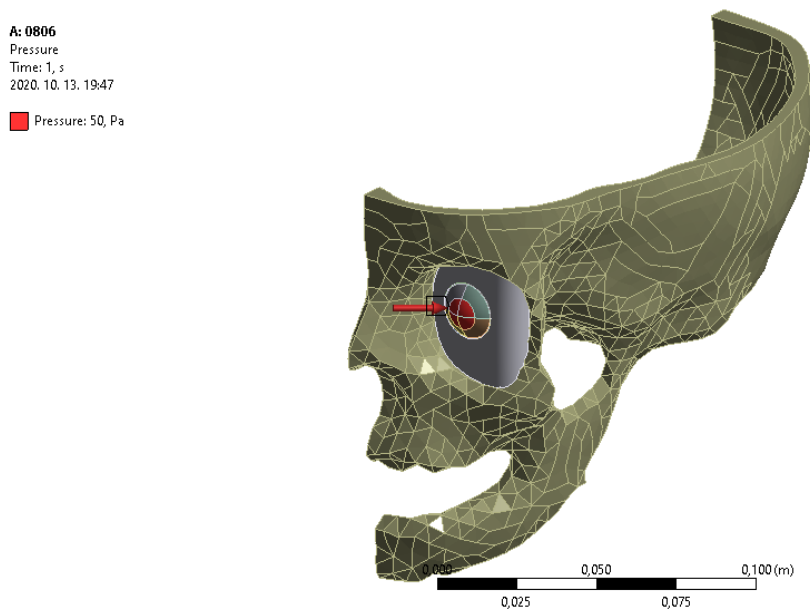
- T a test vizsgálatának időtartama,
- $f_7$  a hetedik sajátfrekvencia értéke.

Az *implicit dinamikus analízis* esetében első esetben egy kisebb terhet (100 Pa), a második esetben egy nagyobb terhet (10000 Pa) alkalmaztam. A nyomás ezekben az esetekben is a szaruhártya felületén működött úgy, hogy a felületre merőlegesen hasson.



24. ábra: Az I1 implicit dinamikus vizsgálat nyomás-idő diagramja

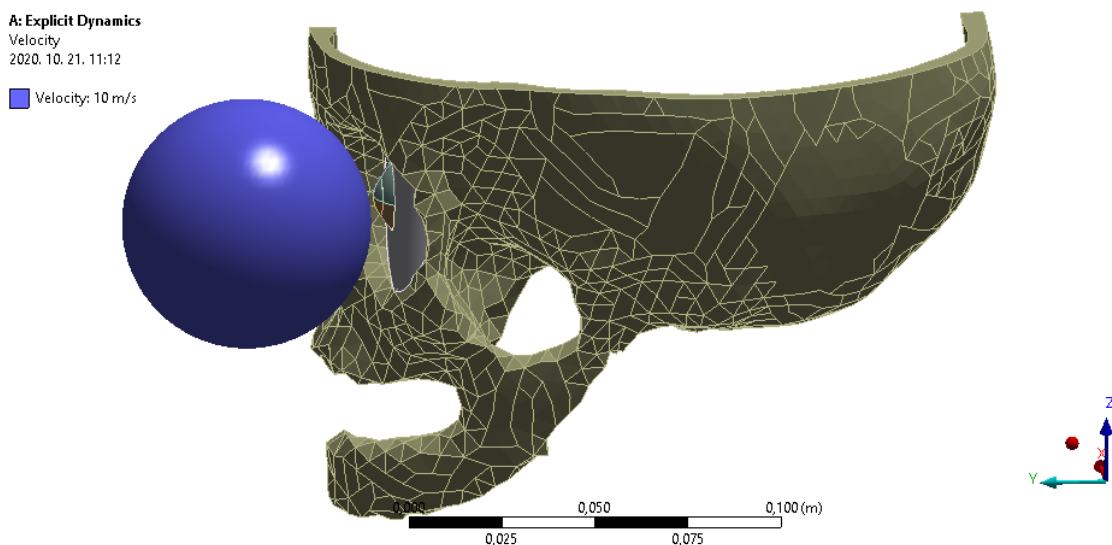
Az implicit dinamikus futtatások lökészerű terhelését szemlélteti a 24. ábra és a 25. ábra. Az I2 és I3 vizsgálatoknál (a rövidítés értelmezése a 2. táblázatban olvasható) is ugyanilyen hosszú idő alatt történt meg az erőátadás, csak azokban az esetekben más a teherintenzitás.



25. ábra: A statikus, modális és implicit dinamikus futtatásoknál alkalmazott teher helye és iránya



Az *explicit dinamikus futtatás* esetében a terhelést egy 10 m/s kezdősebességgel rendelkező labda jelentette, mely „-y” (vízszintes) irányban mozog, majd így találja el a szemet és a koponyát, ezt ábrázolja a 26. ábra.



26. ábra: Az explicit dinamikus futtatás esetén alkalmazott terhelés

Rövidítés	Analízis típusa	Terhek	Maximális időlépés [s]	Minimális időtartam [s]
S1	Statikus	50 Pa nyomás a szaruhártyán	-	-
S2	Statikus	10000 Pa nyomás a szaruhártyán	-	-
M	Modális	-	-	-
I1	Implicit dinamikus	100 Pa dinamikus teher a szaruhártyán	0,0002	0,015
I2	Implicit dinamikus	1000 Pa dinamikus teher a szaruhártyán	0,0002	0,015
E	Explicit dinamikus	10 m/s sebességű labda találata	-	-

2. táblázat: A modellen végzett futtatások jellemzése

A 2. táblázatban a futtatások rendszerezett részletei, adatai láthatóak. A vizsgálatok legkisebb időlépései és legnagyobb időtartamai is láthatóak. Az elemzések elnevezéseiben az első betű a vizsgálat természetére utal – statikus futtatásnál S, modálisnál M, implicit dinamikusnál I, explicit dinamikusnál E betű –, a szám pedig az analízis sorszámáért felel a teher növekedése szerint rendezve.

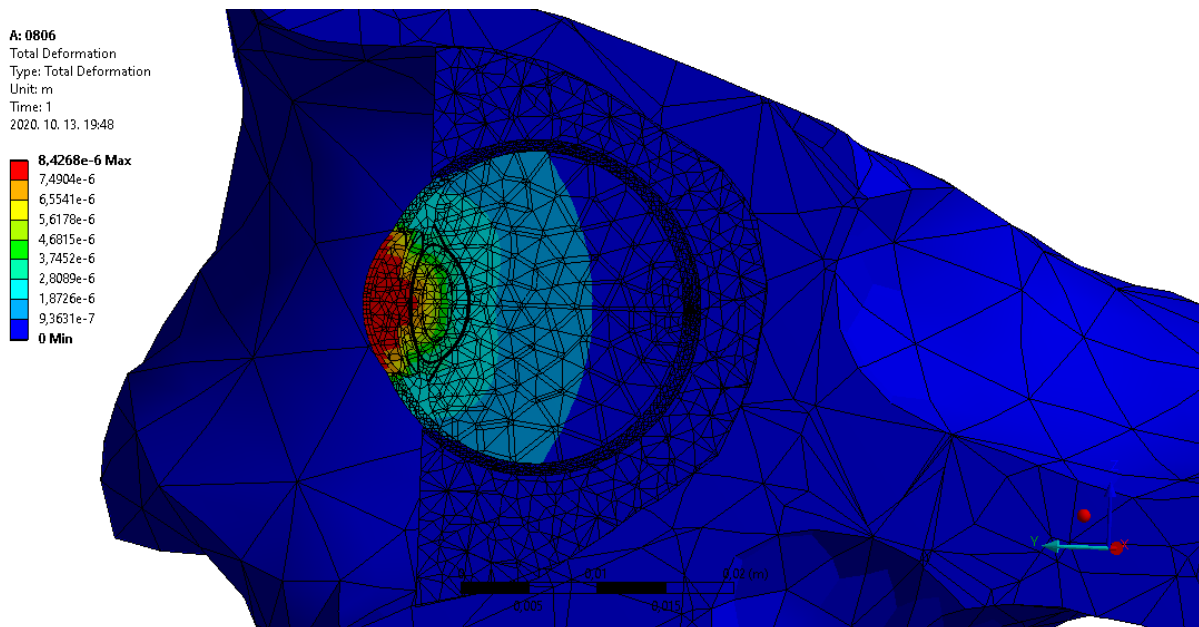
## 5. Eredmények

Ebben a fejezetben szeretném ismertetni az egyes futtatások eredményeit. Ahogy már említettem, a modális analízis eredményeit a dolgozatomban nem részletezem.

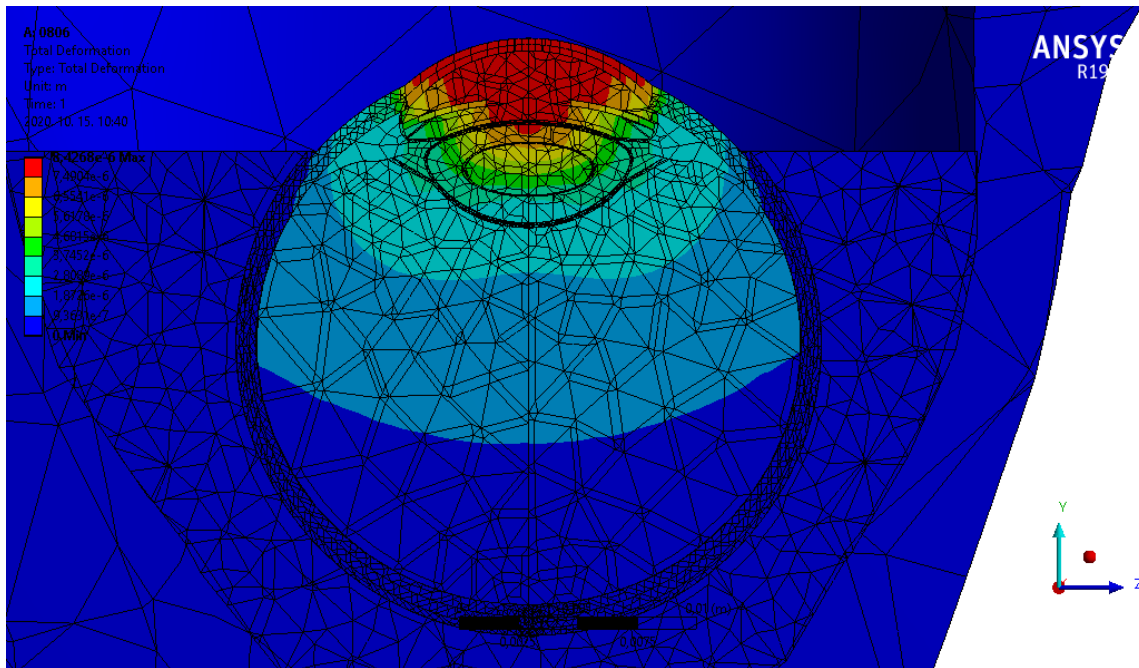
### 5.1. S1 futtatás eredményei

Az S1 statikus futtatás célja elsősorban az volt, hogy megbizonyosodjak a modell működőképességéről, arról, hogy a tehereloszlásban résztvevő élettani részek összehangolt mozgást mutatnak. Ez a kapcsolat jelentkezik az alakváltozás- és feszültségdiagramokon is.

Az első terhelési eset hatására bekövetkező teljes elmozdulásrendszer mutatja a 27. ábra. A teher nagyságából és a biomechanikai „szerkezet” jellegéből adódik, hogy nem keletkeznek túl nagy elmozdulások, legnagyobb értékük a század milliméteres nagyságrendet közelíti. A 28. ábra a szem és zsírszövet elmozdulásait mutatja közelebbről.

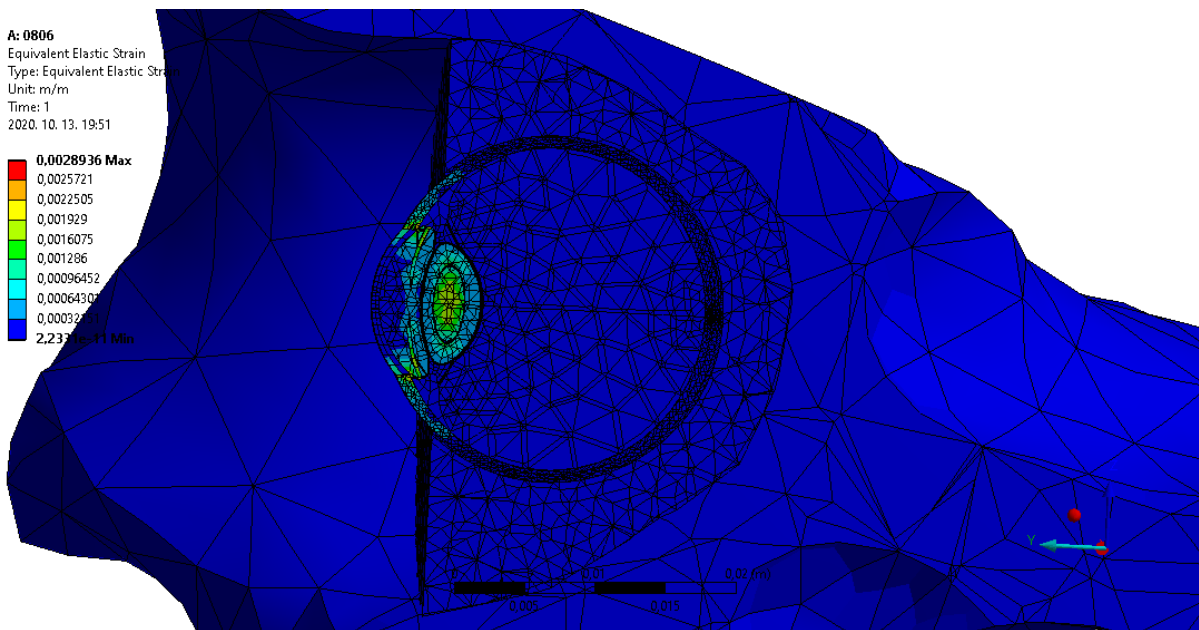


27. ábra: A szem globális keresztmetszete S1 futtatás esetén –teljes elmozdulás [m]

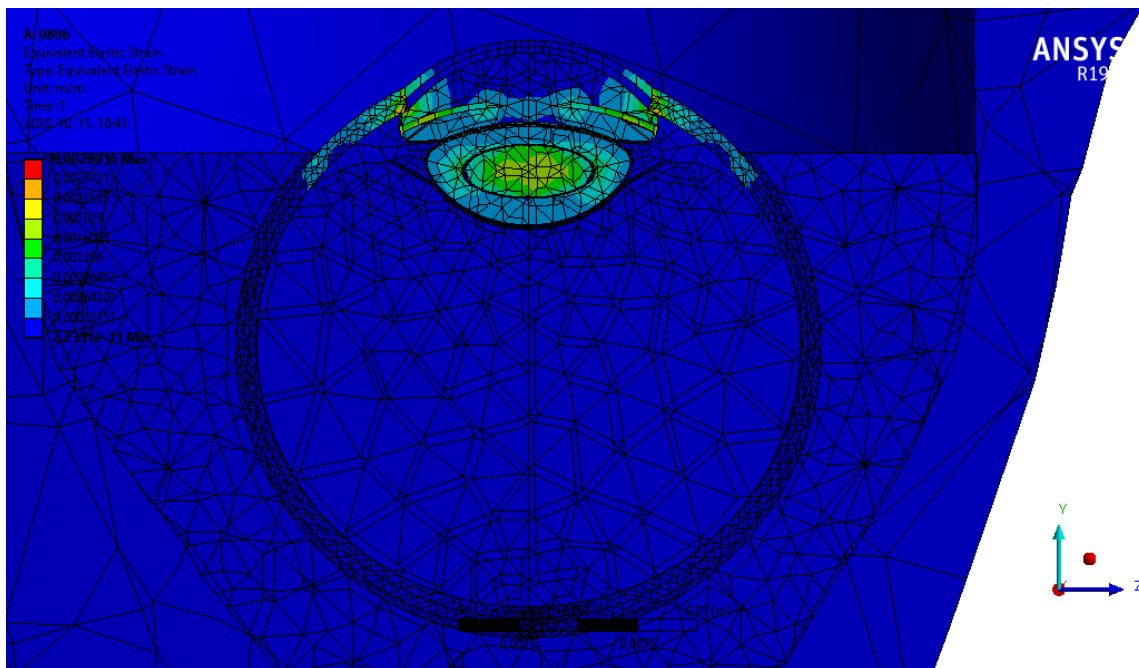


28. ábra: A szem lokális keresztmetszete SI futtatás esetén – teljes elmozdulás [m]

A 29. ábra és 30. ábra az alakváltozásokat mutatja. A legnagyobb megnyúlások a szem frontális részén következnek be, az írisznél, a corneosclerális határnál és a lencsénél.

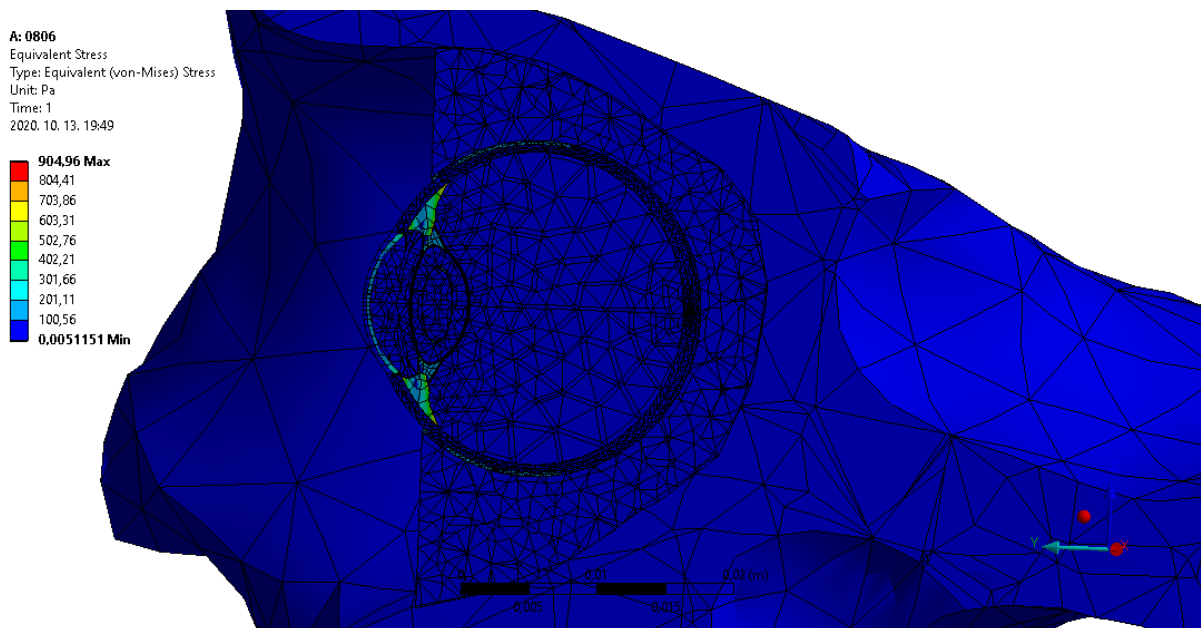


29. ábra: A szem globális keresztmetszete SI futtatás esetén – alakváltozások [m/m]



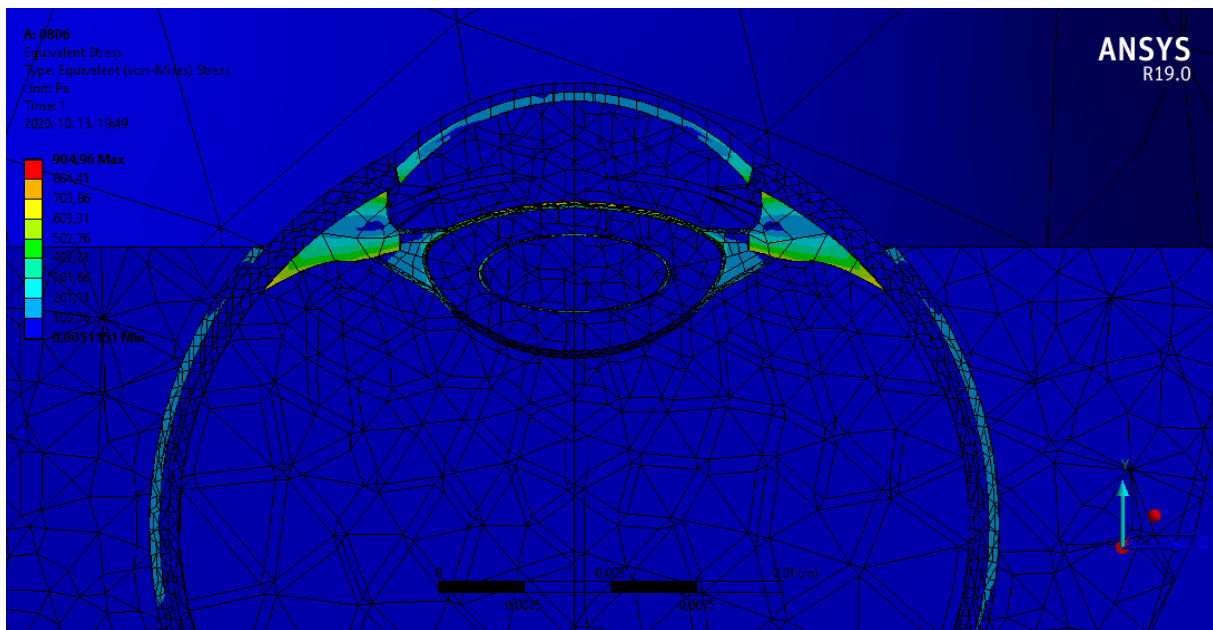
30. ábra: A szem lokális keresztmetszete SI futtatás esetén – alakváltozások [m]

A von Mises redukált feszültségcsúcsok <sup>16</sup> a szaruhártyában, az ínhártyában, a sugártestben, a zonulákban és a lencsében keletkeznek (31. ábra és 32. ábra). Megjegyzem, hogy ezek a legmerevebb elemek a szemben belül. A tehernek csekély hatása van a zsírszövetre és a koponyacsontira.



31. ábra: A szem globális keresztmetszete SI futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa]

<sup>16</sup> A von Mises redukált feszültségek előnye, hogy segítségével bármilyen szimulációt egy más modellel könnyen összehasonlítható feszültségállapotra egyszerűsíthetünk.

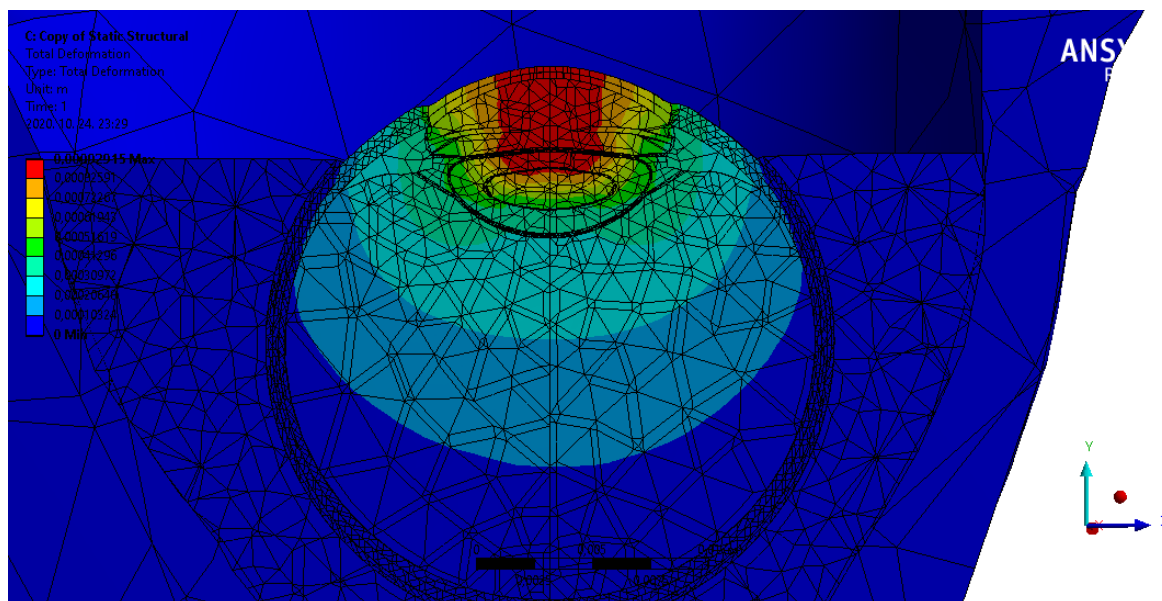


32. ábra: A szem lokális keresztmetszete a von Mises feszültségi csúcsok helyén

## 5.2. S2 futtatás eredményei

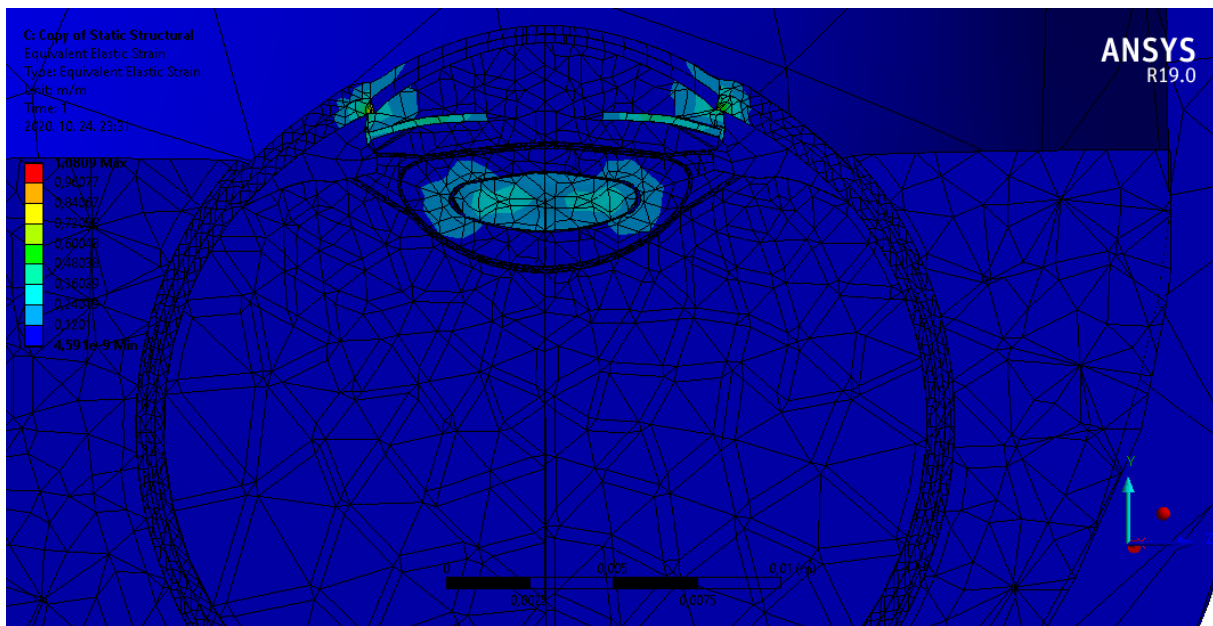
Az S2 futtatás kiinduló adatai az S1-étől csak a teher nagyságában térnek el, így a futtatás célja hasonló volt, mint az első esetben. Mindkét esetben a nagy elmozdulások elvét alkalmaztam, de az S1 futtatásnál ez a beállítás nem tudott érvényesülni, a teher hatására nem keletkeztek nagy elmozdulások. Azonban az S2 futtatásnál már akkora nagyságú a teher, hogy a kis elmozdulások elvének alkalmazásával eltérnének a valós esettől.

A 33. ábra szemlélteti az S2 futtatás esetén bekövetkező elmozdulásokat. Az erőhatás kétszázszor akkora, mint az S1 vizsgálat esetében, ennek következtében az elmozdulások nagysága között is közelítőleg ez az arány figyelhető meg. A legnagyobb elmozdulások a fent említett esethez hasonló helyeken jelennek meg, viszont az S2 vizsgálatban mélységét tekintve már a lencsekéreg rétegénél is relatíve nagy elmozdulás (pirossal jelölt érték) figyelhető meg. Az elülső rétegeket tekintve a nagy elmozdulások *kisebb felületre* koncentrálódnak, azonban *mélyebb rétegekig* elér hatásuk. Ez esetben látványos a *harántkontrakció* hatása, a pirossal jelölt részek elmozdulása „-y” irányba körülbelül 0,9 mm nagyságú, ennek következtében a zsírtestbe ágyazott részek „z” irányba kényszerülnek mozdulni.



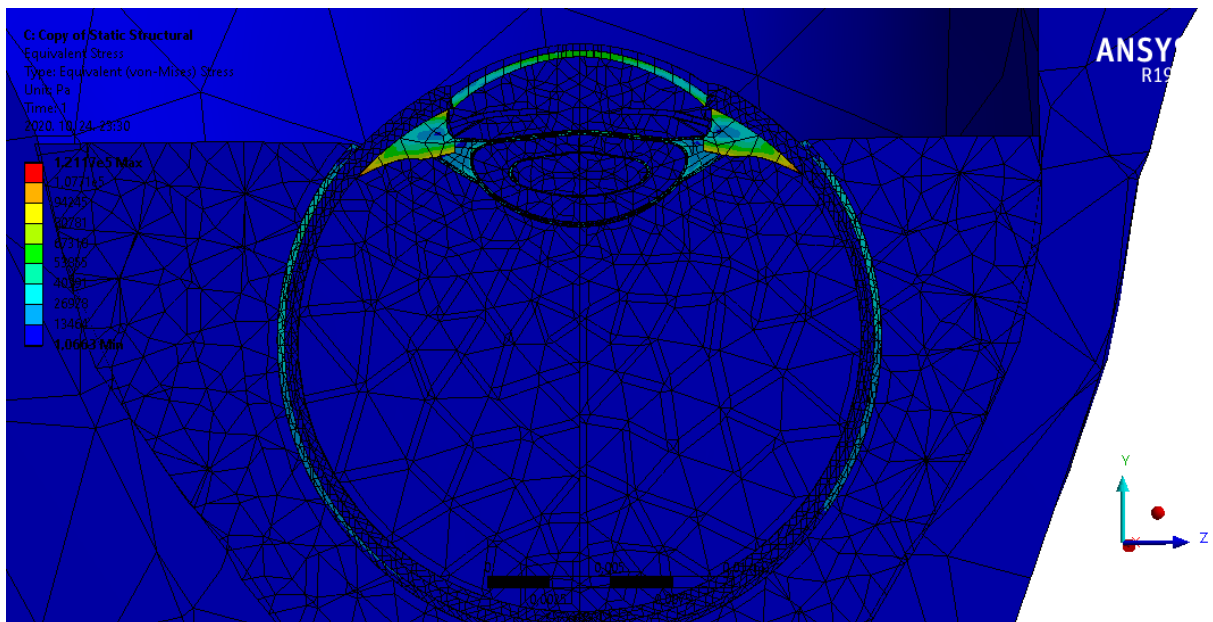
33. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m]

Az alakváltozások vizsgálatánál az S2 futtatás értékei (34. ábra) között szintén két nagyságrenddel nagyobb értékeket láthatunk, mint az S1 értékeinél. A legnagyobb alakváltozások ez esetben a *kötőhártyában*, az *iriszben*, a *corneosclerális határ környékén* és a *lencsében* figyelhetőek meg. Ezen részekről megállapítható, hogy a rugalmassági modulusuk kicsi a többi részhez képest, és a teher támadta oldalon találhatóak.



34. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – alakváltozások [m/m]

A feszültség ábra (35. ábra) vizsgálata esetén is megfigyelhető az eredmények két nagyságrenddel való növekedése. A maximum érték közel 120 kPa, elhelyezkedése a sugártestben az üvegtesttel és ideghártyával határos sarokban, a szemcsarnokkal határos felületen, továbbá a lencsekérget határoló rétegben látható. A szaruhártya, ínhártya és a zonulák nagyobb részén keletkezik mértékadó feszültség, mint az S1 futtatás esetében.

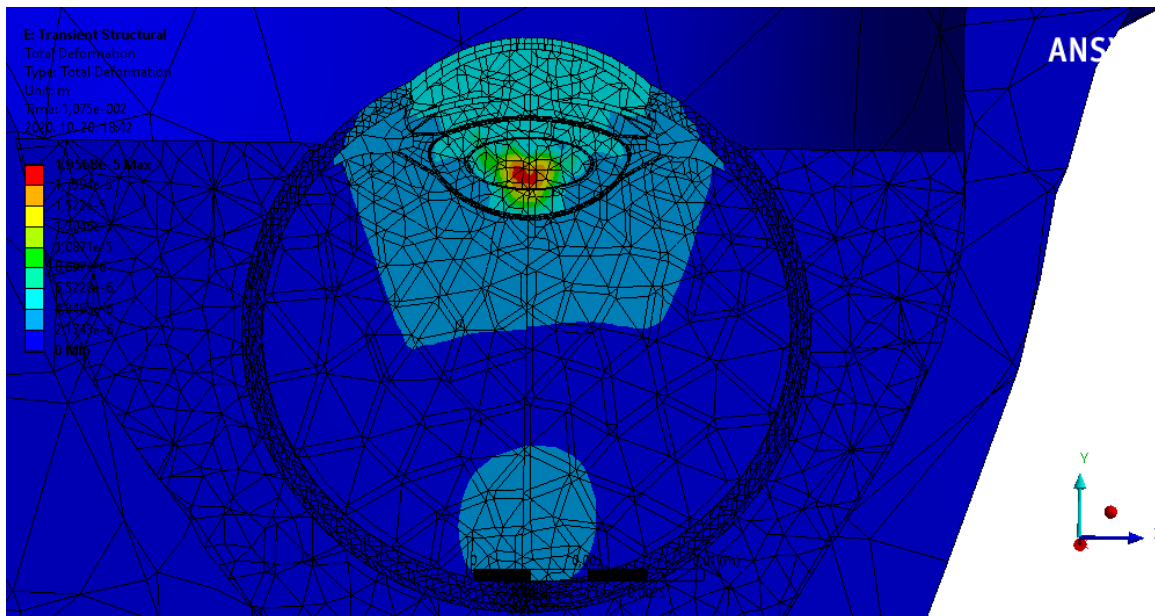


35. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa]

### 5.3. I1 futtatás eredményei

Az implicit dinamikus futtatásokkal az volt a célom, hogy megalkossak egy olyan állapotot, amikor azon rétegekben keletkeznek feszültségcsúcsok, és azokon a specifikus helyeken, melyet Kuhn könyvében találhatunk (3.2. fejezet). Az eredmények összehasonlításakor négy részt vettem figyelembe, ezek a *szaruhártya*, az *ínhártya*, az *írisz* és a *lencse*. Ezen összehasonlítást az I2 futtatás eredményei bemutatásakor végzem el.

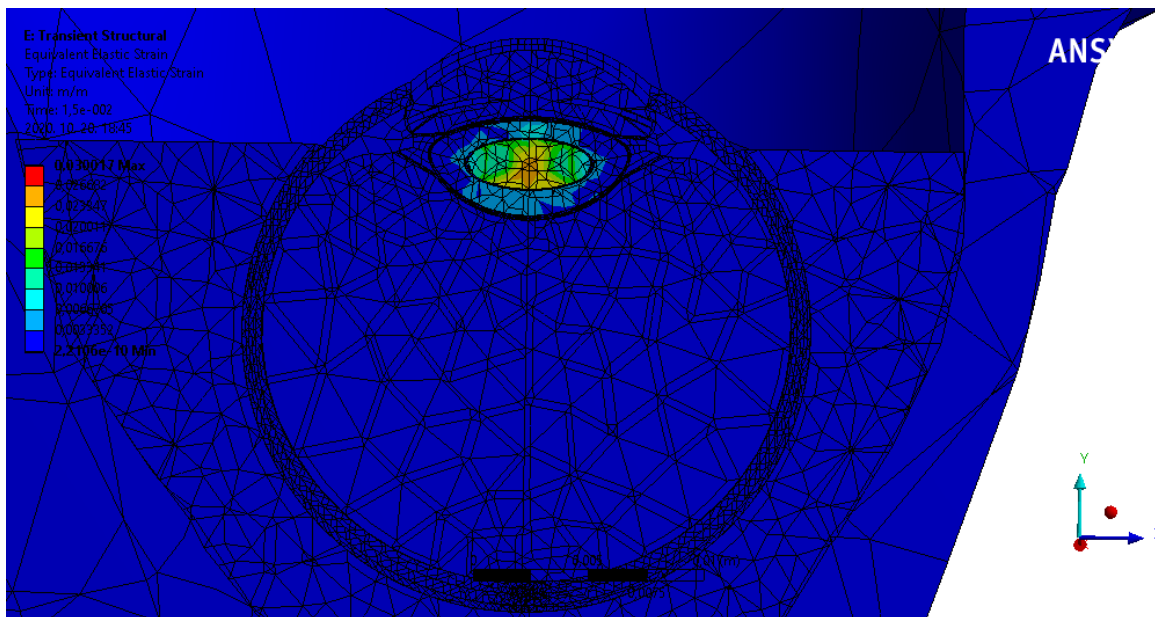
Az S1 és I1 elmozdulás ábrái között nagy különbségek figyelhetők meg (28. ábra és 36. ábra). Annak ellenére, hogy a fent említett két esetben az elmozdulások nagyságrendje hasonló, a *legnagyobb elmozdulások* keletkezésének *helye* eltérő. Lökésszerű dinamikus hatásra a *lencse* mag toródik el leginkább, míg statikus hatásra a *szemcsarnokban és környezetében* figyelhetők meg jelentős elmozdulások.



36. ábra: A szem lokális keresztmetszete I1 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m]

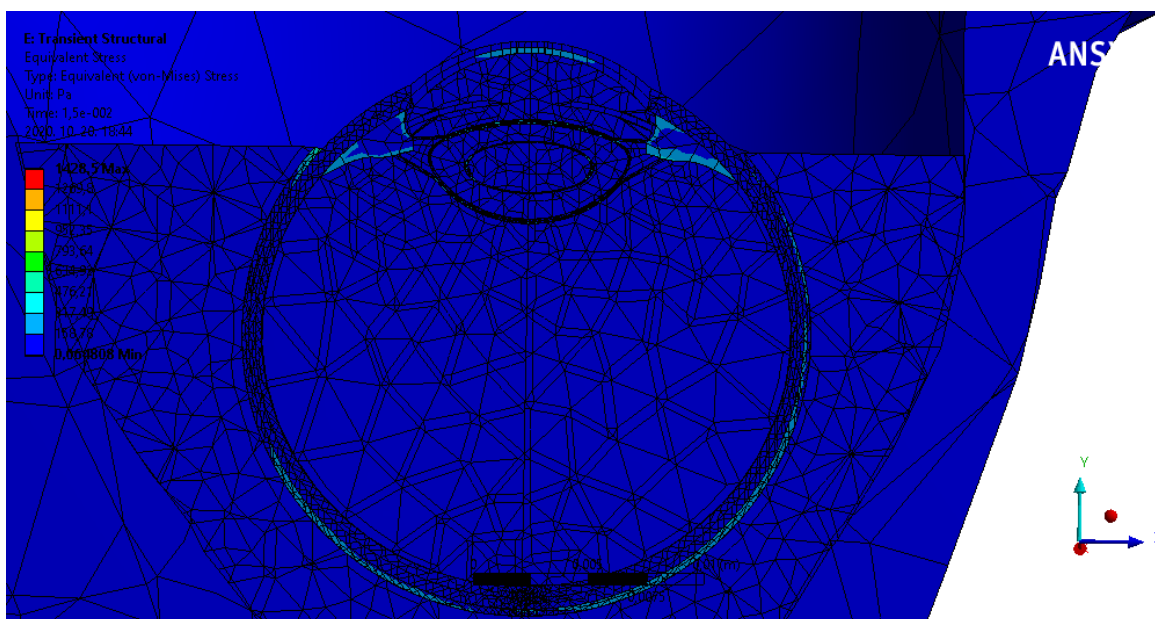
A legnagyobb alakváltozások is a *lencse* magban keletkeznek (37. ábra). Ezen értékek nagyságrendje eggyel nagyobb, mint az S1 statikus futtatás esetében.





37. ábra: A szem lokális keresztmetszete II futtatás esetén – alakváltozások [m/m]

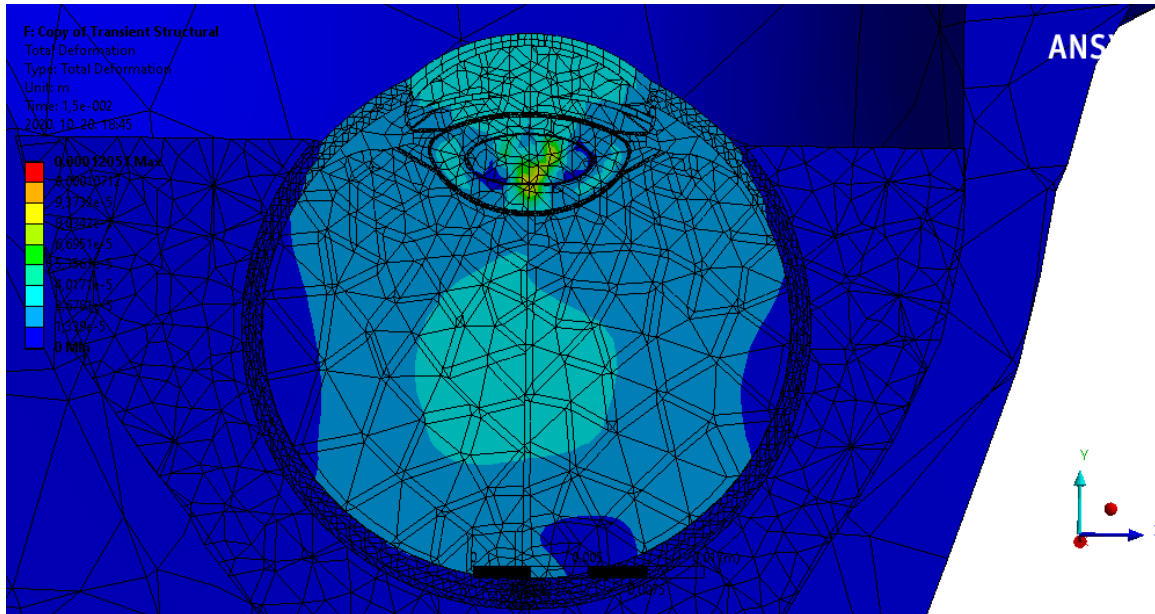
A kialakult maximális feszültségek ebben az esetben is azokban az elemekben jelentkeznek, mint az eddig már tárgyalt esetekben.



38. ábra: A szem lokális keresztmetszete II futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa]

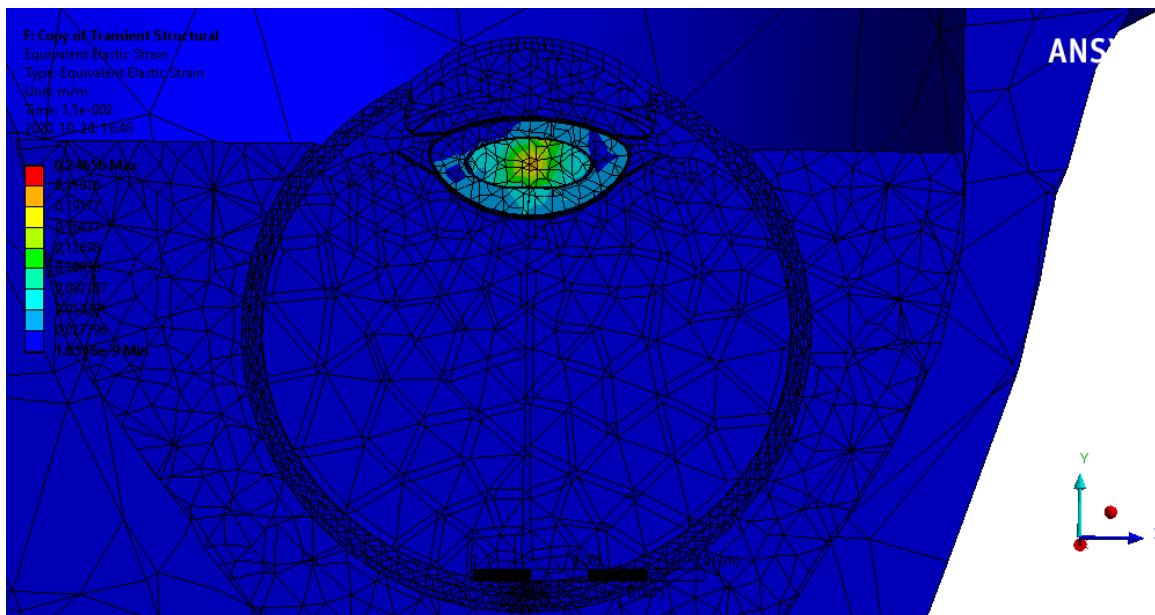
## 5.4. I2 futtatás eredményei

Az I2 futtatásban az előzőnél tízszer nagyobb terhek hatására megközelítőleg tízszer nagyobb elmozdulások jönnek létre, ezt mutatja a 39. ábra. Megfigyelhetjük, hogy ez a tehernövelés azt eredményezi, hogy szinte *a szem egésze elmozdul*, az üvegtest nagy részében is jelentős elmozdulások keletkeznek.



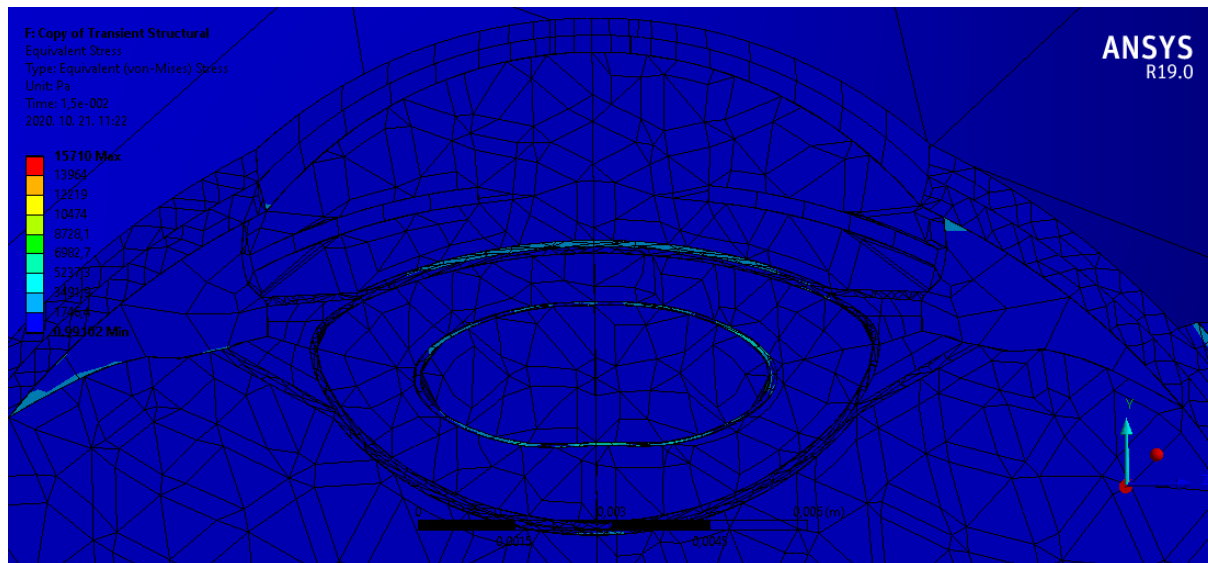
39. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m]

A mértékadó alakváltozások ebben az esetben is a *lencse magban* alakulnak ki, a csúcserték a fent említett rész közepén helyezkedik el.



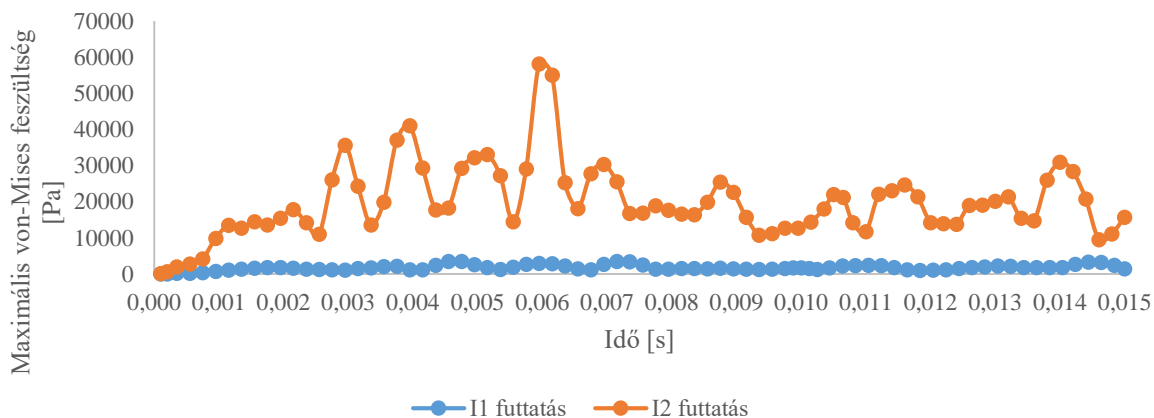
40. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – alakváltozások [m/m]

A von Mises feszültségi ábrán nagyrészt hasonló feszültségek alakulnak ki, ezért azt a területet mutatja a 41. ábra, ahol eltérést tapasztalunk. Ezek a részek a *lencsemagot és kérget körülvevő héjak és a sugártest*.



41. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa]

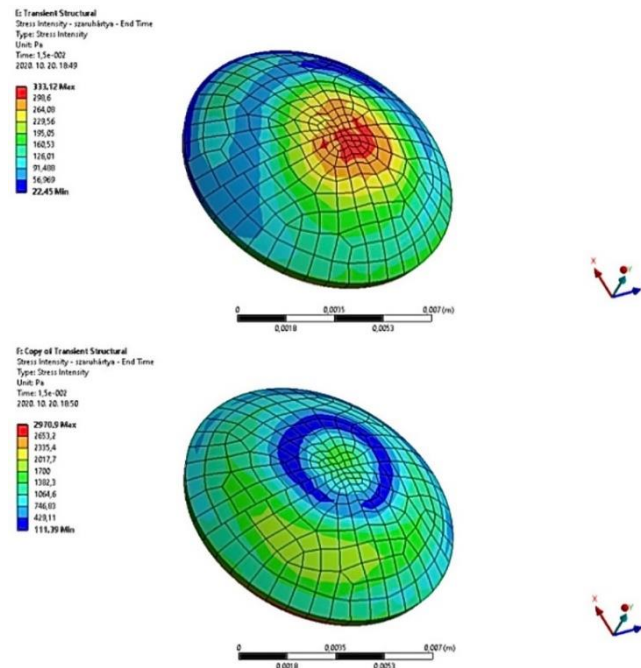
Az I1 és I2 futtatásoknál keletkező feszültségeket hasonlítja össze a 42. ábra, kézzel az I1, narancssárgával az I2 analízis eredményeit látjuk. Megfigyelhető, hogy az egyes *csúcserőterek* mindkét esetben *közel azonos időpillanatban* következnek be, ez a modell helyes működéséről tanúskodik. A legkiemelkedőbb érték mindkét esetben a 0,006 másodperc körül keletkezik, ez az I1 esetben 3447 Pa, míg az I2 esetben 58121 Pa.



42. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a teljes modellben fellépő maximális von-Mises feszültségek az idő függvényében

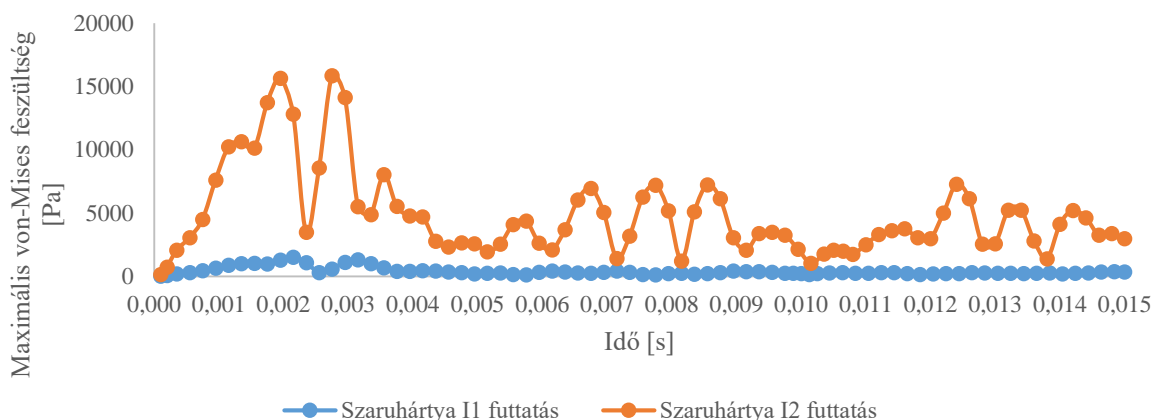
Kuhn könyvének 2.2. fejezetben olvasható, hogy a szemészorvosok leggyakrabban azzal az esettel szembesülnek, ha páciensük szaruhártya sérüléssel keresi fel őket, hogy a hártya a *közepén vagy megközelítően a középső részén* sérül meg. Ezt **alátámasztják** az I1 és I2 futtatás eredményei is. A 43. ábra rajzain láthatóak fentebb a kisebb –, lentebb a nagyobb lökészerű terhelés hatására kialakuló feszültségek a szaruhártyában. A kisebb teher hatására a

csúcshártyák a szaruhártya középső részén, míg nagyobb teher hatására a hártya középső részétől eltávolodó felületén alakultak ki, vagyis a csúcshártyák kialakulásának helye nem csak a terhelés irányától, de a terhelés nagyságától is függ.



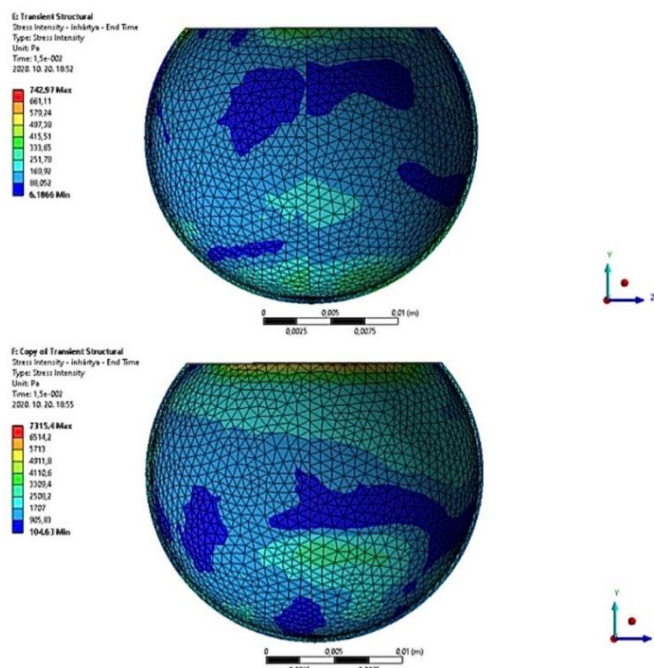
43. ábra: A szaruhártyában keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa]

Ha ismernénk a szaruhártya anyagi határellenállásának értékét, akkor ezt beépítve a modellbe képesek lennénk meghatározni, hogy mekkora az a teher, melynek hatására a szakadás, sérülés biztosan bekövetkezik. Ezen adatok hiányában is következtethetünk a helyére és idejére: előbbire a 43. ábra, utóbbira pedig a 44. ábra segítségével, miszerint a legnagyobb feszültséget 0,0015. és 0,003. másodperc között érzékeljük.



44. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a szaruhártyában fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében

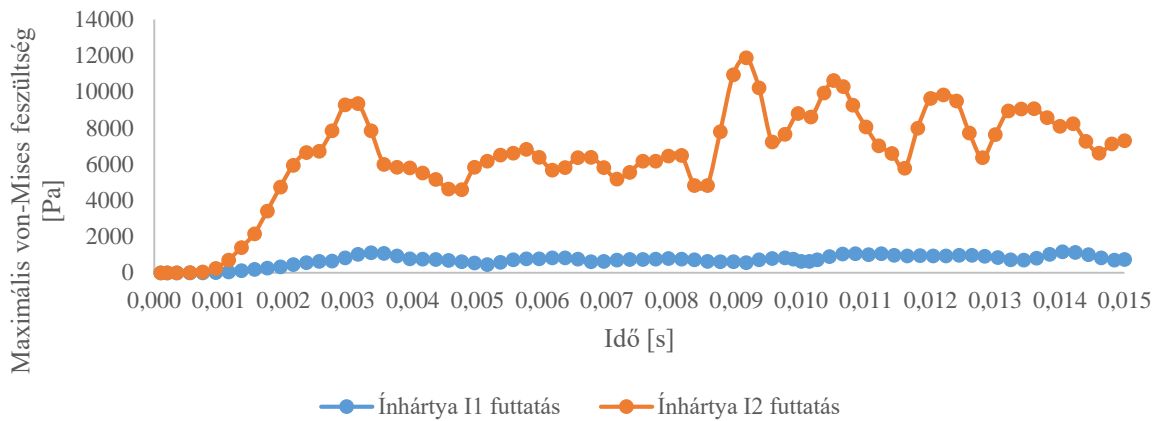
Az ínhártyával kapcsolatban viszonylag kevés kóros esettel találkozunk a való életben, ezért mechanikai vizsgálatának fő oka az, hogy jellemzően ez az a hely a szemben belül, ahol az orvosi bemetszések történnek. Erről bővebben Kuhn könyvének 2.3. fejezetében olvashatunk.



45. ábra: Az ínhártyában keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa]

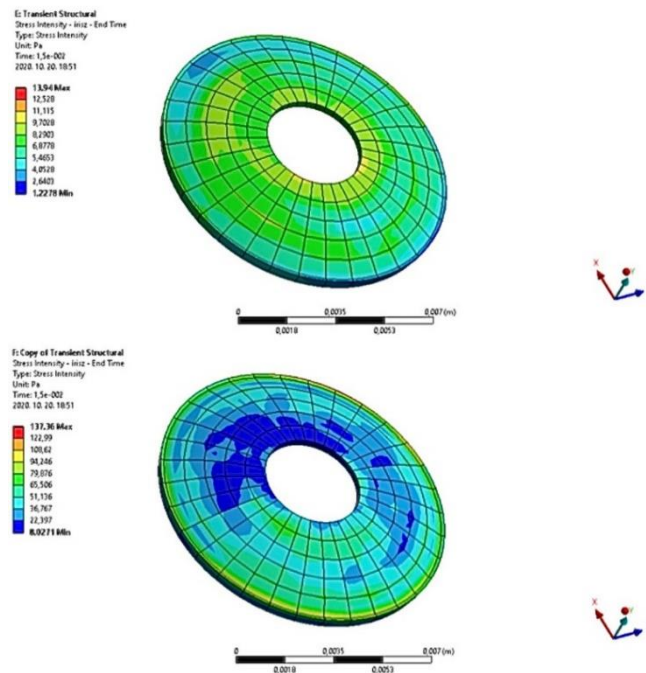
Ez esetben két sérüléstípusról beszélhetünk: ha a hártya az elülső részén, vagy a hátulsó részén sérül meg. A feszültségábrákon (45. ábra) viszonylag egyenletes feszültségeloszlást láthatunk, ennek ellenére valóban az *elülső és hátulsó részeken* láthatunk *feszültségcsúcsokat* (sárga jelölések), itt keletkeznek a legnagyobb feszültségek.

Kék színnel ismét az I1, narancssárgával pedig az I2 futtatás feszültség eredményeit jelöltem (46. ábra). A feszültségábrák ebben az esetben is hasonló viselkedést mutatnak az egyes időpillanatokban, ugyanazon időpont körül alakulnak ki a csúcspontok. Az I2 analízis esetében a 0,009. másodpercnél található a leginkább kimagasló feszültségérték, mely 10300 Pa. Megemlíthető itt is, hogy pontos határszilárdsági adatok ismeretében megállapíthatnánk, hogy ekkora feszültség elegendő lenne-e az anyag „tönkremeneteléhez”, szakadásához.



46. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében az ínhártyában fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében

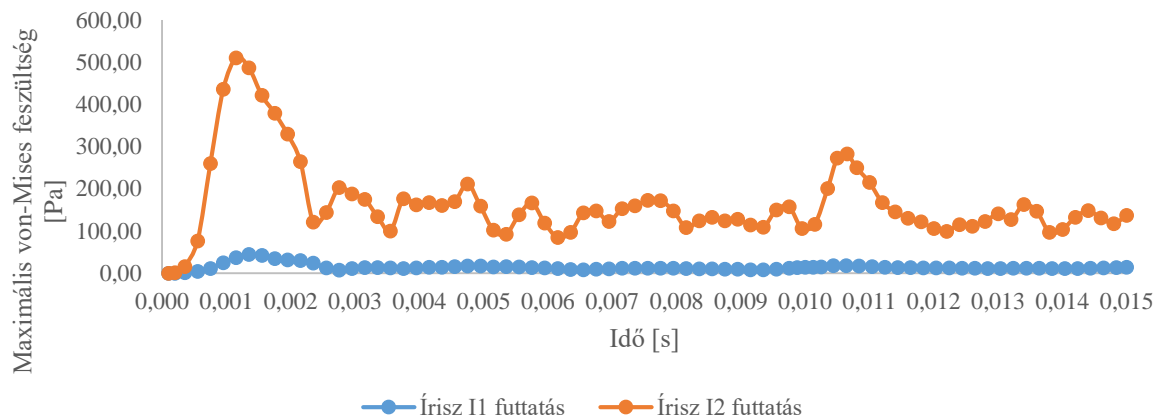
Az írisz mechanikai tulajdonságainak vizsgálata nem egyszerű feladat, így a szakirodalomban megtalálható információk igen hiányosak. Megjegyzem azonban, hogy az orvostudományi gyakorlatban fontos és valós probléma a szivárványhártya sérülése, mely általában sugár irányú. A 47. ábra rajzain látható, hogy a legnagyobb feszültségértékek általában az *írisz centrumához* közelebb eső részekben alakulnak ki, ám a külső *széleken* is az átlagértéknél nagyobb értékek figyelhetők meg. Ebből következhet a könyv alapján is feltüntetett sugár irányú szakadás bekövetkezése.



47. ábra: Az íriszben keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa]

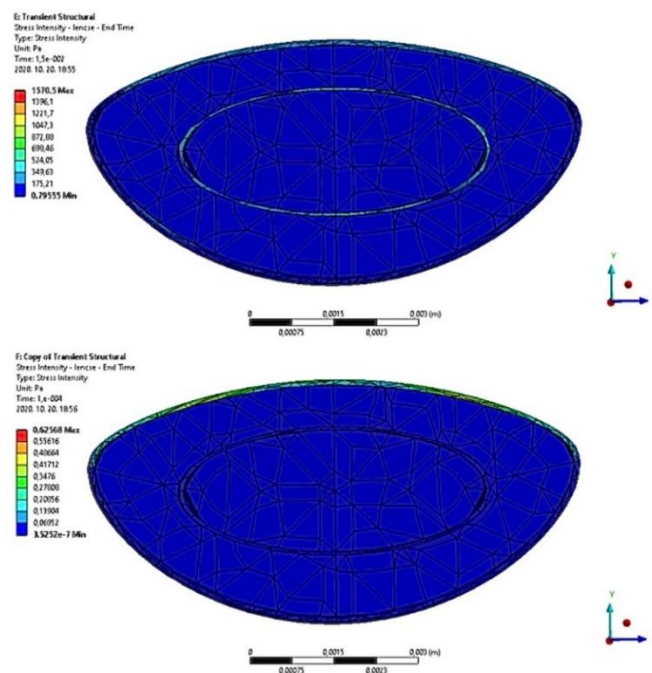
A legnagyobb értékű feszültségcsúcs a futtatás *elején*, nem sokkal az erő lefutása után alakul ki 0,00115 másodpercnél. Ennek értéke az I2 analízisnél 510 Pa, mely az előbbieken említett részekhez képest nagyságrendekkel kisebb. Ennek hatása azonban nem hasonlítható össze ilyen értelemben, hiszen a valódi tönkremenetelt az adott rész ellenállásával lenne

célszerű összehasonlítani. Ezen viszonyítás megadná, hogy megfelel-e a biológiai „szerkezet” az őt érő hatásokra.



48. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében az íriszben fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében

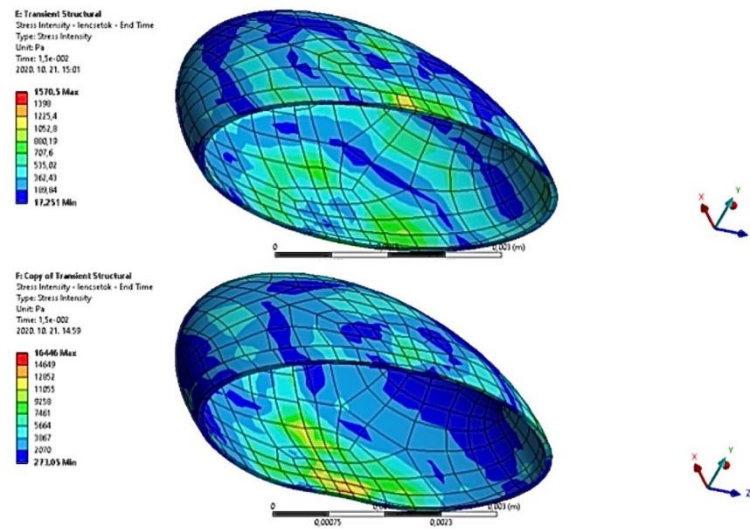
A lencse az egyik leggyakrabban sérült rész Kuhn könyve szerint, mely sebesülés számos módon bekövetkezhet, többek között a sérülés a lencse elülső vagy hátulsó részén is kialakulhat. A lencse rendszerén (49. ábra) belül fontos külön vizsgálnunk a lencsemagot körülvevő tokot, hiszen itt alakulnak ki a legnagyobb feszültségek (50. ábra).



49. ábra: A lencsében keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa]

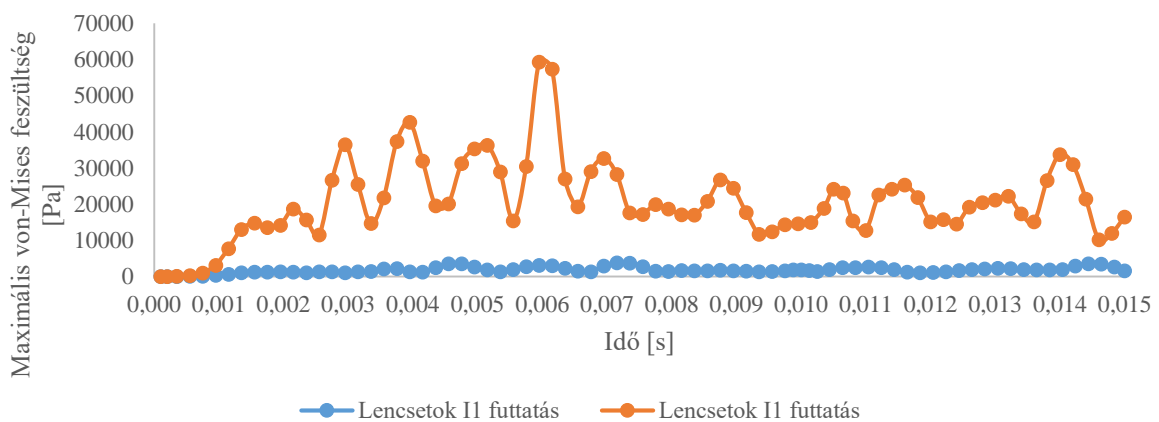
Az első ábrán a kisebb terhelés hatására bekövetkező feszültségeloszlást láthatjuk a lencsetokon, itt a csúcértékek a lencse elülső, középső részén alakulnak ki. A második képen azonban a hátulsó, középső részen észlelhetjük ugyanezt. Ebből arra következtethetünk, hogy

jellemzően a relatív kisebb terhelések esetén sérül meg a lencse a szem elülső részén, míg nagyobb terhelésnél a hátulsón.



50. ábra: A lencsemag körüli héjban keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa]

A legmagasabb feszültségérték az I2-es analízis esetén a 0,006. másodpercnél alakul ki, és 59249 Pa-ra adódik. Kuhn könyvének 2.7. fejezetében olvashatjuk, hogy a lencse elmozdulásának következtében valamilyen szinten elválik a zonuláktól. Ez a modellben is megjelenik, hiszen a zonulákban is keletkeznek feszültségek (41. ábra). Fontos felhívnom a figyelmet arra, hogy ha adottak lennének az anyagi határellenállások, és ezáltal össze tudnánk hasonlítani az analízisből számított értékeket a kísérleti úton meghatározott ellenállásokkal, akkor sem lenne biztos, hogy a részeken belül azokon a helyeken alakul ki először tönkrementel, ahol részenként az analízisből következne. A *kapcsolatok vizsgálata* is lényeges szempont, és előfordulhat, hogy két rész közötti kapcsolat hamarabb szenved károsodást, mint maga az adott réteg.

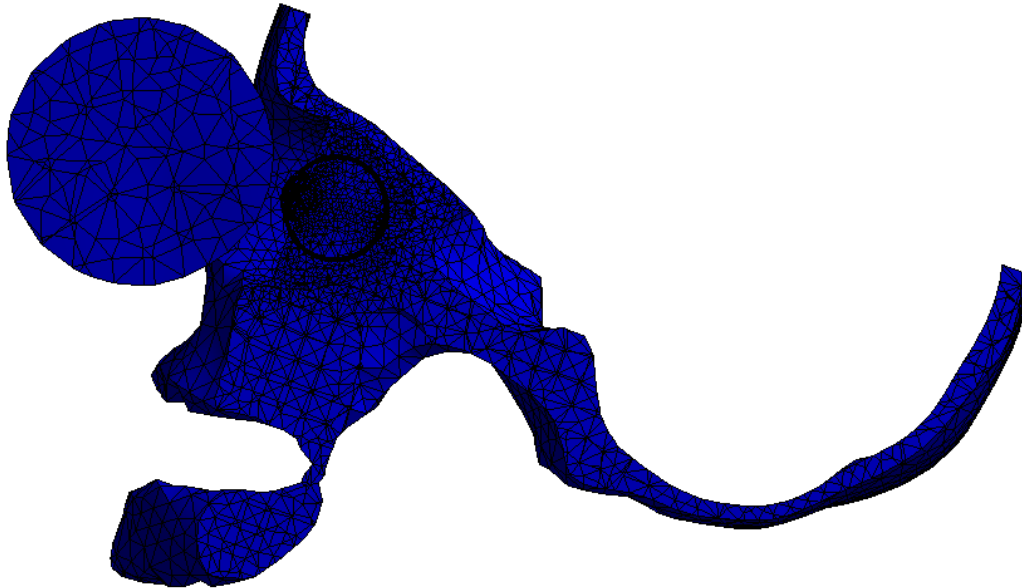


51. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a lencsetokban fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében



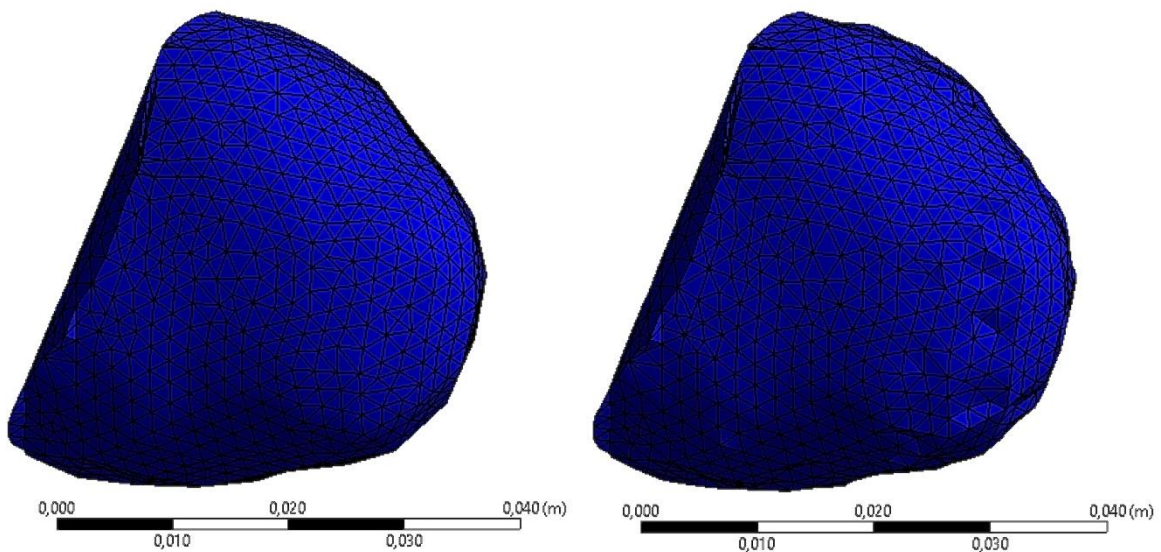
## 5.5. Az E futtatás eredményei

Az explicit dinamikus futtatáshoz létrehoztam az előbbieken alkalmazott modell mását, kiegészítve egy 6.7 centiméteres átmérőjű labdával (52. ábra). Analízisem célja az volt, hogy megismerjem ezt a fajta vizsgálati módot, és hogy még valóságghűbben tudjam modellezni azt az esetet, ami a hétköznapi életünkben is bekövetkezhet: egy labdatalálat éri a látószervünket.



52. ábra: Az explicit dinamikus futtatáshoz használt modell

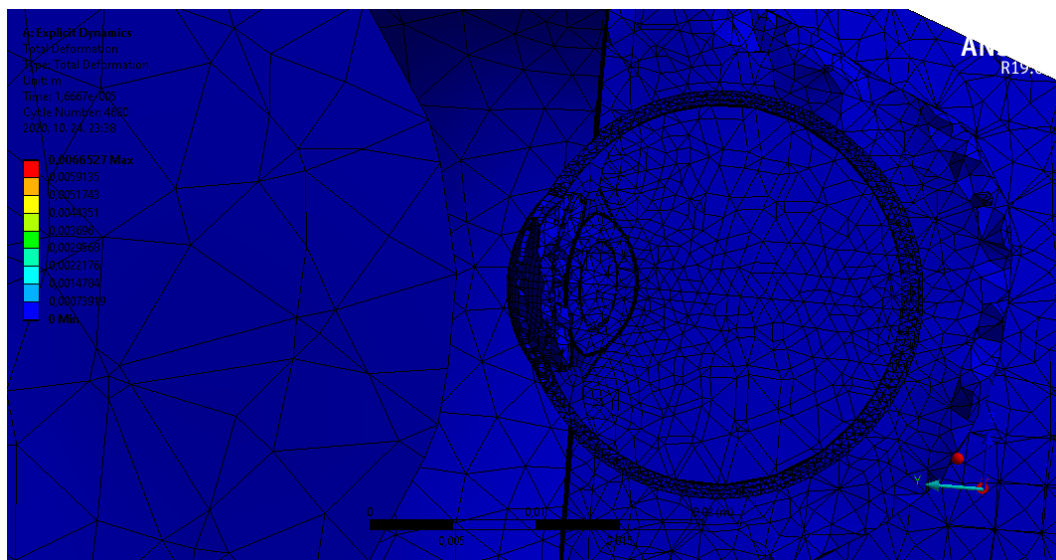
Az eredmények nem vethetőek össze az előzőekben bemutatott szimulációkkal, hiszen szemmel láthatóan sok helyen torzultak az elemek (53. ábra), így az eredmények értékelése mélyebb vizsgálatot igényel.



53. ábra: A zsírszövet koponyával érintkező nézete

A kutatáshoz használt számítógép teljesítménye miatt nem tudtam a zsírszövet koponyával érintkező felületén sűrűbb hálózást alkalmazni, ez valószínűleg jóval pontosabb vizsgálatot tenne lehetővé.

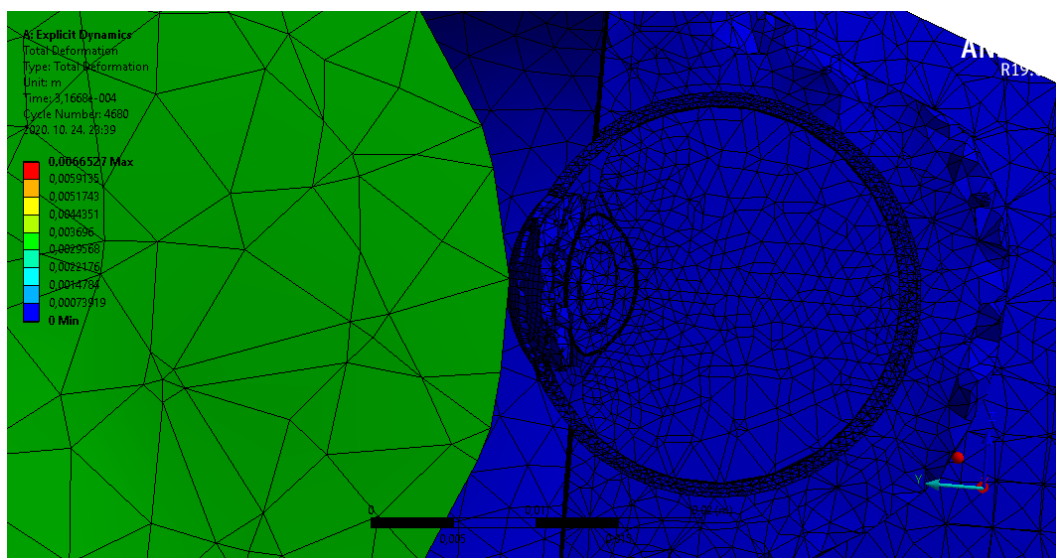
A *tönkremenetel jellege* azonban jól látható a lentebb található ábrákon (54. ábra, 55. ábra és 57. ábra), ahol megfigyelhetjük a jelenség időbeni lefolyását. Az 54. ábra a kiindulási állapotot mutatja, ahol a labda még nem érintkezik sem a koponyával, sem a szemgolyóval.



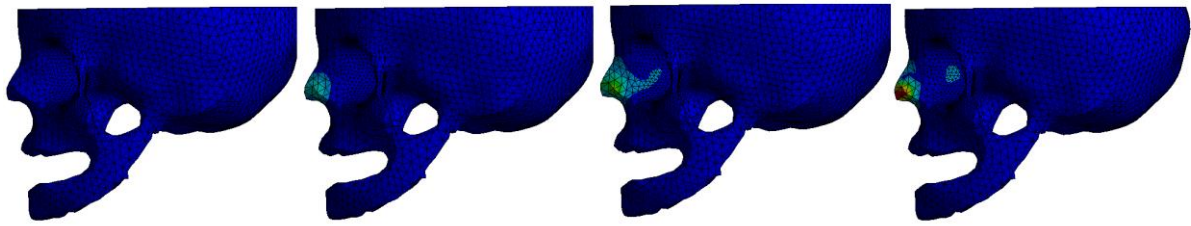
54. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája a 0. másodpercben [m]

Az 55. ábra abban az időpillanatban mutatja a modellt, mikor a labda éppen érintkezik a szemgolyóval. Megjegyzem, a labdában ekkor már kialakulnak feszültségek, melynek oka az, hogy a labda elsőként a koponyával lép kapcsolatba (56. ábra). A csontok felveszik a terhek egy részét, a későbbi kutatásoknál erre a tényezőre is fontos figyelmet fordítani.

A koponya „-y” irányba mozdul el a lökészerű impulzus hatására, melyet a zsírszövet nem tud „teljesen tapadó” kapcsolattal lekövetni.

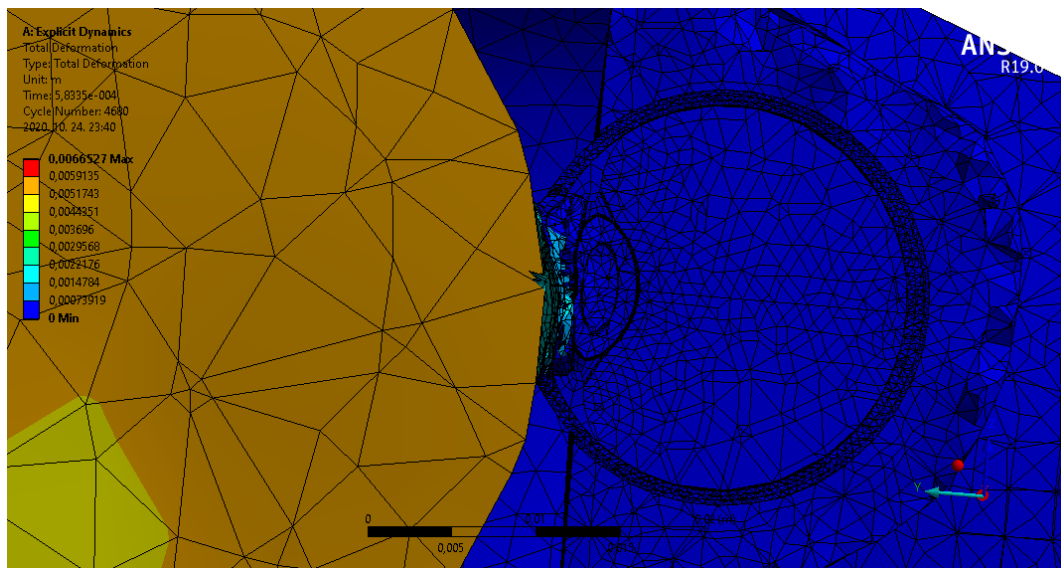


55. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája a labda szemmel való érintkezésének pillanatában [m]



56. ábra: Az explicit dinamikus futtatás alatt kialakuló von Mises feszültségek a koponyában

A 57. ábra szemlélteti a szemgolyó teljes roncsolódását, a végelemek nagymértékben torzulnak a nagy elmozdulások miatt.



57. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája a szem végelemeinek torzulásakor [m]

---

## 6. Összefoglalás, értékelés

A Tudományos Diákköri Konferenciára készült dolgozatom keretein belül a szemre és környezetére ható dinamikus hatások mechanikájának elemzésével foglalkoztam. Szükségem volt bizonyos biológiai és mechanikai ismeretek megszerzésére: megtanultam a szem anatómiáját, élettani működését, alapvető funkcióit és tanulmányoztam a szem veszélyes sérülései létrejöttének hátterét.

Munkám fő részéhez megismerkedtem az Ansys programmal. Megtanultam, hogyan lehet végrehajtani a statikus, implicit - és explicit dinamikus analízisek helyes lefutását, hogyan kell a bemenő adatokat változtatni ahhoz, hogy valósághű eredményeket kapjunk. Elsajátítottam a komplex végeselemes modellek kezelésének részleteit (Bocskai Zoltántól kapott szemmodellből kiindulva), és képes voltam hatékonyan módosítani azt a peremfeltételek pontosabb követésének érdekében.

A S1 és S2 statikus analízisekkel bizonyítottam, hogy a modell működőképes, és megfelel a valós események modellezéséhez. Modelletem dinamikus analíziseknek is alávettem. Külön megvizsgáltam a szakirodalomban említett „kockázatos” részek (szaruhártya, ínhártya, írisz és lencse) mechanikai viselkedését, mely alapján azt a következtetést vontam le, hogy az általam kapott eredmények a szakirodalom élettani és sérülési megfigyelésével összevethetőek. Ezáltal kutatásom fontos mechanikai alapja lehet a szemészorvosi munkálatoknak is. Ezt támasztja alá az a tény is, hogy *Kuhn Ferenc*, a dinamikus hatások leírásánál nemzetközileg mértéadónak tartott szakirodalom, az *Ocular Traumatology* könyv írója *érdeklődését fejezte ki a munkám iránt.*

Véleményem szerint az explicit dinamikus analízisem – természetesen kisebb-nagyobb fejlesztések után – kiváló kiindulási alap későbbi biomechanikai vizsgálatokhoz (például a labda anyagjellemzőinek, mozgási irányának, méretének vagy sebességének változtatása során nyert sérülési eredmények összehasonlítása segítségével). További fontos kutatási lehetőségként felvetődhet az is, hogy a szemet más-más életkorban vizsgáljuk hasonlóan, majd az ebből kapott eredményeket összevetjük.

---

## 7. Ábrajegyzék

1. ábra: A szemgolyó metszete, az ábra eredetijét lásd: <a href="https://www.mozaweb.hu/Search/global?search=szem&amp;lexikontypeid=7">https://www.mozaweb.hu/Search/global?search=szem&amp;lexikontypeid=7</a> .....	4
2. ábra: A sugárizom működése, az ábra eredetijét lásd:.....	5
3. ábra: Az írisz felépítése, az ábra eredetijét lásd: .....	6
4. ábra: A fény útja a szemben, az ábra eredetijét lásd:.....	7
5. ábra: A szemmozgató izmok csatlakozása a szemgolyóhoz, a zsírszövethez. Körülötte a csontos szemüreg is látható. Az ábra eredetijét lásd: <a href="https://www.mozaweb.hu/mozaLibrary/77/23/00000022377/b8_117_1.jpg">https://www.mozaweb.hu/mozaLibrary/77/23/00000022377/b8_117_1.jpg</a> .....	8
6. ábra: A rövidlátó szem modellje és megoldás a problémára .....	9
7. ábra: A távollátó szem modellje, megoldás a problémára.....	10
8. ábra: A lencse kérgének és magjának rugalmassági modulusai a kor előrehaladtával,.....	13
9. ábra: A lencsetok rugalmassági modulusainak változása Fisher [1969] és Krag illetve Andreassen [2003] szerint.....	14
10. ábra: A BETT- féle leírás modellje .....	15
11. ábra: A szem felszakadásos (rupture) roncsolódása, a kép elérhető: <a href="https://www.aao.org/Resources/Assets//image/jpeg/c92b5a0e-2954-476d-9794-d17d0c235e92.jpg">https://www.aao.org/Resources/Assets//image/jpeg/c92b5a0e-2954-476d-9794-d17d0c235e92.jpg</a> ..	16
12. ábra: A szemet érő sérülések osztályozása .....	17
13. ábra: Hályogműtét utáni sérülés, sebben mutatkozó szivárványhártya darabbal .....	18
14. ábra: Hályogos sérülés kezelése – barna foltként az írisz látható jobb oldalon, míg a tőle balra látható kereszt alakú varrat a „szaruhártya csatorna” (scleral tunnel) technikát szemlélteti <a href="https://timroot.com/iris-prolapse-video/">https://timroot.com/iris-prolapse-video/</a> .....	20
15. ábra: Sérült szivárványhártya műtét előtt (bal) és után (jobb) <a href="https://devganeyeye.com/procedures/fixing-problems/">https://devganeyeye.com/procedures/fixing-problems/</a> .....	21
16. ábra: A lencse esetleges sérülései (Kuhn 2008) .....	22
17. ábra: A geometriai paraméterek Bocskai modelljében.....	25
18. ábra: A numerikus modell elől- és oldalnézete .....	26
19. ábra: A numerikus modell metszete .....	26
20. ábra: A modell végelelemhálójá .....	29
21. ábra: A félkoponya x irányú megtámasztása.....	30
22. ábra: A félkoponya z irányú megtámasztása .....	30
23. ábra: A koponya befogása .....	31
24. ábra: Az II implicit dinamikus vizsgálat nyomás-idő diagramja .....	32
25. ábra: A statikus, modális és implicit dinamikus futtatásoknál alkalmazott teher helye és iránya... 32	32
26. ábra: Az explicit dinamikus futtatás esetén alkalmazott terhelés .....	33
27. ábra: A szem globális keresztmetszete S1 futtatás esetén –teljes elmozdulás [m].....	34
28. ábra: A szem lokális keresztmetszete S1 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m].....	35
29. ábra: A szem globális keresztmetszete S1 futtatás esetén – alakváltozások [m/m] .....	35

30. ábra: A szem lokális keresztmetszete S1 futtatás esetén – alakváltozások [m].....	36
31. ábra: A szem globális keresztmetszete S1 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa] .....	36
32. ábra: A szem lokális keresztmetszete a von Mises feszültségi csúcsok helyén .....	37
33. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m].....	38
34. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – alakváltozások [m/m] .....	39
35. ábra: A szem lokális keresztmetszete S2 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa] .....	39
36. ábra: A szem lokális keresztmetszete I1 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m].....	40
37. ábra: A szem lokális keresztmetszete I1 futtatás esetén – alakváltozások [m/m] .....	41
38. ábra: A szem lokális keresztmetszete I1 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa].....	41
39. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – teljes elmozdulás [m].....	42
40. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – alakváltozások [m/m] .....	42
41. ábra: A szem lokális keresztmetszete I2 futtatás esetén – von Mises feszültség [Pa].....	43
42. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a teljes modellben fellépő maximális von-Mises feszültségek az idő függvényében.....	43
43. ábra: A szaruhártyában keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa] .....	44
44. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a szaruhártyában fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében.....	44
45. ábra: Az ínhártyában keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa] .....	45
46. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében az ínhártyában fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében.....	46
47. ábra: Az íriszben keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa] .....	46
48. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében az íriszben fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében .....	47
49. ábra: A lencsében keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa] .....	47
50. ábra: A lencsemag körüli héjban keletkező von Mises feszültségek az I1 (felső) illetve I2 (alsó) futtatás esetén [Pa].....	48
51. ábra: Az I1 és I2 futtatások következtében a lencsetokban fellépő maximális von Mises feszültségek az idő függvényében.....	48
52. ábra: Az explicit dinamikus futtatáshoz használt modell .....	49
53. ábra: A zsírszövet koponyával érintkező nézete.....	49
54. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája az első időpillanatban [m] .....	50
55. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája a labda szemmel való érintkezésének pillanatában [m] .....	50

---

56. ábra: Az explicit dinamikus futtatás következtében kialakuló von Mises feszültségek a koponyában .....	51
57. ábra: Az E futtatás teljes elmozdulás ábrája a szem végelemeinek torzulásakor [m] .....	51

---

## 8. Táblázatjegyzék

1. táblázat: A modellezett részek mechanikai tulajdonságai (Power [2001], Fisher [1977, 1971], Van Alphen és Graebel [1991], Stitzel [2002], Heys [1999]).....	28
2. táblázat: A modellen végzett futtatások jellemzése.....	33



---

## 9. Irodalomjegyzék

- Abolmaali, A., R. A. Schachar, és T. Le. 2007. „Sensitivity study og the human crystalline lens accommodation”. 77–90.
- Aloy, M. Á., J. E. Adsuara, P. Cerdá-Durán, M. Obergaulinger, J. J. Esteve-Taboada, T. Ferrer-Blasco, és R. Montés-Micó. 2017. „Estimation of the mechanical properties of the eye through the study of its vibrational modes”. *PLoS ONE* 12(9). doi: 10.1371/journal.pone.0183892.
- Andreassen, Troels T. 1980. „Biomechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas”. 7.
- Andreassen, Troels T. é. n. „Biomechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas”. 7.
- Asejczyk-Widlicka, M., D. W. Śródka, H. Kasprzak, és D. R. Iskander. 2004. „Influence of Intraocular Pressure on Geometrical Properties of a Linear Model of the Eyeball: Effect of Optical Self-Adjustment”. *Optik* 115(11–12):517–24. doi: 10.1078/0030-4026-00409.
- Asejczyk-Widlicka, M., W. Śródka, R. A. Schachar, és B. K. PierścioneK. 2011. „Material Properties of the Cornea and Sclera: A Modelling Approach to Test Experimental Analysis”. *Journal of Biomechanics* 44(3):543–46. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.09.032.
- Avetisov, K. S., N. A. Bakhchieva, S. E. Avetisov, I. A. Novikov, A. A. Frolova, A. A. Akovantseva, Yu. M. Efremov, S. L. Kotova, és P. S. Timashev. 2020. „Biomechanical Properties of the Lens Capsule: A Review”. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103:103600. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103600.
- Barraquer, Rafael I., Ralph Michael, Rodrigo Abreu, Jose´ Lamarca, és Francisco Tresserra. 2006. „Human Lens Capsule Thickness as a Function of Age and Location along the Sagittal Lens Perimeter”. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 47(5):2053. doi: 10.1167/iovs.05-1002.
- Belaidi, A., és B. K. PierścioneK. 2007. „Modeling Internal Stress Distributions in the Human Lens: Can Opponent Theories Coexist?”. *Journal of Vision* 7(11):1. doi: 10.1167/7.11.1.
- Bisplinghoff, Jill A., Craig McNally, Sarah J. Manoogian, és Stefan M. Duma. 2009. „Dynamic Material Properties of the Human Sclera”. *Journal of Biomechanics* 42(10):1493–97. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.043.
- Bisplinghoff, Jill Aliza. 2009. „BIOMECHANICAL RESPONSE OF THE HUMAN EYE TO DYNAMIC IMPACT”. 65.
- Bocskai, Zoltán, és Imre Bojtár. 2015. „A szem biomechanikai viselkedésének modellezése”. Budapest.
- Bojtár, Imre, és Zsolt Gáspár. 2003. *Végeselem módszer építőmérnököknek*. Terc Kereskedelmi és Szolg. Kft.

- 
- Boote, Craig, Ian A. Sigal, Rafael Grytz, Yi Hua, Thao D. Nguyen, és Michael J. A. Girard. 2020. „Scleral Structure and Biomechanics”. *Progress in Retinal and Eye Research* 74:100773. doi: 10.1016/j.preteyeres.2019.100773.
- Borja, D., F. Manns, A. Ho, N. M. Ziebarth, A. M. Rosen, R. Jain, A. Amelinckx, E. Arrieta, R. C. Augusteyn, és J. M. Parel. 2008. „Optical power of the isolated human crystalline lens”. 2541–48.
- Boruah, Sourabh, Kyvory Henderson, Damien Subit, Robert S. Salzar, Barry S. Shender, és Glenn Paskoff. 2013. „Response of Human Skull Bone to Dynamic Compressive Loading”. 12.
- Bryant, M. R., K. Szerenyi, H. Schmotzer, és P. J. McDonnell. 1994. „Corneal Tensile Strength in Fully Healed Radial Keratotomy Wounds.” *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 35(7):3022–31.
- Burd, H. J., S. J. Judge, és M. J. Flavell. 2002. „Numerical modelling of the accommodating lens”. 2235–51.
- Burd, H. J., G. S. Wilde, és S. J. Judge. 2006. „Can Reliable Values of Young’s Modulus Be Deduced from Fisher’s (1971) Spinning Lens Measurements?” *Vision Research* 46(8):1346–60. doi: 10.1016/j.visres.2005.07.012.
- Dávid, Danka. 2019. „The Fracture of the Human Cervical Spine”. 77.
- Devgan, Dr Uday. 2017. „Fixing Problems — Devgan Eye Surgery”. Elérés 2020. szeptember 11. (<https://www.devganeyeye.com/procedures/fixing-problems/>).
- Dubbelman, M., és G. L. Van der Heijde. 2001. „The shape of the aging human lens: curvature equivalent refractive and the lens paradox”. 1867–77.
- Elsheikh, A., D. Alhasso, és P. Rama. 2008. „Biomechanical properties of human and porcine corneas”. 783–90.
- Elsheikh, A., B. Geraghty, D. Alhasso, J. Knappett, M. Campanelli, és P. Rama. 2010. „Regional variation in the biomechanical properties of the human sclera”. 624–33.
- Fincham, E. F. 1937. „The mechanism of accommodation”. 5–80.
- Fisher, R. F. 1969. „Elastic constants of the human lens capsule”. 1–19.
- Fisher, R. F. 1971. „The Elastic Constants of the Human Lens”. *The Journal of Physiology* 212(1):147–80. doi: 10.1113/jphysiol.1971.sp009315.
- Fisher, R. F. 1973. „Presbyopia and the changes with age in the human crystalline lens”. 765–79.
- Fisher, R. F. 1977. „The force of contraction of the human ciliary muscle during accommodation”. 51–74.
- Fisher, R. F. 1986. „The ciliary body in accommodation”. 208–19.
- Fisher, R. F., és B. P. Hayes. 1982. „The elastic constants and ultrastructure organization of regenerated basement membrane (lens capsule)”. 213–24.

- 
- Friberg, T., és J. W. Lace. 1988. „Comparison of the elastic properties of human choroid and sclera”. 429–36.
- Gray, Henry. 1858. „Anatomy of the Human Body”. 852.
- Haen, Pierre, Guillaume Dubois, Patrick Goudot, és Thomas Schouman. 2018. „Comparative Finite Element Analysis of Skull Mechanical Properties Following Parietal Bone Graft Harvesting in Adults”. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 46(2):329–37. doi: 10.1016/j.jcms.2017.11.020.
- Harkányi, Zoltán, és Zita Morvay. 2006. *Ultraszonográfia*. Minerva Kiadó.
- Heys, J., és V. H. Barocas. 1999. „Mechanical Characterization of the Bovine Iris”. *Journal of Biomechanics* 32(9):999–1003. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00075-5.
- Hjorth Simonsen, Anders, Troels T. Andreassen, és Knud Bendix. 1982. „The Healing Strength of Corneal Wounds in the Human Eye”. *Experimental Eye Research* 35(3):287–92. doi: 10.1016/S0014-4835(82)80053-5.
- Hoeltzel, D. A., P. Altman, K. A. Buzard, és K. Choe. 1992. „Strip extensiometry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit and human corneas”. 202–15.
- Imre Bocskai Zoltán, és Imre Bojtár. 2015. „Az ínhártyát érintő lézeres látásjavító szemműtét véges- elemes vizsgálata és elemzése”. 8.
- Jones, C. E., D. A. Atchison, R. Meder, és J. M. Pope. 2005. „Refractive index distribution and optical properties of the isolated human lens measured using magnetic resonance imaging”. 2352–66.
- K., Rami, és Simo Saarakkal. 2011. „Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues”. in *Theoretical Biomechanics*, szerkesztette V. Klika. InTech.
- Karim, A. K. A., T. J. C. Jacob, és G. M. Thompson. 1987. „The Human Anterior Lens Capsule: Cell Density, Morphology and Mitotic Index in Normal and Cataractous Lenses”. *Experimental Eye Research* 45(6):865–74. doi: 10.1016/S0014-4835(87)80102-1.
- Kerrod, Robin, és Dr. Sharon Ann Holgate. 2004. *A tudás felfedezése*. Magyar Könyvklub.
- Krag, S., és T. T. Andreassen. 2003. „Mechanical properties of the human lens capsule”. 749–67.
- Krag, S., és T. T. Andreassen. 2003. „Mechanical properties of the human posterior lens”. 691–96.
- Krag, Susanne, Thomas Olsen, és Troels T. Andreassewf. 1997. „Biomechanical Characteristics of the Human Anterior Lens Capsule in Relation to Age”. 7.
- Kuder, Tadeusz, Jacek Kuchinka, Elżbieta Nowak, Aleksander Szczurkowski, és Małgorzata Radzimirska. 2003. „A Comparative Study on the Morphology and Topography of the Ciliary Ganglion in Midday Gerbil (*Meriones Meridianus*) and Turtle (*Agrionemys Horsfieldii*)”. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 185(4):351–57. doi: 10.1016/S0940-9602(03)80058-4.

- 
- Kuhn, Ferenc. 2008. *Ocular Traumatology*. 1. kiadás. Springer.
- Levin, Leonard A., Siv F. E. Nilsson, James Ver Hoeve, és Samuel M. Wu. 2011. *Adler's physiology of the eye*. 8. kiadás. China: Elsevier Inc.
- Lowe, R. F., és B. A. J. Clark. 1973. „Radius of curvature of the anterior lens surface”. 471–74.
- Lušić, Mario, Christian Fischer, Konrad Schmutzer Braz, Marina Alam, Rüdiger Hornfeck, és Jörg Franke. 2016. „Static Versus Dynamic Provision of Worker Information in Manual Assembly: A Comparative Study Using Eye Tracking to Investigate the Impact on Productivity and Added Value Based on Industrial Case Examples”. *Procedia CIRP* 57:504–9. doi: 10.1016/j.procir.2016.11.087.
- MD, Timothy Root. 2009. „Iris Prolapse after Cataract Surgery (Video)”. *TimRoot.Com*. Elérés 2020. szeptember 14. (<https://timroot.com/iris-prolapse-video/>).
- Michael, R., M. Mikielewicz, C. Gordillo, G. A. Montenegro, L. P. Cortés, és R. I. Barraquer. 2012. „Elastic properties of human lens zonules as a function of age in presbyopes”. 6109–14.
- Micieli, Jonathan A., és Michael Easterbrook. 2017. „Eye and Orbital Injuries in Sports”. *Clinics in Sports Medicine* 36(2):299–314. doi: 10.1016/j.csm.2016.11.006.
- Moffat, B. A., D. A. Atchison, és J. M. Pope. 2002a. „Age-related changes in refractive index distribution and power of the human lens as measured by magnetic resonance micro-imaging in vitro”. 1683–93.
- Moffat, B. A., D. A. Atchison, és J. M. Pope. 2002b. „Explanation of the lens paradox”. 148–50.
- Moore, Steven T., Thomas Haslwanter, Ian S. Curthoys, és Stuart T. Smith. 1996. „A Geometric Basis for Measurement of Three-Dimensional Eye Position Using Image Processing”. *Vision Research* 36(3):445–59. doi: 10.1016/0042-6989(95)00130-1.
- Norman, R. E., J. G. Flanagan, Ian A. Sigal, I. Tertinegg, A. Eilaghi, S. Portonoy, J. G. Sled, és C. R. Ethier. 2010. „Dimension of the human sclera: Thickness measurement and regional changes with axial length”. 277–84.
- Nowomiejska, Katarzyna, Dariusz Haszcz, Cesare Forlini, Matteo Forlini, Joanna Moneta-Wielgos, Ryszard Maciejewski, Tomasz Zarnowski, Anselm G. Juenemann, és Robert Rejdak. 2015. „Wide-Field Landers Temporary Keratoprosthesis in Severe Ocular Trauma: Functional and Anatomical Results after One Year”. *Journal of Ophthalmology* 2015:1–6. doi: 10.1155/2015/163675.
- Pal, Subrata. 2014. „Mechanical Properties of Biological Materials”. O. 23–40 in *Design of Artificial Human Joints & Organs*, szerkesztette S. Pal. Boston, MA: Springer US.
- Peterson, Donald R., és Joseph D. Bronzino, szerk. 2008. *Biomechanics: principles and applications*. Boca Raton: CRC Press.
- Power, Eric D., Stefan M. Duma, Robert L. West, Ian Herring, és Tyler A. Kress. 2001. „A Nonlinear Finite Element Model of the Human Eye to Investigate Ocular Injuries From Night Vision Goggles”. 1–147.

- 
- Randleman, J. Bradley, Daniel G. Dawson, Hans E. Grossniklaus, Bernard E. McCarey, és Henry F. Edelhauser. 2008. „Depth-dependent Cohesive Tensile Strength in Human Donor Corneas: Implications for Refractive Surgery”. *Journal of Refractive Surgery* 24(1):S85–89. doi: 10.3928/1081597X-20080101-15.
- Richdale, K., L. T. Sinnott, M. Q. Bullimore, P. A. Wassenaar, P. Schmalbrock, C. Y. Kao, S. Patz, D. O. Mutti, A. Glasser, és K. Zadnik. 2013. „Quantification of age-related and per diopter accommodative changes of the lens and ciliary muscle in the emmetropic human eye”. 1095–1105.
- Rossetti, Roberto. é. n. „Berechnung von Werkzeugmaschinen in Der ANSYS Umgebung”. 29.
- Röhlich, Pál. 2014. *Szövektan*. 4. kiadás. Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió.
- Schneck, Daniel J., és Joseph D. Bronzino, szerk. 2003. *Biomechanics: Principles and Applications*. Boca Raton, FL: CRC Press.
- Sheppard, A. L., C. J. Evans, K. D. Singh, J. S. Wolffsohn, M. C. M. Dunne, és L. N. Davies. 2011. „Three-dimensional magnetic resonance imaging of the phakic crystalline lens during accommodation”. 3689–97.
- Shumway, Caleb L., Mahsaw Motlagh, és Matthew Wade. 2020. „Anatomy, Head and Neck, Orbit Bones”. in *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing.
- Śródka, W. 2011. „Evaluating the material parameters of the human cornea in a numerical model”. 77–85.
- Stitzel, Joel, Stefan Duma, Joseph Cormier, és Ian Herring. 2002. „A nonlinear finite element model of the eye with experimental validation for the prediction of globe rupture”. *Stapp car crash journal* 46:81–102.
- Sz n. é. n. „11.2.1. A szem felépítése | Lézerek az orvostudományban”. Elérés 2020a. szeptember 14. ([http://titan.physx.u-szeged.hu/tamop411c/public\\_html/L%C3%A9zerek%20az%20orvostudom%C3%A1nyban/1121\\_a\\_szem\\_felptse.html?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K\\_oz4I1acaM](http://titan.physx.u-szeged.hu/tamop411c/public_html/L%C3%A9zerek%20az%20orvostudom%C3%A1nyban/1121_a_szem_felptse.html?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K_oz4I1acaM)).
- Sz n. é. n. „A csontrendszer”. Elérés 2020b. szeptember 28. ([https://www.doki.net/tarsasag/osteoporosis/upload/osteoporosis/document/csonrendszer.htm?web\\_id=](https://www.doki.net/tarsasag/osteoporosis/upload/osteoporosis/document/csonrendszer.htm?web_id=)).
- Sz n. é. n. „A szem felépítése és működése | Egészségpercek”. Elérés 2020c. szeptember 14. ([https://egeszsepercek.com/szembetegsegek/a-szem-felepitese-es-mukodese/?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K\\_oz4I1acaM](https://egeszsepercek.com/szembetegsegek/a-szem-felepitese-es-mukodese/?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K_oz4I1acaM)).
- Sz n. é. n. „A szemgolyó anatómiája :: A szem felépítése, működése - InforMed Orvosi és Életmód portál :: szem anatómia”. Elérés 2020d. szeptember 14. ([https://www.informed.hu/betegsegek/eye/anatomy\\_function/a-szemgolyo-anomiaja-26821.html?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K\\_oz4I1acaM](https://www.informed.hu/betegsegek/eye/anatomy_function/a-szemgolyo-anomiaja-26821.html?fbclid=IwAR3JINg4JYFlrcAbKaQ02zNQ0cMn402IRKRBb5pWG77owil9K_oz4I1acaM)).

- 
- Sz n. é. n. *ANSYS Mechanical*. (2019). en, Ansys, Inc. Canonsburg, Pennsylvania, USA.
- Sz n. é. n. *ANSYS SpaceClaim*. (2019). en, Ansys, Inc. Canonsburg, Pennsylvania, USA.
- Sz n. é. n. „GrabCAD: Design Community, CAD Library, 3D Printing Software”. Elérés 2020g. október 27. (<https://grabcad.com/>).
- Sz n. é. n. „Human Anatomy V3 - Male (Life Sciences Japan, BodyParts3D Source) | 3D CAD Model Library | GrabCAD”. Elérés 2020h. augusztus 26. (<https://grabcad.com/library/human-anatomy-v3-male-life-sciences-japan-bodyparts3d-source-1>).
- Sz n. é. n. „Impact Behaviors of Human Skull Sandwich Cellular Bones: Theoretical Models and Simulation | Elsevier Enhanced Reader”. Elérés 2020i. szeptember 14. (<https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1751616119315735?token=082182C52DC017691E0AEA2954F4770927DC4EC806BC36B449F14F21C3693BAF68B351F49465C25D42E379C4456FE68B>).
- Sz n. é. n. „Noninvasive Estimation of the Ocular Elastic Modulus for Age-Related Macular Degeneration in the Human Eye Using Sequential Ultrasound Imaging | Elsevier Enhanced Reader”. Elérés 2020j. szeptember 14. (<https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0041624X11001636?token=73C6ACD95DCF4A7E0ACDD97BE504BC4583926F1869D289C00A5585112BA8C79A34B35BA582C3681000A4A848083EF638>).
- Sz n. é. n. „(PDF) Wide-Field Landers Temporary Keratoprosthesis in Severe Ocular Trauma: Functional and Anatomical Results after One Year”. *ResearchGate*. Elérés 2020k. szeptember 9. ([https://www.researchgate.net/publication/283976950\\_Wide-Field\\_Landers\\_Temporary\\_Keratoprosthesis\\_in\\_Severe\\_Ocular\\_Trauma\\_Functional\\_and\\_Anatomical\\_Results\\_after\\_One\\_Year](https://www.researchgate.net/publication/283976950_Wide-Field_Landers_Temporary_Keratoprosthesis_in_Severe_Ocular_Trauma_Functional_and_Anatomical_Results_after_One_Year)).
- Sz n. é. n. „Szemészet|Digitális Tankönyvtár”. Elérés 2020l. június 24. ([https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/2011\\_0001\\_524\\_szemeszet/ch02s05.html](https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/2011_0001_524_szemeszet/ch02s05.html)).
- Szalay Ferenc. 2013. „Hemochromatosis: one form of iron-overload diseases”. *Orvosi Hetilap* 154(29):1156–64. doi: 10.1556/OH.2013.29668.
- Szentágothai, J. 1971. *Funkcionális anatómia*. Köt. III. kötet. Budapest: Medicina Könyvkiadó.
- Szentágothai, János, és Miklós Réthelyi. é. n. *Funkcionális anatómia I*. 2006. kiad.
- Tagu, Jérôme, Karine Doré-Mazars, Judith Vergne, Christelle Lemoine-Lardennois, és Dorine Vergilino-Perez. 2018. „Quantifying Eye Dominance Strength – New Insights into the Neurophysiological Bases of Saccadic Asymmetries”. *Neuropsychologia* 117:530–40. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2018.07.020.
- Uchio, E., S. Ohno, J. Kudoh, K. Aoki, és L. T. Kisielwicz. 1999. „Simulation model of eyeball based on finite element analysis on a supercomputer”. 1106–11.
- Van Alphen, G. W. H. M., és W. P. Graebel. 1991. „Elasticity of tissues involved in accommodation”. 1417–38.

- 
- Vojnikovic, B., és E. Tamajo. 2013. „Gullstrand’s optical schematic system of the eye - modified by Vojnikovic and Tamajo”. 41–45.
- Weinschenk, Stefan. 2008. „Parabulbäre Injektion an das Ganglion ciliare”. *Komplementäre und Integrative Medizin* 49(8):39–43. doi: 10.1016/j.kim.2008.06.018.
- Wilde, G. S., H. J. Burd, és S. J. Judge. 2012. „Shear modulus data for the human lens determined from a spinning lens test”. 36–48.
- Woo, S. L. Y., A. S. Kobayashi, W. A. Schlegel, és C. Lawrence. 1971. „Nonlinear Material Properties of Intact Cornea and Sclera”.
- Woo, S. L. Y., A. S. Kobayashi, W. A. Schlegel, és C. Lawrence. 1972. „Mathematical model of the corneoscleral shell as applied to intraocular pressure-volume relations and applanation tonometry”.
- Ziebarth, N. M., E. Arrieta, W. J. Feuer, V. T. Moy, F. Manns, és J. M. Parel. 2011. „Primate lens capsule elasticity assessed using atomic force microscopy”. 490–94.