



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM

AGYMŰTÉT VÉGESELEMES MODELLEZÉSE

**TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA
2017
SZERKEZET-ÉPÍTŐMÉRNÖKI SEKCIÓ**

KÉSZÍTETTE

Nagy Eszter és Varga Annamária

**Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Építőmérnöki Kar, BSC képzés
Szerkezetépítő szakirány**

KONZULENSEK

Dr. Bojtár Imre
egyetemi tanár

Hazay Máté
PhD hallgató

**Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék**

2017. november

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetünket szeretnénk kifejezni Hazay Máténak munkánkhoz nyújtott segítségéért és szakértelméért, valamint Dr. Bojtár Imrének végtelen türelméért és támogatásáért. Továbbá köszönettel tartozunk Dr. Büki Andrásnak, Dr. Tóth Péternek és Dr. Czeiter Endrének a Pécsi Tudományegyetem Idegsebészeti Klinikáján dolgozó idegsebészeknek a tanácsaikért és az adatszolgáltatásért.

TARTALOMJEGYZÉK

I. Bevezetés.....	3
II. Szakirodalmi áttekintés	4
I.1. Anatómia	4
II.2. A traumás agysérülés epidemiológiája és a műtéti eljárás	6
II.3. Kutatások és kezdeti modellek	10
III. Végeselemes modell készítése.....	15
III.1. Egészséges állapot rekonstruálása.....	15
III.2. Pácens-specifikus modell	19
III.3. Modellek beállításai	27
IV. Eredmények	33
IV.1. Gyakorló modell.....	33
IV.2. Pórabamodell eredményei	34
IV.3. Páciens-specifikus modell eredményei	48
IV.4. Vérrög rekonstruálása az agyszövetben.....	61
IV.5. Eredmények összegzése.....	77
V. Összefoglalás	79
Irodalomjegyzék.	80

I. BEVEZETÉS

A társadalomban bekövetkező egészségkárosodás és halálozás rendkívül sok esetben traumás agyi sérülésekre vezethető vissza. A különböző fejsérülések az agyszövet megduzzadását idézhetik elő, melynek hatására megnövekszik az intrakraniális¹ nyomás (ICP), és ez súlyos neurológiai károkat és halált okozhat. A klinikai kezelés elsődleges célja ezért a nyomás csökkentése. A nyomás csökkentésének egyik gyakran alkalmazott módja az ún. dekompesszív kraniektómia (DC) műtéti eljárás, mely során megnyitják a koponyát és a kemény agyhártyát, hogy az agyszövet a megnyitás helyén expandálhasson. A nyomás csökkenése ellenére a módszer hatékonysága erősen vitatott, ugyanis a műtét során a szövetek jelentős deformációt szenvednek, ami maradandó károsodáshoz vezethet. A kraniektómia optimális helyét és méretét illetően nincsen egyetértés az idegsebészek között, ez pedig megnehezíti a műtét hatékony alkalmazását. Ezért kutatásunk hosszú távú célja a dekompesszív kraniektómia optimalizálása, tehát jelen TDK dolgozat keretén belül a páciens-specifikus modellek készítését és a műtét végeसेlemes modellezést mutatjuk be.

Munkánkat az emberi agy anatómiájának bemutatásával és a dekompesszív kraniektómia ismertetésével kezdjük. A szakirodalmi áttekintés során bemutatjuk, hogy az elmúlt évtizedekben a kutatók miként alkalmazták a végeसेlemes modell technikáját a DC vizsgálatokhoz. A korábbi kutatások eredményeit és korlátait látva, saját 3D-s páciens-specifikus modellt készítünk. Dolgozatunk III. fejezetében ennek lépéseit ismertetjük. Ezen modellek megalkotását az motiválta, hogy később ezek eredményeit felhasználva végezhesük majd el a műtét optimalizálását, amely a közeljövő kutatási feladatai között szerepel.

Munkánk második fő részében a numerikus szimulációk eredményeit mutatjuk be, mely során főként az agyban keletkező feszültségekre, nyomásokra és deformációkra összpontosítottunk, melyek kulcsszerepet játszanak a műtét kimenetele szempontjából.

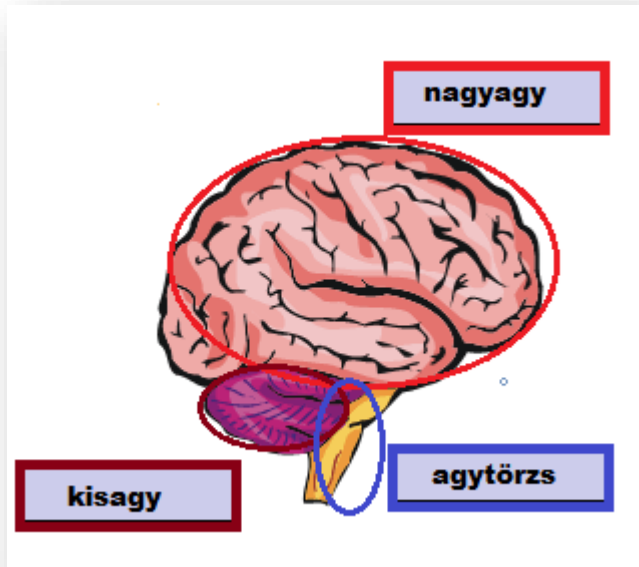
A szimuláció elvégzésekor egy kezdeti, „egészséges állapotot tükröző” geometriából indulunk ki, melyet az általunk használt módszereknek – azaz orvosi képek nemlineáris transzformációjának - köszönhetően, olyan esetben is meg tudjuk becsülni, ha nem készült a sérülés előtt a páciensről CT felvétel. A futtatások eredményei alapján kimutattuk a műtéti eljárás során fellépő kritikus feszültségcsúcsokat, melyeket a műtéttel kezelt betegek egészségkárosodásával, egyik fő okként tartanak számon. Munkánkat egy összefoglalással és a felhasznált művek irodalomjegyzékével zárjuk.

¹ Koponyaűri nyomás.

II. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

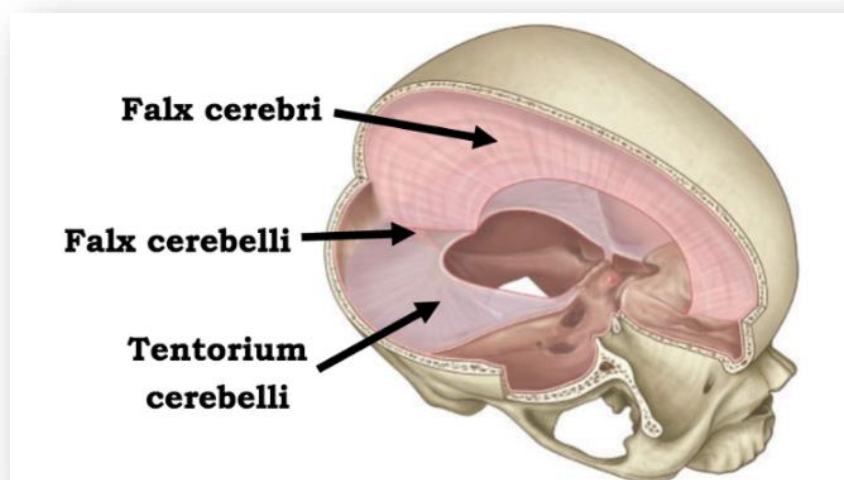
II.1. Anatómia

Az agy a koponyában, mint védő csontburokban, és az agyvízben, vagy más néven likvorban helyezkedik el, az ún. cerebrospinalis folyadékban lebeg. Tömege a férfiak esetében átlagosan kb. 1600 g, a nők esetében pedig kb. 1450 g. Három fő része van: nagyagy, kisagy és az agytörzs [II.1.1. ábra].



A nagyagy két agyféltekéből áll. Felszínét 2-4 mm vastagságban szürkeállomány borítja. Az agytekervények árkait sulcoknak, a kidomborulásokat gyrieknek, a mélyebb bevágásokat pedig fissure-nek nevezzük. A két agyféltekét egy „híd,” köti össze. A szürkeállomány alatt a fehérállomány helyezkedik el. A nagyagy után a kisagy az agy második legnagyobb része.

II.1.1. Ábra: Az agy részei^[1]



II.1.2. Ábra: Falx elhelyezkedése^[2]

A nagyagyban helyezkedik el a fő látókéreg, érzőkéreg, mozgatókéreg és hallókéreg

A kisagy felelős az akaratlagos izmok egyenletes összehúzódsáért, illetve azok működésének összehangolásáért.

Az agytörzsön hálózatos állomány helyezkedik el, amely rendkívül fontos reflexközpontot alkot. Ezen központ kisebb sérülése is életveszélyes lehet, ugyanis itt helyezkedik el a vérkeringés és a légzés szabályozásért felelős rendszer.

Az agyat három membránréteg, az ún. agyhártyák ölelik körbe, hogy védelmet nyújtsanak a mechanikai hatásokkal szemben.

Legfőbb részeik:

- dura mater,
- arachnoid mater,
- pia mater.

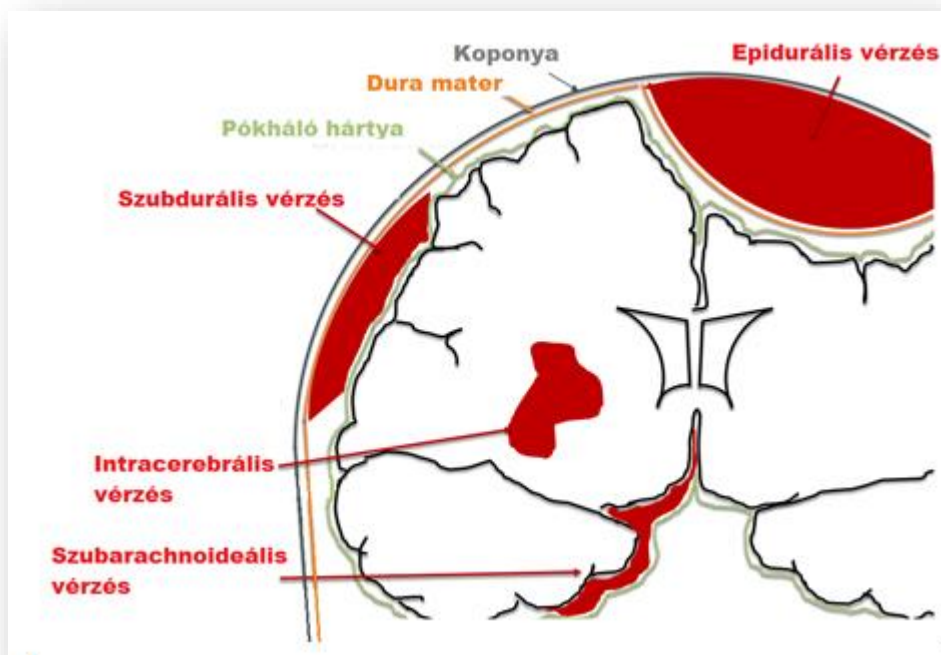
A dura mater a legkülső, legnagyobb merevséggel rendelkező réteg. Síkfelületet képez, amely gátolja a koponya és az agy relatív elmozdulását.

Az ún. arachnoid mater a közbenső membrán, ami nem követi a bevágásokat, ellentétben a pia materrel. A dura matertől ezt a réteget a szubdurális tér választja el. E kettő között helyezkednek el a legnagyobb erek. Az agyvíz, felhajtóerőként az agy teljes súlyát teljes 97 %-ra csökkenti, ezzel megakadályozva a saját tömeg alatti összeomlást. Tércfogat értéke a felnőtteknél kb. 150 ml.

A pia mater az alsó membrán mely egy vékony, átlátszó kötőszöveti hártya, ami szorosan kapcsolódik az agyhoz, ugyanis a teljes felületen a bevágásokban is követi az agytekervényeket.

A nagyagysarló (falx cerebri) és a kisagysátor (tentorium cerebelli) a koponya belsejét rekeszekre osztják, mint az agytól számottevően nagyobb merevséggel rendelkező „sövények”, ahogy a II.1.2 ábrán látható.

Attól függően, hogy az agy mely része sérül, különböző végkimenetek lehetségesek. A különböző területek más és más módon reagálnak a behatásokra, és más típusú sérüléseket szenvednek el. Az általunk vizsgálni kívánt nyomásnövekedést sok esetben valamilyen vérzés idézi elő. Ezek lehetnek a szubdurális, epidurális, intracerebrális, és szubarachnoideális vérzések, melyek eltérő elhelyezkedésűek és különböző módokon jelentkeznek [II.1.3. ábra].



II.1.3 Ábra: A koponyán belül fellépő vérzések fajtái^[3]

II.2. A traumás agysérülés epidemiológiája és a műtéti eljárás

Évente csak az Egyesült Államokban 1,7 millió a traumás agysérülések, azaz a TBI-k (Traumatic Brain Injury)¹ száma, ezek közül kb 52000 végződik halállal (Sosin, 1991).

A traumás agysérüléseknél az egészségkárosodás gyakran nem a trauma során következik be, hanem később az ún másodlagos sérülés hatására. Ez alatt a sérült agyszövet duzzadás vagy vérzés nyomásnövekedést okoz, ami sok esetben maradó károsodáshoz vagy halálhoz vezet.

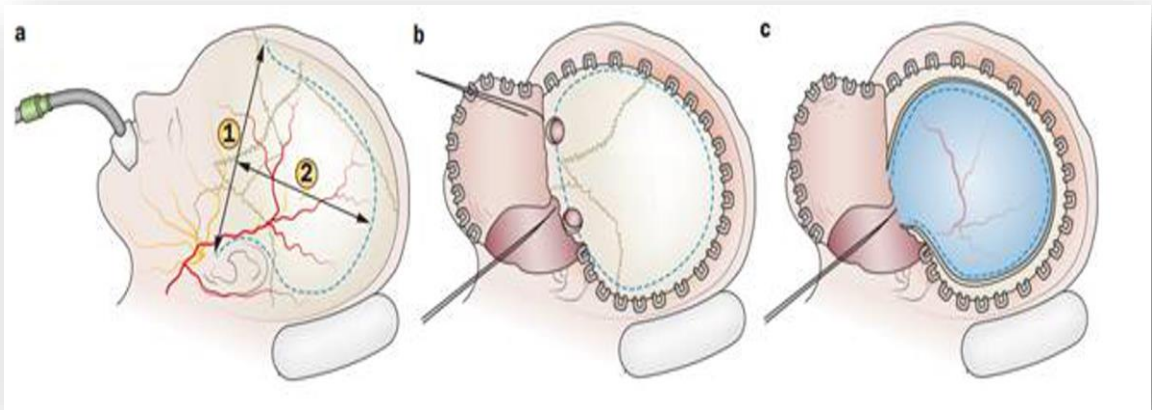
Ezért a TBI kezelésénél az egyik legfőbb cél az ICP csökkentése, amit el lehet érni gyógyszeres kezeléssel vagy magasabb nyomásértékek esetén sebészeti eljárásokkal. Ezt dekompresszív kraniektómiának hívják, ami a beteg számára az utolsó lehetőséget jelenti a túlélésre. Dekompresszív kraniektómiát legtöbbször traumás agysérülés, tumor, koponyaűri vérzés, hematoma² vagy egy esetleges fertőzés miatt végeznek.

A sebészek leggyakrabban egy- vagy kétoldali kraniektómiát szoktak elvégezni. A DC lényege, hogy kisméretű lyukakat fúrnak a koponyába, majd azokon keresztül vezetnek a bemetszés vonalát, ezáltal eltávolítva a koponya egy részét, megközelítően kör vagy ellipszis alakban. Végül a dura matert is felnyitják [II.2.1 ábra] (Kolias, 2013), így lehetővé téve az agy expandálódását a koponyán kívül, ami enyhíti a koponyaűri nyomást. Azonban a mai napig a kraniektómia méretéről, valamint helyéről nem

¹ Traumás agysérülés.

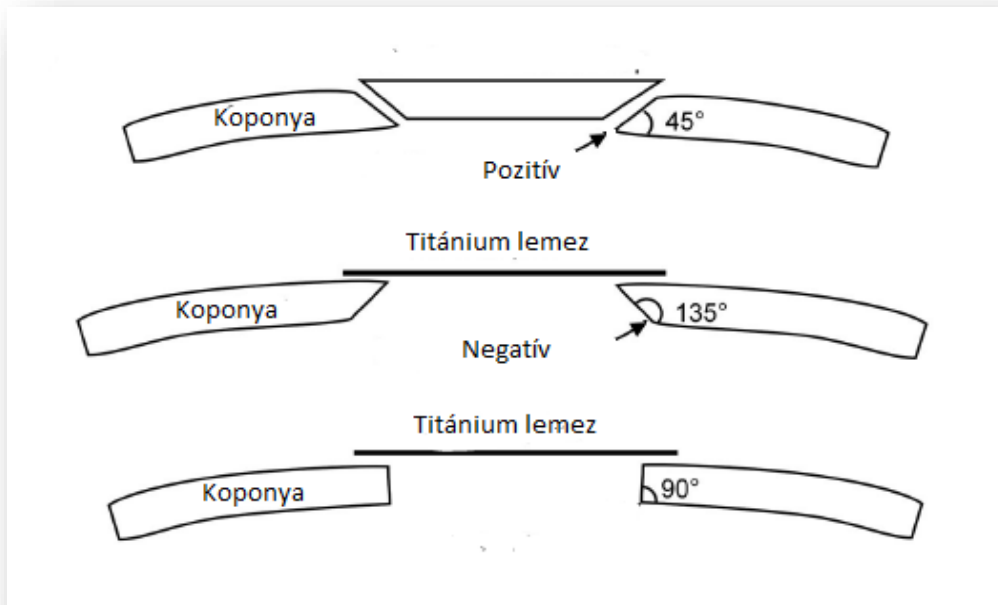
² Bevérzés, vérömleny.

megalapozott orvosi/biomechanikai megfontolásból többnyire szubjektív, személyes tapasztalatok alapján döntenek. Minél nagyobb a kraniektómia mérete, annál kedvezőbb az ICP csökkenése (Gao et al., 2008), de ez sajnos fokozott élettani veszéllyel jár (Cooper et al., 2011; Stiver, 2009).



II.2.1 Ábra: A kraniektómia műtét egyes lépései

A műtét végeztével a megnyitás helyére egy mesterséges, titánium lemezt tesznek. A modern műtéteknél negatív, pozitív illetve 90 fokos szögű bevágást egyaránt alkalmaznak [II.2.2. ábra] (Fletcher, 2015), ez az orvos döntésétől függ.



II.2.2. Ábra: A koponya lekerekítései a megnyitás pereménél

A megfigyelések szerint az éles kraniektómiák kedvezőtlen kimenetelűek lehetnek a jelentős szövetkárosodás miatt.

Világszerte évente milliós nagyságrendű a koponyasérülés által bekövetkezett halálozás. Az esetek több mint felében a halál oka a szekunder károsodásként bekövetkező agyödéma. A legjelentősebb probléma ezekkel a műtétekkel, hogy az herniálódó agyállományban a corticalis¹ vénák leszorítása miatt először ödéma, majd később az artériák elszorítása végett elhalás jön létre (Csókay, 2001).

A trauma bekövetkezésekor a primer ödéma még reverzibilis lehet, bár ez függ az elhelyezkedésétől. Nem feltétlenül okoz maradandó agysérülést, vagy olyat, ami a legtöbbször halálhoz vezet. Ezzel szemben a szekunder ödéma és a koponyaüri nyomás megnövekedése okozza az esetek több mint 50% százalékában a végleges károsodást (Csókay, 2001).

Már a századfordulón is említést tettek dekompresszív kraniektómiáról, mint nyomáscsökkentő eljárásról, de a tudósoknak azóta sincs egyértelmű állásfoglalása a beavatkozás eredményességét illetően. A DC műtétekről írt tanulmányok inkább ellene szólnak, ugyanis a 30 HG mm-nél nagyobb ICP mellett közel azonos eredményeket közölnek azoknál az eseteknél is, ahol a beteget nem kezelték sebészeti, a halálozási arány mindkét esetben közel 80% (Csókay, 2001).

Számos esetben a kraniektómia elkerülhetetlen, ez azonban rendkívüli kockázatot jelent. Ezt támasztja alá az a megfigyelés is, amelyet az Unfallkrankenhaus Neurológiai Osztályán Berlinben 1997 és 2005 szeptembere között dekompresszív kraniektómiával kezelt betegeken tettek. A vizsgálat célja volt, hogy a kraniektómia hosszú távú hatásait vizsgálják azoknál a fejsérülést elszenvedett betegeknél, akiknél a műtét elkerülhetetlen volt. A kraniektómiát 131 betegen hajtották végre az említett időintervallumban, azonban különböző okok miatt közülük végül 124 beteget tudtak figyelemmel kísérni. A műtét és a betegek újrvizsgálása között eltelt idő 49 ± 25 hónap volt. Az eredmények rámutattak, hogy a kraniektómia legalább közelítőleg ismert, illetve becsült optimális helye és mérete nélkül nagyobb az elhalálozás vagy maradandó károsodás esélye, mint a gyógyulása. Az említett kísérlet eredményeként az orvosok megállapították, hogy az esetek több mint fele, pontosan 57%-a halállal végződött, és mindössze a betegek 11%-a épült fel teljesen. A fennmaradó 32% tartós vegetatív állapotba került, illetve kisebb vagy nagyobb mértékben maradandó károsodások következtek be esetükben.

Egy másik, 2011-es vizsgálatban a súlyos traumás agysérülteknél akkor végezték a kraniektómiát, ha az ICP 20 Hgmm felett volt. A vizsgálat eredményei abszolút számokban: 100 dekompresszív kraniektómiára 22 túlélő jut, ebből 6 vegetatív állapotú. Ez az egyik fő oka annak, hogy a módszer hatékonysága jelenleg is vitatható (Hutchinson, 2016).

Fizikailag igazolható, hogy zárt térben elhelyezkedő folyadék minimális térfogatnövekedése is rendkívül nagy nyomásváltozást okoz. Az emberi koponya is zárt térnek tekinthető kisebb közelítésekkel (kivéve a be- és kiáramló vér/koponya kijáratokat). Ez arra enged következtetni, hogy az ilyen zárt tér megnyitása hozzájárulhat a nyomás

¹ Agykérgi, azaz az agy kéregállományát érintő.

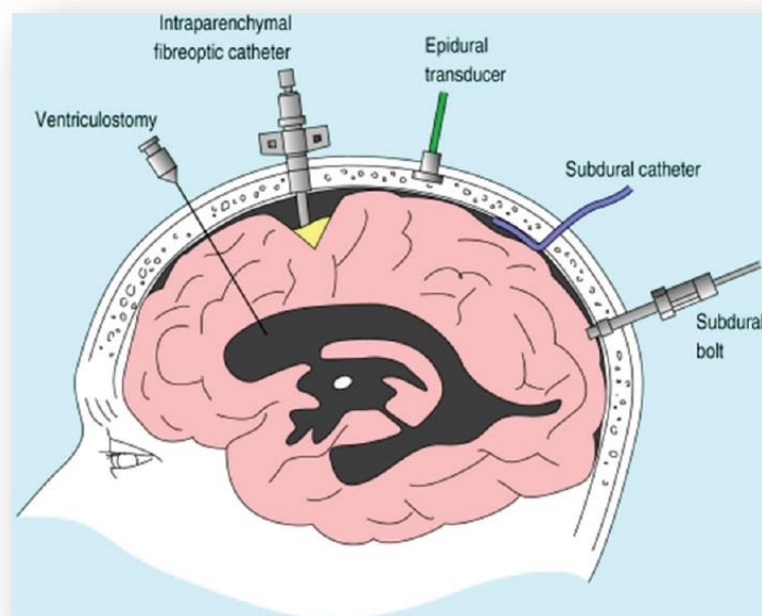
csökkenéséhez, és ezt a jelenséget használja ki a kraniektómia műtét is. Az agyban lejátszódó mechanikai folyamatok mellett a biológiai folyamatok révén sokszor előfordul azonban, hogy a duzzadás nem áll meg, ezáltal a vénák elzáródnak, így a visszaduzzasztás miatt további ödémák keletkeznek az agyban, így újabb kezelésekre lehet szükség.

Egy átlagos felnőtt intrakraniális nyomása vízszintes helyzetben 8-10 Hgmm, ülő helyzetben pedig 0, vagy negatív értéket mutat. Az ICP az időseknél csökkent értékeket vehet fel az atrophia¹ miatt (Czosnyka M, Pickard JD, 2004).

Gyakran a sérülést (daganat, tályog, infarktus vagy hematóma) körülvevő ödéma nagyban meghaladja a sérülés méretét, ezért sokszor már csak az ödéma megszüntetése is fokozott koponyaűri nyomáscsökkenéshez vezethet.

Az intracerebrális² vértérfogat minden egyes szívösszehúzódásnál változhat, s ez a koponyaűri nyomás pillanatnyi emelkedéséhez, majd csökkenéséhez vezet. Az ilyen jellegű ICP növekedés orvosilag jelentéktelen egy egészséges ICP-vel rendelkező embernél, de ha a koponyaűri nyomás magasabb, akkor egy esetleges ödéma miatt ez a nyomásnövekedés agyi herniációt³ okozhat.

Megjegyezzük, hogy az intrakraniális nyomás meghatározása invazív módon, a II.2.3. ábrán látható nyomásérzékelő eszközök segítségével történhet. Ezekkel a műszerekkel ellenőrizhetjük az aktuális kezelés hatását, de egyedül az intracraniális nyomás mérése nem elegendő a kezeléshez.



II.2.3. Ábra: Különböző intrakraniális nyomást mérő műszerek^[4]

¹ Valamely szerv vagy szövet leépülése, „vissafejlődése”.

² Agyvelőn belüli.

³ Sérvképződést.

A dekompresszív kraniektómia következetes mechanikai deformációkat okoz az agyban, ezért lehetséges a modellezése, tehát a véges elemes modellezés által bepillantást nyerhetnek a mérnökök a DC által az agyszövetben okozott károkba.

A fej modellezésének történetében a kezdetektől fogva jelen voltak olyan tényezők, amelyeknek figyelembe vétele elkerülhetetlen volt. Az évtizedek során a modell építéséhez, a számítások végrehajtásához, és az eredmények kiértékeléséhez szükséges eljárások és az ezeket végrehajtó szoftverek látványos fejlődést mutattak, ami hatalmas előrelépést jelent például a számítási folyamatok lerövidülésében, vagy az eredmények pontosságában.

Az emberi fej számos eltérő részből áll, melyek eltérő szövetekből épülnek fel. Elsőként meghatározandó tehát az anyag milyenségét leíró modellezési mód. El kell döntenünk azt is, hogy az említett rengeteg élettani rész közül melyeket érdemes megjeleníteni, és melyeket érdemes elhanyagolni. Ez az ún. modellezési szint meghatározása, amikor eldöntjük, hogy a modellünk mit és milyen pontossággal tartalmazzon. A modellezendő részeknél meg kell határoznunk a használni kívánt egyszerűsített geometriát. Ha ezek a megfontolások megtörténtek, az egyes anatómiai részeket kapcsolatokkal kell összefognunk, hogy azok az egymásba illesztett, egymás mellé helyezett, eredetileg még csak különálló részek halmazát egy teljes, együttműködő egészévé fogják össze.

II.3. Kutatások és kezdeti modellek

Mindennapjaink során folyamatosan ki vagyunk téve olyan hatásoknak, melyek számos esetben fejsérüléshez vezethetnek. Többek között fizikai munka végzése folyamán, sportolás közben, vagy autóbaleseteknél is előfordulhat traumás agysérülés, ami az agyszövet duzzanatát idézheti elő.

A TBI-k egyik legjelentősebb komplikációja az agyi ödéma, amely során a sérült szövetben duzzanat alakul ki, amit a folyadék felgyülemzése idéz elő. A felhalmozódott folyadék a koponyán belül az ICP növekedését idézi elő. Ez komoly neurológiai problémákhoz vagy akár halálhoz is vezethet (Chambers et al., 2006; Farahvar et al., 2011; Badri et al., 2012). Az ödéma és komplikációi a TBI-s betegek 50%-ának haláláért felelősek (Marmarou et al., 2003). Tehát a kezelés elsődleges célja az ICP csökkentése, amihez dekompresszív kraniektómiát hajtanak végre.

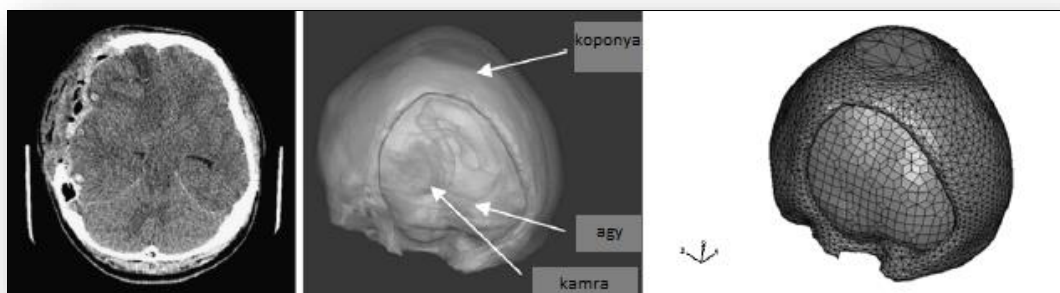
A koponya megnyitásával a nyomás csökken, az agyszövet pedig kitüremkedik a koponyából. A nyomáscsökkenés ellenére a beavatkozás során az idegnyúlványok (axonok) extrém nyúlásoknak vannak kitéve, ami valószínűsíthetőleg hozzájárul a neurológiai komplikációk fellépéséhez. (Cooper et al., 2011; Stiver, 2009). Az ödéma kezelése kihívást jelent, hiszen az eljárás vitatott (Kolias, 2013), és nagyban függ a végrehajtás módjától és az orvosi tapasztalattól (Rabinstein, 2006). Emiatt szükséges az eljárás fejlesztése, amely végső célul a kraniektómia pontos helyének és méretének meghatározását tűzi ki (Gao, 2008).

Az agy bonyolult felépítése ellenére vannak bizonyos folyamatok, melyek csak mechanikai eszközökkel írhatók le. Az újabb biomechanikai trendek a traumás agysérülések vizsgálatához véges elemes szimulációt alkalmaznak (Takhounts, 2003;

Kleiven, 2007; Post, 2014). Elsőként Chan Ping Gao és Beng Ti Ang közösen foglalkoztak a dekompresszív kraniektómia biomechanikai modellezésével traumás agysérülés esetén. Munkájuk során egy olyan végeselemes fejmodell építésére koncentráltak, melyen vizsgálni kívánták az egyoldali és a bifrontális kraniektómia kimenetelét. Kiemelt hangsúlyt fektettek a kraniektómia méretének ICP-re tett befolyására.

Elsőként egy egyszerűsített gömb modellel dolgoztak, ami a koponyából, durából, fehér – és szürkeállományból, valamint az agykamrákból tevődött össze és betekintést engedett a modellezési folyamatba és a modell működésébe. Ezt követte a klinikai adatokon alapuló paraméterekkel rendelkező modell. Betegek kraniektómiáját követően készült CT felvételeinek felhasználásával alkotva meg modelljüket [II.3.1. ábra] (Gao, 2004). A modellezés heaxahedrális elemekkel történt, és az anyag milyenségének leírására poroelasztikus anyagmodellt használtak korábbi kutatások alapján.

Az egyszerűsített modellen 38 Hgmm nyomást hoztak létre, ami a műtét előtti állapot prezentálására szolgált. A beteg-specifikus modellen pedig a műtét során mért nyomásértékeket idézték elő.

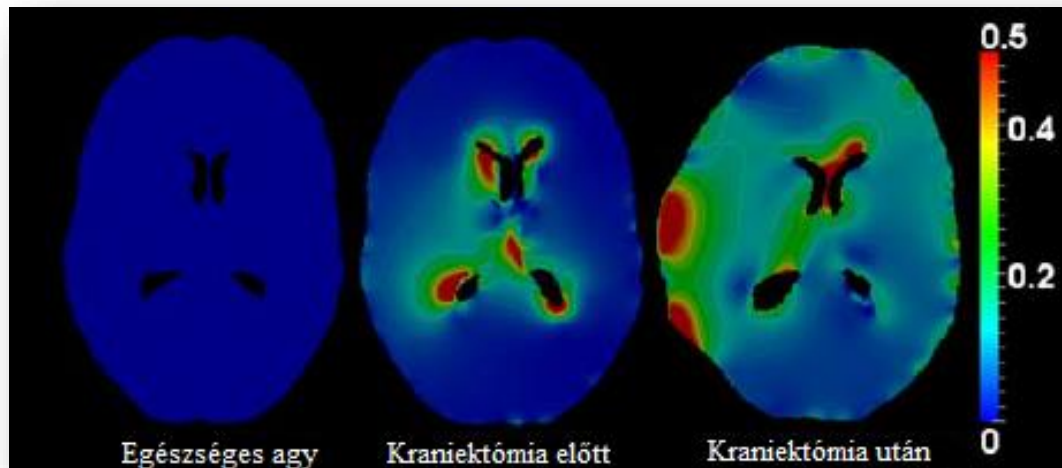


II.3.1. Ábra: Beteg kraniektómiát követő CT felvétele; kraniektómia 3D-s rekonstrukciója; a modell végeselemes hálója

Az egyoldali kraniektómia végrehajtásakor a megnyitás eredményeként az ICP csökkent, főként a kraniektómia középpontjában. Hasonlóan volt ez a bifrontális kraniektómiát követően is. Mind a modellen végzett mérések eredményéből, mind a műtétek alkalmával mért értékekből jól látható az ICP és a megnyitás hatására fellépő deformációk közötti kapcsolat. Ez arra enged következtetni, hogy létezik a megnyitásnak egy olyan optimális mérete, amivel a megnyitás méret – deformáció aránya a legkedvezőbb.

A maximális feszültségek a kraniektómia pereménél jelentkeztek, amit Holst et al. erősített meg. A kutatásban nem-lineáris orvosi képregisztrációval dolgoztak, az agyban fellépő deformációkat és víztartalmazt kutatták. A DC elindította a szövet duzzadását, ami akár a 16 mm-es kitüremkedést is elérhette.

A DC-t megelőzően jelentős alakváltozások a kamrák környékén voltak megfigyelhetők, ami ezen a területen az idegsejtek nyúlását vagy összenyomódását idézte elő [II.3.2. ábra]. A DC után a kezelt oldalon az alakváltozások jelentős növekedést mutattak a műtét előtti állapothoz képest. Ez a növekedést az agy középső részein, a kamrák falánál is megfigyelhető volt. További alakváltozások a kraniektómiával ellentétes oldalon is jelentkeztek, bár itt már sokkal kisebbek voltak, mint a kezelt területen [II.3.2. ábra].



II.3.2. Ábra: Deformációk az egészséges agyban; kraniektómia előtt; kraniektómia után

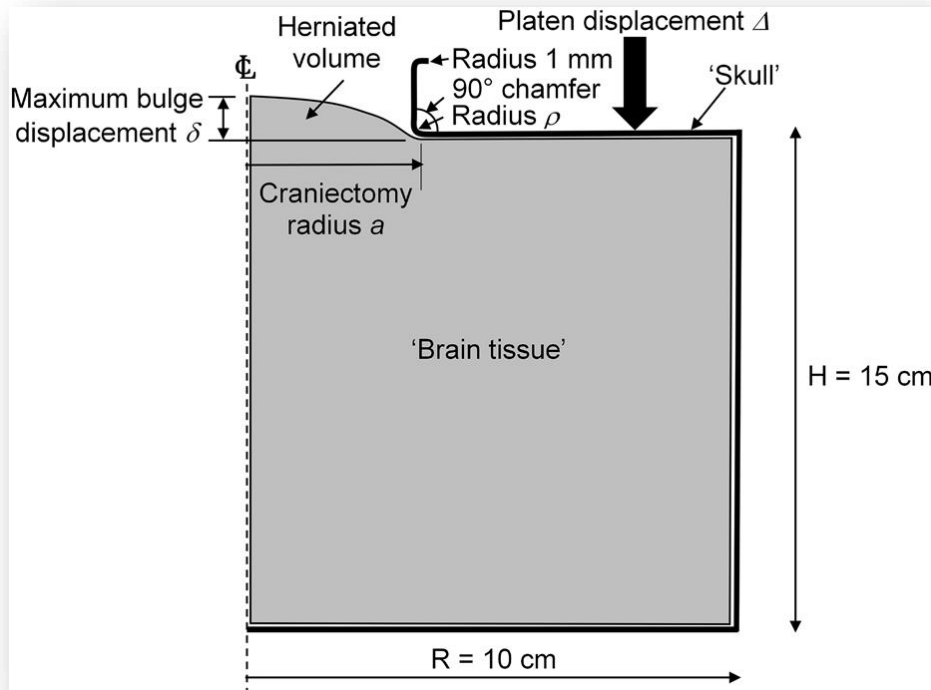
Később további végeleemes modelleket építettek poroelasztikus anyagmodellel DC esetek modellezésére. Fletcher et al. egyszerűsített végeleemes modellekkel foglalkoztak próbamodellen végrehajtott kísérletek rekonstruálása céljából.

A kutatás (Fletcher 2015) egy egyszerűsített geometriára alapozza az elméletét [II.3.3. ábra] (Fletcher 2015). Az egyszerűsített modellt egy hengerként kell elképzelni, aminek az alapja egy 10 cm sugarú kör, magassága pedig 15 cm, tetején egy választott sugarú megnyitással -kraniektómiával- ahol 1mm-es a kerekítési sugár a kraniektómia bemetszésénél. A lekerekítés jól reprezentálja a valós körülményeket, ugyanis az agy és a koponya között a dura helyezkedik el, ez a membrán „simít” az éleken, mert a durális megnyitás is az orvosi eljárás során kisebb, mint a koponya bemetszése. Az agy és a koponya között súrlódásmentes kapcsolatot vettek fel a modellépítés során. Valós kísérleteket is végeztek, ahol ez elv hasonló volt: egy hengerbe zselatint töltek, a tetejét egy bevágással rendelkező lapkával fedték le, majd arra erőt fejtettek ki. A zselatin kitüremkedésével modellezték a deformációkat az agyszövetben. A dura vastagsága 0,3-0,8 mm között helyezkedik el, kutatásuk során a választás 1mm-re esett, ami anatómiai szempontból megfelelő. A koponya vastagsága 7 mm, a lekerekítési megnyitás sugara pedig 1 mm volt, ez magába foglalta a koponya szélét is.

Ezt a modellt elsősorban a laterális kraniektómiák vizsgálatára alkalmazták. Az agyat modellező anyag ki tud duzzadni a felső lemezen mind a valós mind az elméleti modell esetén, ahol a kraniektómia nyílása van. A súrlódásmentes kapcsolat a felső részen,

illetve a henger oldalán jól szimulálja az agy kényszermozgását, illetve a radiális és axiális megtámasztásokat.

Ezzel az elrendezéssel jól követhetők azok a sérülések amelyek egy súlyos daganat következtében az ICP túlzott megnövekedése miatt az agyállomány koponyamegnyitás utáni kiemelkedése során jönnek létre.



II.3.3. Ábra: Egyszerűsített modell

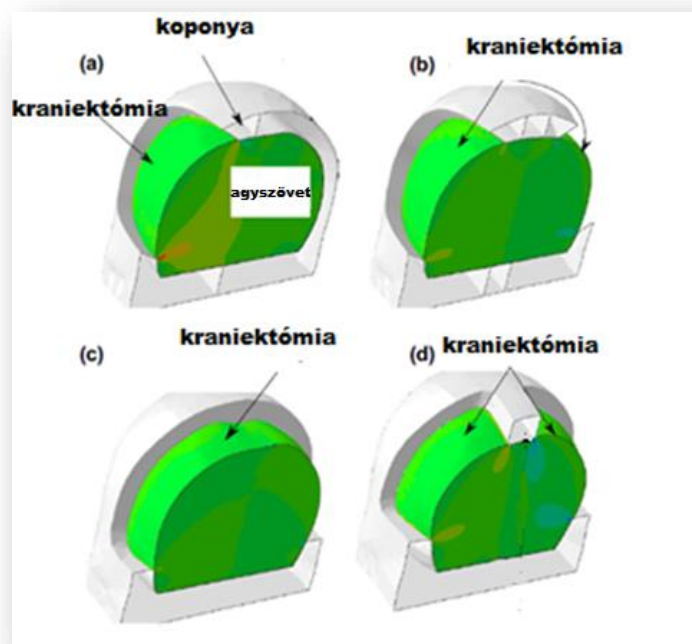
A fenti egyszerűsített modellben rendkívül előnyös, hogy könnyű megváltoztatni a kulcsparamétereket (változó például a kraniektómia átmérője és a lekerekítési szögek). A minimum átmérő 7 cm, a maximum 15, amit 1 cm-es fokozatos növeléssel érnek el. Ezek tulajdonképpen a klinika szélsőségei a laterális kraniektómia esetében. A lekerekítés sugara 0,5, 1, és 2 mm lehet.

A hengeres modell egyszerűsített módja annak, hogy feltérképezzenek bizonyos hatásokat, de nem ad választ a megnyitás helyére és a megnyitási méret pontosságára. Ezért létrehoztak egy 3D numerikus modellt is a kísérleteikhez, amely egy realisztikus fej geometriával rendelkezett. Sok részlet közös az idealizált henger és a 3D modellben, legfőképpen a hiperelasztikus anyagviselkedés.

Az elsődleges 3D modelljük egy tetraéderekkel hálózott modell, amelyben az anatómiai részleteket – például az agykamrát – agyszövetként definiálták, vagyis nem helyezték el a modellben, feltételezve, hogy nem változtat lényegesen az eredményeken. Egyes későbbi modelljeikben vizsgálták az agykamrák hatását is, amit egy-egy ellipszoid alakú 29 ml térfogatú és 6,4 cm átmérőjű testként az agy közepén vettek fel.

Az agyszövetre a modellben a térfogat növekedésének eléréseként különböző teherlépcsőkben hőmérsékleti terhet tettek, valamint súrlódásmentes kapcsolatot állítottak be a koponya és az agy között. A Poisson tényező értékét 0,49614-nek vették figyelembe

Négy különböző geometriát hoztak létre az általunk is használt, CT felvételekkel dolgozó 3D Slicer program segítségével, két gyakoribb műtéti eljárással a laterális és bilaterális kraniektómiával, valamint két, ritkább bifrontális kraniektómiával rendelkező koponya esetére [II.3.4. ábra] (Fletcher, 2015).



II.3.4. Ábra: Különböző geometriájú kraniektómiák a) laterális, (b) bilaterális, (c) bifrontális, (d) bifrontális

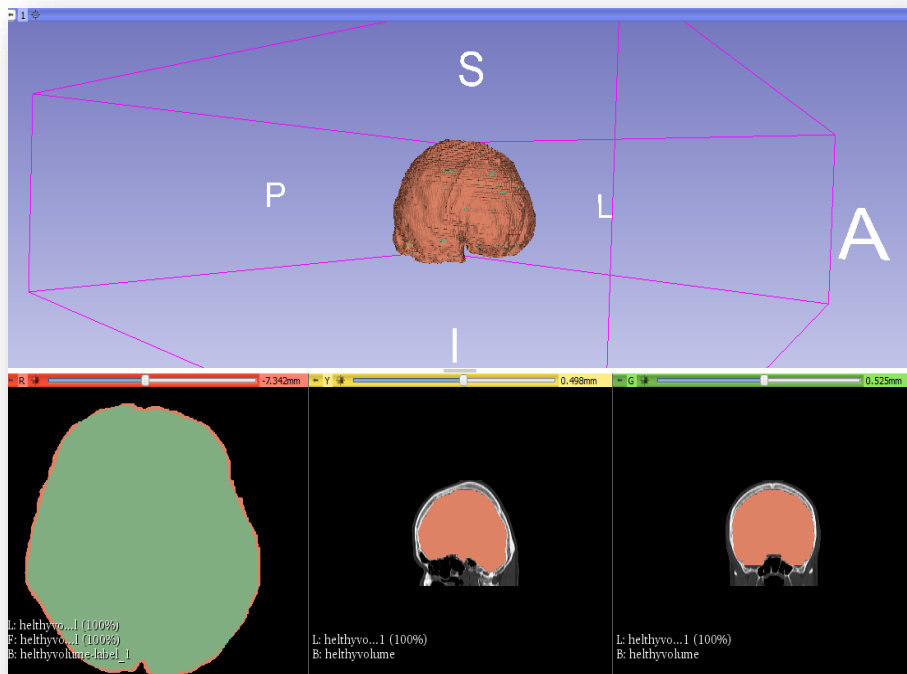
Kísérletek (Franceschini, 2006) rámutattak, hogy az agyszövet mechanikai viselkedése hasonló az elasztomerekéhez, ezért építettek a másodrendű izotróp hiperelasztikus Ogden anyagmodell (Ogden, 1972, 1986, 1999) használatával. Ez a modell nem volt páciens-pecifikus, amíg geometriai tulajdonságokat át nem vettek a Collins Brain Atlas-ból (Collins, 1998), amit aztán a maximális kitüremkedés és a kritikus nyírási feszültségek meghatározására használtak különböző kraniektómia típusok (egyoldali, kétoldali, bifrontális) esetén.

III. VÉGESELEMES MODELL KÉSZÍTÉSE

III.1. Egészséges állapot rekonstrukciója

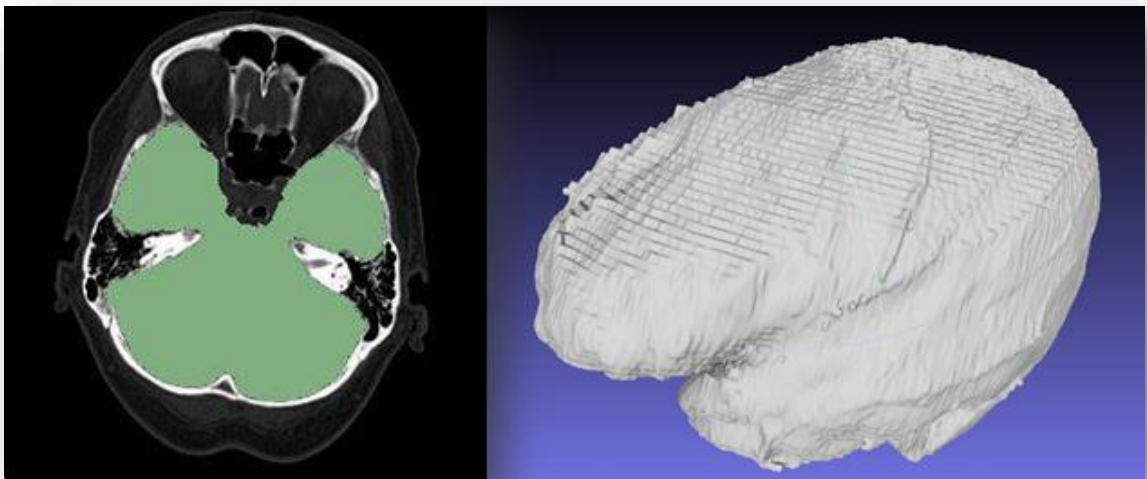
A jó közelítésekkel megalkotott modell milyenségét több szempont együttesen határozza meg. Első sorban azt kell figyelembe vennünk, hogy minden ember fejének geometriája eltérő. Más és más a koponya formája, azon belül az agykamrák mérete és alakja is eltérő, ebből adódóan a koponya, az agyszövet és az agykamrák térfogata is változó.

A modell létrehozásának érdekében az agy egyes részeinek valós térfogati arányait kell ismernünk, ugyanis szeretnénk megalapozni a későbbi optimalizáláshoz szükséges modellt. Szükségünk van egy egészséges koponya felvételeire, hogy rá tudjuk transzformálni a kraniektómia műtét utáni beteg felvételeit. Ezt a Pécsi Egyetem Idegsebészeti Klinikáján kapott adatok alapján 18-39 éves korosztály egészséges alanyok adataiból válogatva 14 beteg CT felvételei segítségével a Slicer nevű orvosi programmal határozzuk meg. A páciensek fejről 2 cm-enként készített képekből álló sorozatot importáljuk, lehetővé téve, hogy a későbbi számításokhoz, elsősorban a végleges 3D-s modell előállításához szükséges részek kijelölésre kerülhessenek. A szegmentálást minden CT felvételen elvégezzük, melyeket egymásra helyezve és a szegmentált részeket összekapcsolva térbeli testet alkothatunk, a III.1.1. ábrán látható módon.



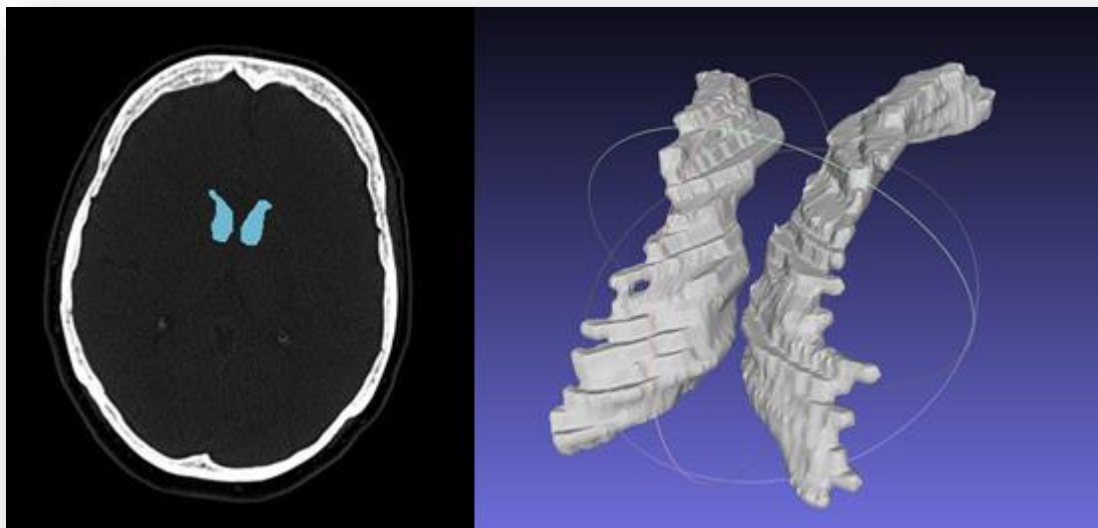
III.1.1. Ábra: Szegmentációból létrejött térbeli testelem

Elsőként a koponya belső falát szegmentáljuk [III.1.2. ábra]. Megjegyezzük, hogy a CT-k sajnos sokszor gyenge minőségű felvételeiből nem lehet teljes pontossággal meghatározni a határokat, ezért a modellbe geometriai pontatlanságok is kerülhetnek, de tapasztalataink szerint ezek szerencsére a végső szimuláció szempontjából többnyire elhanyagolhatóak. Ezt a szegmentálást azonban nem érdemes egyesével végezni, ugyanis valamennyi CT felvételen megtalálható, így a programban a határokat a sűrűségváltozás ismeretében és a szükséges simítások, pontosítások elvégzése után meg lehet határozni. Ha ez az elhatárolás megtörtént, megadható, hogy a program csak a megadott sűrűség tartományba eső részeket tartsa meg. Sokszor a módszer nem tökéletes, mivel a fej bizonyos részeinél rendkívül sok apró porc és csont található (például orr és az orr körüli területek), amelyek sűrűségét a szoftver nem tudja egyértelműen és precízen elkülöníteni. Ennek következményeként a program nem képes elkülöníteni az általunk keresett sűrűségű területeket, ezért utólagos kézi módosításra is szükség van. Ilyenkor a problémás, bonyolultabb részleteket ábrázoló felvételekkel kell dolgoznunk. Megrajzoljuk a koponyához tartozó területeket és töröljük azokat, melyek hibásan kerültek kijelölésre, mert a sűrűség elkülönítés nem tudta teljes pontossággal értelmezni őket. Ha a határvonalak mindenhol teljesen egyértelművé váltak, a kijelölés utolsó lépése is végrehajtható, melynek eredményeként a koponya belső felülete által határolt térfogatot kapjuk.



III.1.2. Ábra: Koponya belső falának szegmentálása

A fentiek után az agykamrák szegmentálása következik [III.1.3. ábra]. Ezeket érdemes egyesével létrehozni, mert méretükből kifolyóan nem túl sok képen szerepelnek, illetve rájuk a sűrűség-elkülönítő alkalmazás sem működik. A CT felvételeken az agykamrák körvonala nehezen kivehető, ami a szegmentálásukat jelentősen megnehezíti. A kontraszt változtatása azonban segíti a jobb láthatóságot, és az egyértelműbb körvonal kirajzolódását. Az ilyen apró változtatások és beállítások segítik a munkát, és pontosabb eredményre vezetnek a szegmentálás befejezésekor. A teljes szegmentálás időigényes folyamat, és tökéletes pontossággal nem hajtható végre a CT felvételek minősége miatt, mégis érdemes minél precízebb munkára törekedni, hogy a simítást követően a valós geometriához legközelebb álló 3D testelemet kapjunk.



III.1.3. Ábra: Agykamrák szegmentálása

A modellek felállítása után még egy program használatára szükség van, ez a Meshlab szoftver. A Slicer orvosi programban a szegmentálást pixelről pixelre végeztük, így a modell felülete nem mondható töredezettség mentesnek, de a végeselemes program használatához szükség van egyszerű, simított felületekre. Ennek elérése érdekében a simítások elvégzéséhez szükséges a Meshlab szoftver. A simítás mértéke célnak megfelelően változtatható. Esetünkben sima, kiugrásoktól mentes, összefüggő felületre van szükség, azonban kerülendő a felület túlsimítása, hogy a felületet alkotó egyes sarkok vagy domborulatok megtartásával a pontos geometriából ne veszítsünk. Megjegyezzük, hogy a modellben még a simítás után is lehetnek hibák (például kisebb kiugrások, amik a simítást követően is jelen lehetnek), amikre az utóbbi programban hamar fény derül, az esetleges szükséges utólagos javításokat ilyenkor még el lehet végezni a Slicer ismételt alkalmazásával.

A felület simítását elvégezve rendelkezésünkre áll az adott test, amelyen a szegmentálást és simítást is sikeresen végrehajtottuk. Ezt a műveletsorozatot minden, a modell felépítéséhez szükséges elemen megismételjük, azaz CT felvételek felhasználásával létrehozzuk az agykamrák, és a koponya belső fala által határolt térfogat simított hálóját. Munkánk során csak tömör testeket készítünk.

Ha a simított hálók minden páciens CT felvételei alapján elkészültek, a következő lépés, hogy mindegyikük esetében a megalkotott térfogatok egymáshoz való arányát vizsgáljuk. Ezt az arányt tekintjük mérvadónak ahhoz, hogy ki tudjuk választani azt a páciens, akinek modellje esetében ez az arány a legkevésbé minősül kiugrónak. Ez alapján azon páciens koponyájának geometriájával fogunk dolgozni, amely a mért térfogatok mediánját adja.

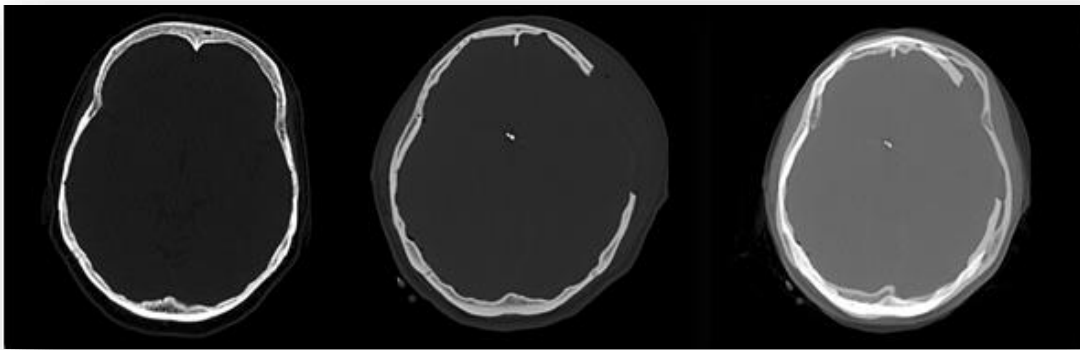
Ennek célja, hogy a legátlagosabb paraméterekkel rendelkező pácienset találjuk meg. A rendelkezésre álló adatokból és felvételekből egy, a modellek átlagaként előállított „átlagos modell” nem lenne alkalmazható, hiszen méréseinkhez egy valós pácienshez tartozó geometriára van szükségünk. Ez rendkívül fontos, ugyanis ha kevés számú pácienset vennénk mérvadónak, előfordulhatna, hogy ő az átlagos értékektől éppen távol áll, és így a modell alapja egy átlagtól eltérő alany lenne, pedig célunk éppen egy „általános” modell előállítása a kutatás hatékonyságának növelése érdekében.

A balesetek bekövetkezte után a fejről CT felvétel készül, amely a sérülés alaposabb szemügyre vételét segíti. Ilyenkor mind a koponya, mind a szövetek károsodást szenvednek, amelyek olyan mértékű deformációhoz is vezethetnek, hogy az egészséges alakot lehetetlen visszakövetkeztetni. Sajnos rendkívül kevés esetben áll rendelkezésre egyidejűleg a páciens fejének egészséges állapotáról készült felvétel, vizsgálataink során azonban mindenképpen egy egészséges fejmodell alapján szeretnénk következtetni a sérülés során várható nyomás- és alakváltozásra. Belátható tehát, hogy a kiindulási modell megalkotásához a beteg CT felvételei nem felhasználhatók. Egészséges - de a beteghez tartozó - CT képek hiányában létre kell hoznunk – az előbb említett egészséges fejről készült felvételsorozat segítségével – egy „egészséges” kiindulási fejmodellt. Ehhez áll rendelkezésünkre a szegmentálás végeredményeként kapott, már említett medián. Az itt kapott felvételek egy adott páciens egészséges állapotú fejét ábrázolják, de fejének geometriája, illetve a fejet felépítő koponya, agyszövet, és agykamrák térfogatai természetesen nem egyeznek meg a beteg fejének geometriájával, illetve térfogataival. A méréseinkhez használni kívánt modell létrehozásához az egészséges állapotot a kiválasztott medián, a saját geometriát pedig a beteg felvételei fogják szolgáltatni, így juthatunk egy egészséges, ugyanakkor beteg specifikus modellhez.

A fentiek végrehajtására olyan módszerhez kell fordulnunk, amellyel egyesíteni tudjuk a két különböző „személytől” (medián + beteg) vett tulajdonságot, azaz az egészséges szövetet, és a betegre jellemző geometriát.

III.2 Páciens-specifikus modell

A Pécsi Tudományegyetem Idegsebészeti Klinika két beteg kraniektómia utáni CT felvételeit bocsájtotta rendelkezésünkre. Célunk az, hogy a felvételek és a végeselemes program segítségével a sérült beteg műtét utáni CT-felvételeiből egy egészséges állapot létrehozása, majd ezek alapján a műtétek rekonstruálására.

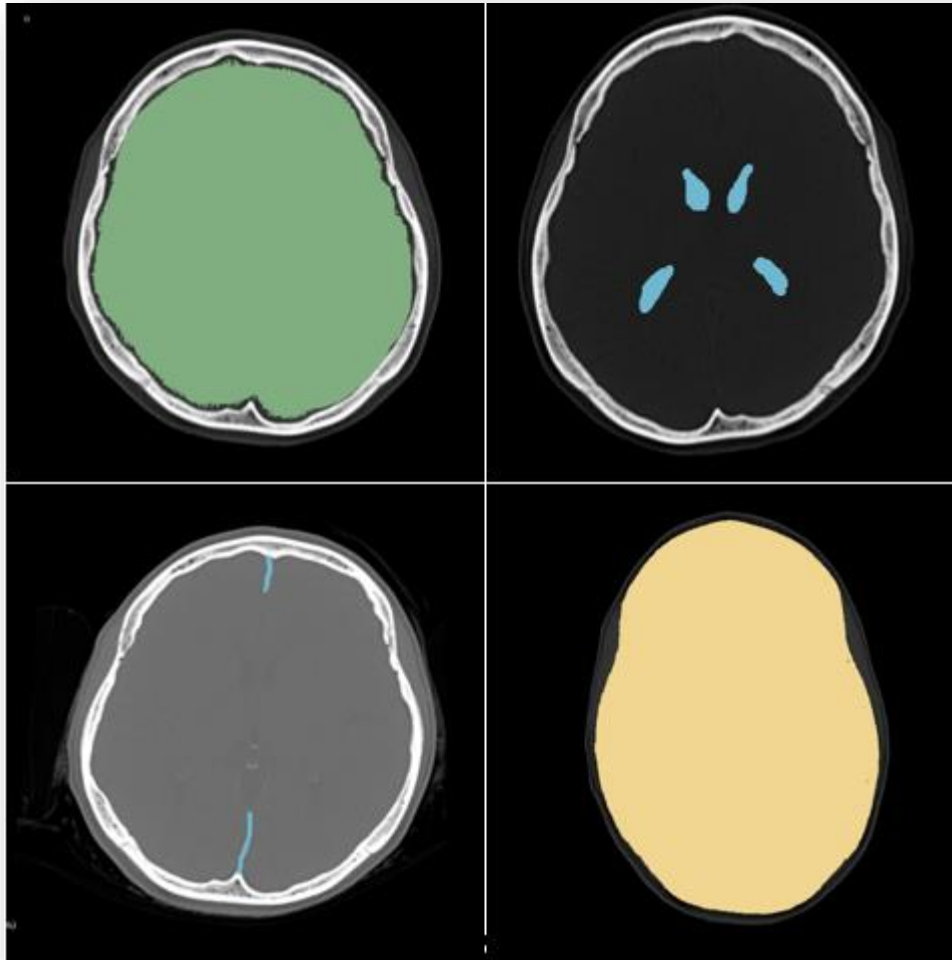


III.2.1 Ábra: Transzformáció

A már fentebb ismertetett módon ezen korosztályhoz tartozó medián meghatározásra került. Rendelkezésünkre áll tehát egy egészséges szöveteket ábrázoló, de geometriában a betegünkétől eltérő, valamint egy, a beteg fejének geometriájával rendelkező, ugyanakkor sérült szövetű koponya felvételsorozata. A két felvételsorozatból a számunkra hasznos és kedvező tulajdonságokat szeretnénk „kinyerni”, és ezeket ötvözni egy modellben, amely végül a beteg fejének geometriáját a medián egészséges szöveit, transzformálva fogja ábrázolni [III.2.1. ábra]. Ennek végrehajtásához ismét a Slicer programhoz fordulunk, melyben a szükséges nemlineáris transzformáció végrehajtható. Elsőként a medián és a beteg fej felvételeit egymásra helyezzük, majd ezeknél a megkívánt átlátszóságot beállítva mindkét felvétel láthatóvá válik. Ekkor jól kivehető a két eltérő geometria, és jól megfigyelhető, hogy a beteg felvételein hol lelhető fel a szövet roncsolódásának helye és mértéke (a medián felvételein látható szövetek teljesen egészségesek). A transzformáció során az egészséges koponya felvételét transzformáljuk, hiszen ennek geometriáját szeretnénk megváltoztatni. A koponya körvonalát a beteg koponyájának formájára igazítjuk, mellyel egyidejűen a koponyán lévő elemek a nemlineáris transzformációval a beteg fejének geometriáját veszik fel. Természetesen a beteg fejének alakja és a transzformálódott alak a transzformáció befejeztével sem fognak tökéletesen megegyezni, de a kapott eredmény kellően megközelíti a beteg fej geometriáját, így ez a későbbiekben a modell építéséhez megfelelően használható, és a modellt felépítő térfogatokban a valóstól viszonylag kis eltérést fog okozni.

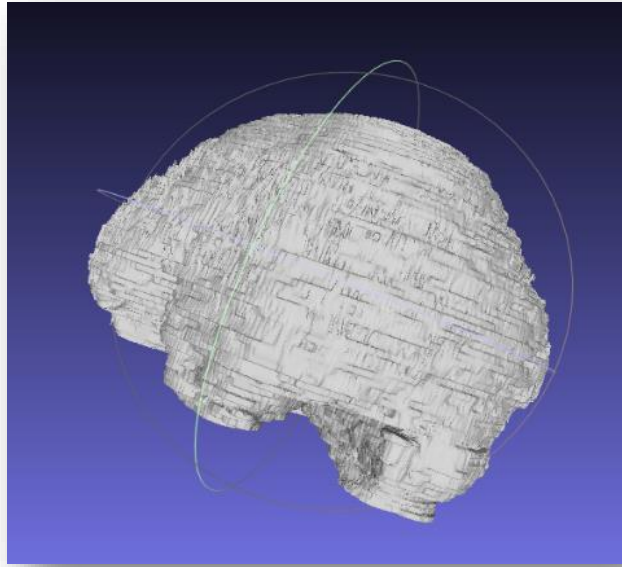
A beteg-specifikus fejmodell építésének első lépései hasonlóak a medián kiválasztásakor elvégzettekkel. Elsőként itt is a szegmentációnak kell megtörténnie, tehát a transzformáció után az illesztett egészséges koponyán végezzük el a szegmentálást. Ezúttal a pontos mechanikai számításokhoz több szegmentálást kell elvégeznünk, mint a térfogati arányok meghatározásához, amikor is a medián

kiválasztásához elegendő volt az agyszövet és az agyvíz együttes térfogata, és az agykamrák szegmentálása. A modell elkészítéséhez további elemek szegmentálása szükséges, ugyanis modellépítéseink során többféle változat készült, például ami tartalmazza a falxot, a két agyfélteke között elhelyezkedő hártót. A páciens-specifikus modell alkotásához szükség van a koponya, az agyvíz és az agy együttes térfogatának, majd az agy és az agykamrák szegmentálására az ábrákon látható módon.

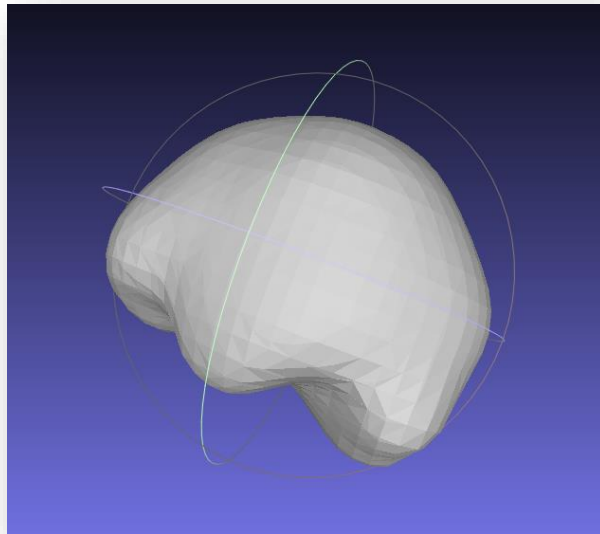


III.2.2. Ábra: Agyszövet, agykamra, falx, és koponya szegmentálása

Ha minden szükséges elem – amelyet modellünkben fel szeretnénk tüntetni – szegmentációját elvégeztük, a létrehozott 3D térfogatok felületét simítanunk kell [III.2.3-4. ábra] annak érdekében, hogy azok majd a későbbiekben a végelem program számára kezelhetővé váljanak. Továbbá a simítások eredményeként kapott immár egyszerűbb felület a véges elem programban kisebb elemszámot jelent, amely a modell futásidőjét jelentősen csökkenti.



III.2.3. Ábra: Agyszövet eredeti geometriája



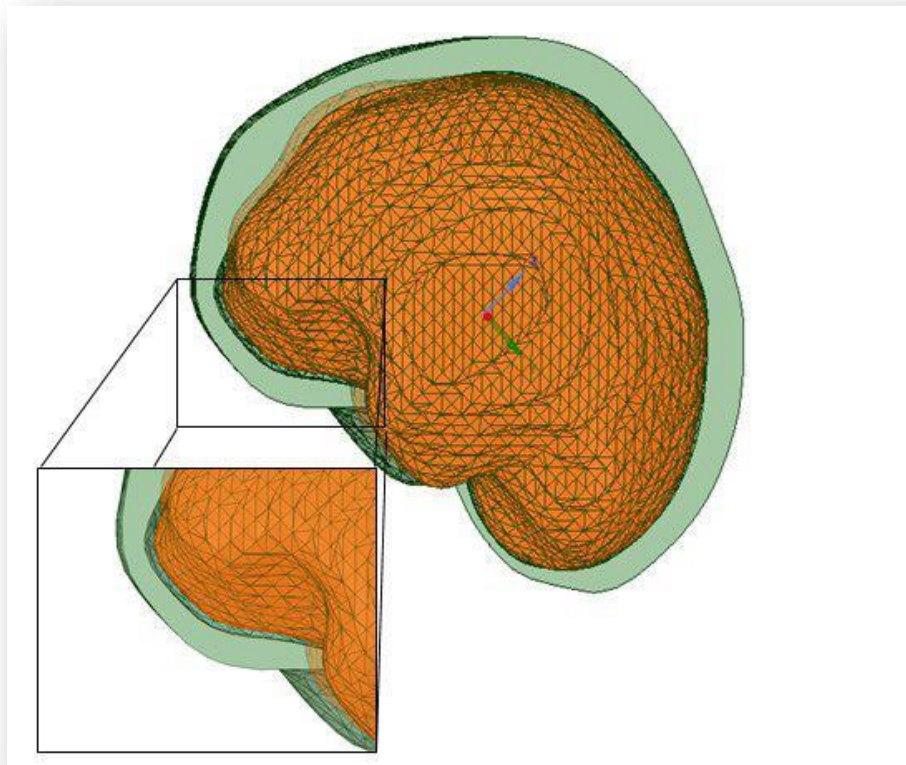
III.2.4. Ábra: Agyszövet Meshlabban simított geometriája

A végrehajtani kívánt méréseket olyan megtervezett rendszer szerint kívántuk elvégezni, mely rövidebb idejű futtatástól – amely egyszerűbb modellel is megelégszik – a bonyolultabb modellel dolgozó, hosszabb idejű futtatásokig halad. Ennek szellemében az első, kezdetleges modellt egyszerűsítve építettük fel a próbafuttatások érdekében, mert fel akartuk mérni, hogy az általunk épített modellek közül is a legegyszerűbb futásra bírható-e, illetve, hogy egy ilyen kezdetlegesnek mondható geometria mellett milyen mérési eredményeket kapunk, továbbá, hogy a fejlettebb,

bonyolultabb felépítésű modelleken mért értékek az itt kapottakkal milyen viszonyban állnak.

Első modellünk koponyából és agyszövetből épül fel, az agykamrákat és a falxot még nem tartalmazza. A modellt felépítő geometriák felületének simítását is úgy végeztük el, hogy a geometriák jellemző alakja éppen megmaradjon. Ugyanis a geometriát később tudjuk finomítani, az elsődleges számítások ellenőrzéséhez ez az egyszerűsítés célszerű.

A simított testeket az SCDM-be (Ansys SpaceClaim Direct Modeller), az Ansys egy részprogramjába importáltuk a végső geometria kialakítása céljából. Az emberi fejben az agyszövet és a koponya nem közvetlenül egymással érintkező szövetek, köztük olyan tér található melyet agyvíz tölt ki az agyszövet védelme érdekében. Hogy ezt az agyvízteret a modellünkben ki tudjuk alakítani, elsőként a koponya és az agyvíz térfogatát is magában foglaló testekkel dolgozunk. A nagyobb térfogatú koponya testből kivonásra kerül a kisebb elem, az agyvíz terét is tartalmazó térfogat. Ennek eredményeként olyan koponyához jutottunk, amelyből mind az agyszövet, mind az azt körülvevő agyvíz hiányzik.



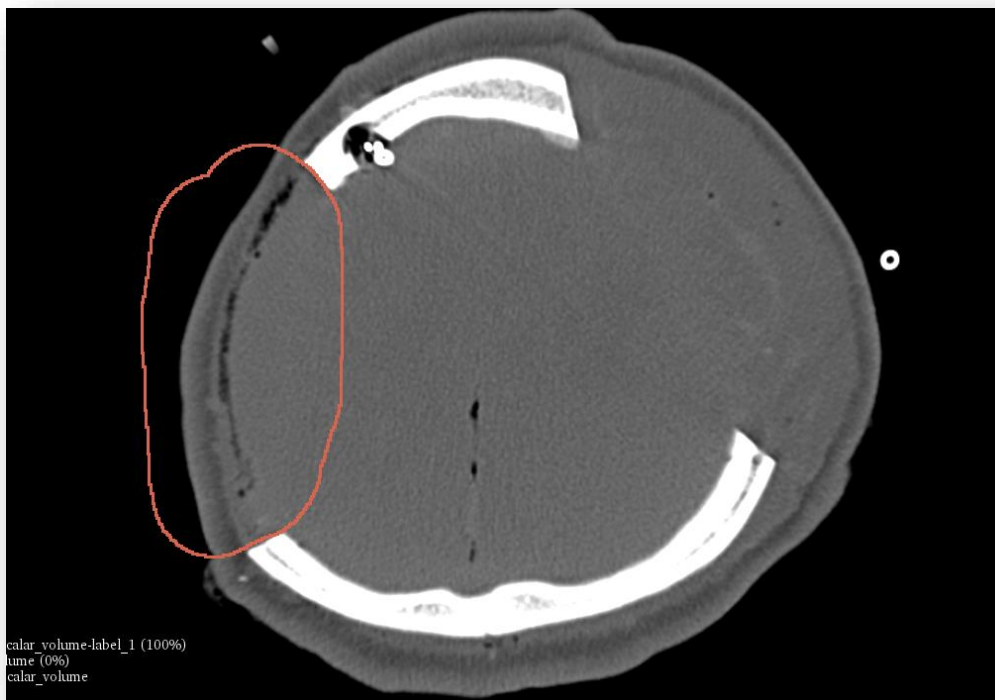
III.2.5. Ábra: Az agyvíz elhelyezése a geometriában

Ezt követően a korábban elkészített és simított agyszövet modelljét – ami az agyvizet már nem tartalmazza – importálva egy olyan koponyát és agyszövetet tartalmazó fejmodell áll elő, melyben a koponya és agy között olyan rés húzódik, melyet az agyvíz hivatott kitölteni. Mint közel összenyomhatatlan, speciális fizikai tulajdonságokkal

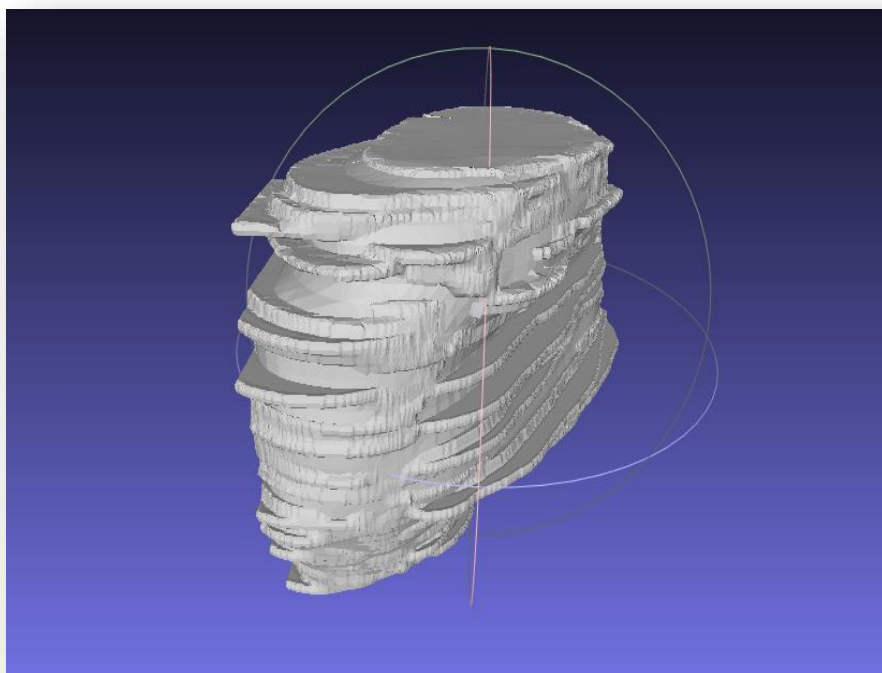
rendelkező folyékony halmazállapotú anyag, az agyvíz modellezése testelemmel nehezen kivitelezhető, ezért az agyvizet a későbbiekben az agyszövet rugalmas ágyazásával helyettesítettük. Továbbá komoly kontinuummechanikai probléma, hogy a modellünkben az agyszövet a koponyával való lokális érintkezésénél az agyvíz elszivárgása, ezért a megnyitáskor a kraniektómia helyén a rugalmas ágyazást megszüntetjük. Az agyszövet és koponya felhasználásával és az agyvízter kialakításával elkészült az egészséges fejet illusztráló modell. Hogy prezentálni tudjuk a műtét során a koponya egy darabjának eltávolítását, ahhoz ezt az eltávolítandó kraniektómiát is ki kell alakítanunk.

Hasonlóan a többi elemhez, a kraniektómiát is szegmentálnunk és simítanunk kell, hogy a szegmentálásból előálló testet a koponyából kivonva lyukas, azaz olyan koponya modelljét kapjunk, amely a kraniektómia végrehajtása utáni állapotot mutatja. Ennél a lépésnél nincsen jelentősége az egészséges állapotot ábrázoló felvételeknek, szegmentálhatunk az eredeti CT felvételeken, amelyeken a bekövetkezett szöveti roncsolódások már jelen vannak.

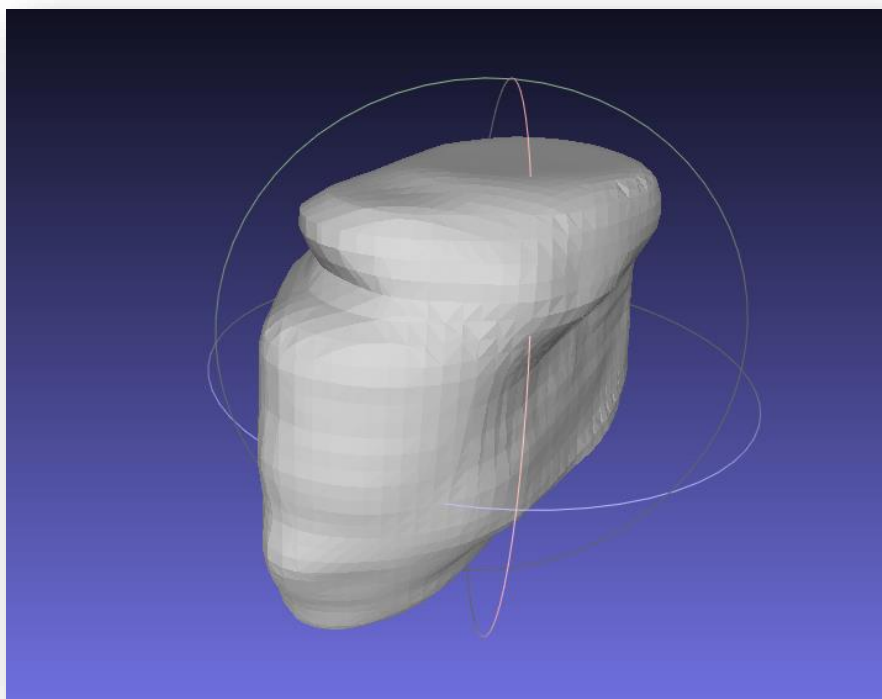
Betegünk két kraniektómia műtéten esett át. A megnyitás előtt egy vérrögöt diagnosztizáltak az agyszövetben, amit az első műtét alkalmával eltávolítottak, de az addig fennálló koponyaűri nyomás elszorított egy elszakadt eret, ami a nyomáscsökkentő eljárás után újabb vérröghöz vezetett. Ezt a vérrögöt is eltávolították a következő koponyamegnyitáskor. A fenti esetet úgy próbáltuk geometriailag reprezentálni, hogy két kraniektómia testet hoztunk létre a szegmentálással, majd abból 3D-s testalkotással az előzőekhez hasonlóan a megfelelő simításokat elvégezve.



III.2.6. Ábra: Kraniektómia szegmentálása

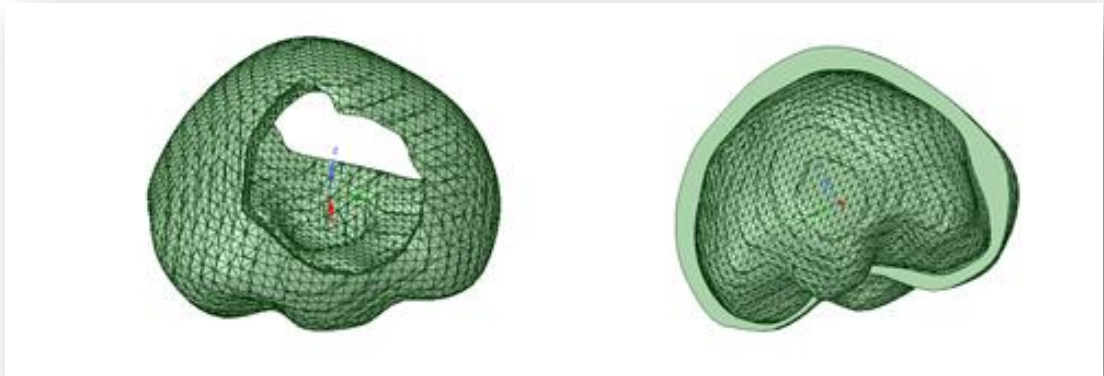


III.2.7. Ábra: Kraniektómia eredeti geometriája



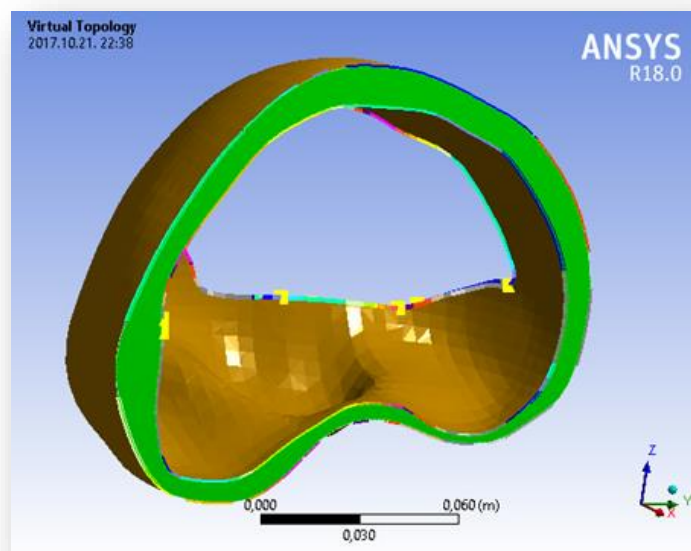
III.2.8. Ábra: Kraniektómia simított geometriája

A szegmentálás és simítás azonos módon történt a többi geometriáéval, majd ezt a térfogatot is a többi test közé beillesztettük SCDM-be, a III.2.7.8. ábrán látható módon. A koponyából ezt a térfogatot kivontuk, ezáltal rendelkezésünkre áll a kész geometria, ami magát a műtéti eljárást is tartalmazza [III.2.9. ábra].



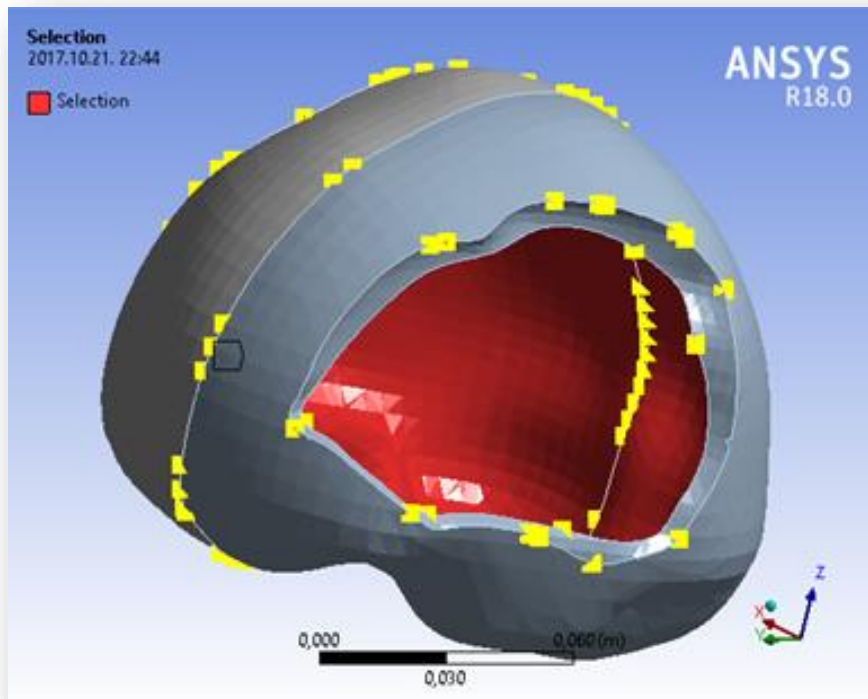
III.2.9. Ábra: Kraniektómiával ellátott koponya modellje

Ezzel a lépéssel eljutottunk oda, hogy a geometriánkat importáljuk az Ansys egy részprogramjába, a Workbenchbe. A futtatásainkhoz ilyen bonyolult geometria esetén szükség van ún. „virtual topology”-ra [III.2.10. ábra].

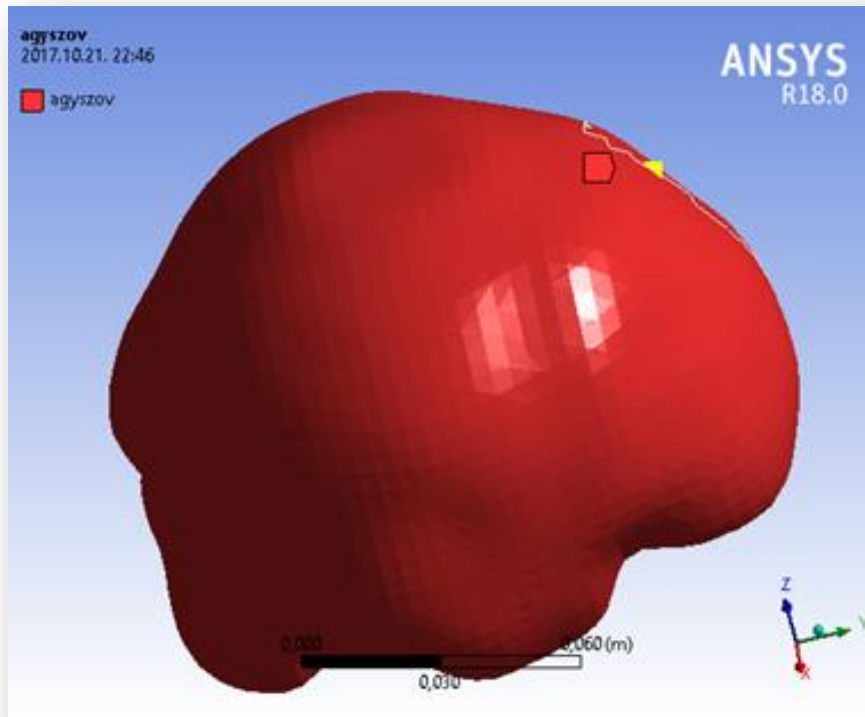


III.2.10. A koponya virtuális topológiája

A program lehetőséget nyújt térfogatok kijelölésére, azokból felület átalakítására, azon kívül felszínek kijelölésére. Erre „named selection”-öket alkalmazunk. A felületek összevonására-kivonására is van megoldás a programban, amely segítséget nyújt ezen feladatok megoldásában. Tehát a felületek és térfogatok létrehozása során a teljes koponya belső felületére [III.2.11. ábra], az agyszövet külső felületére [III.2.12. ábra], valamint az agyszövet térfogatára került sor. A fenti határfelületek, térfogatok elengedhetetlenek a testek közötti kapcsolatok beállításához.



III.2.11. Ábra: A koponya belső felülete



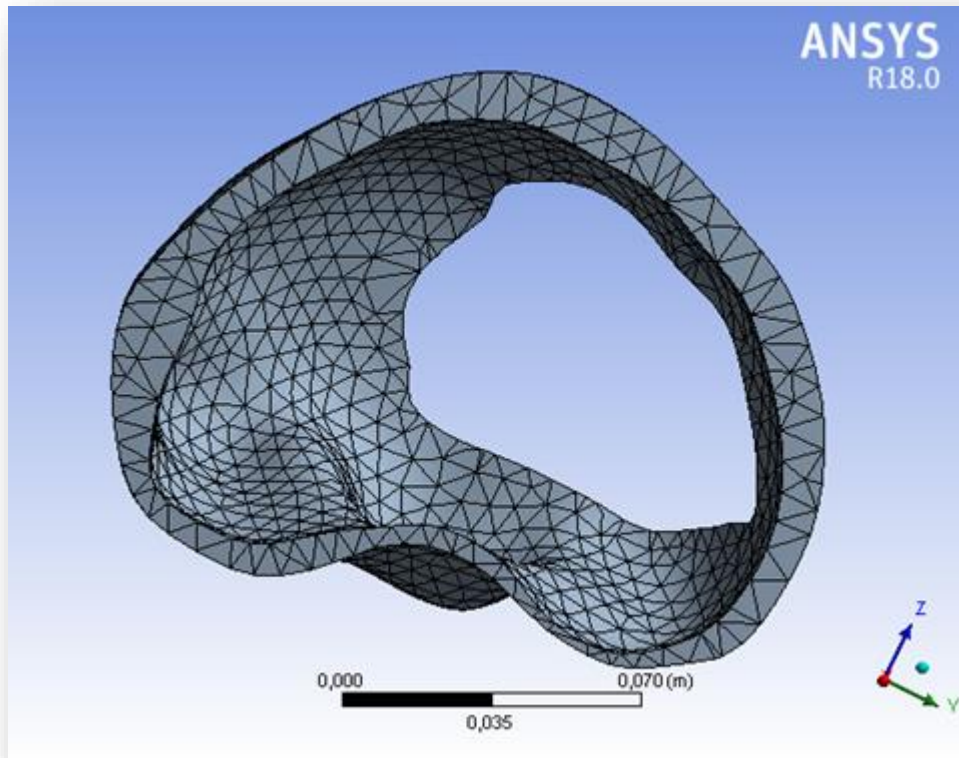
III.2.12 Ábra: Az agyszövet külső felülete

III.3. Modellek beállításai

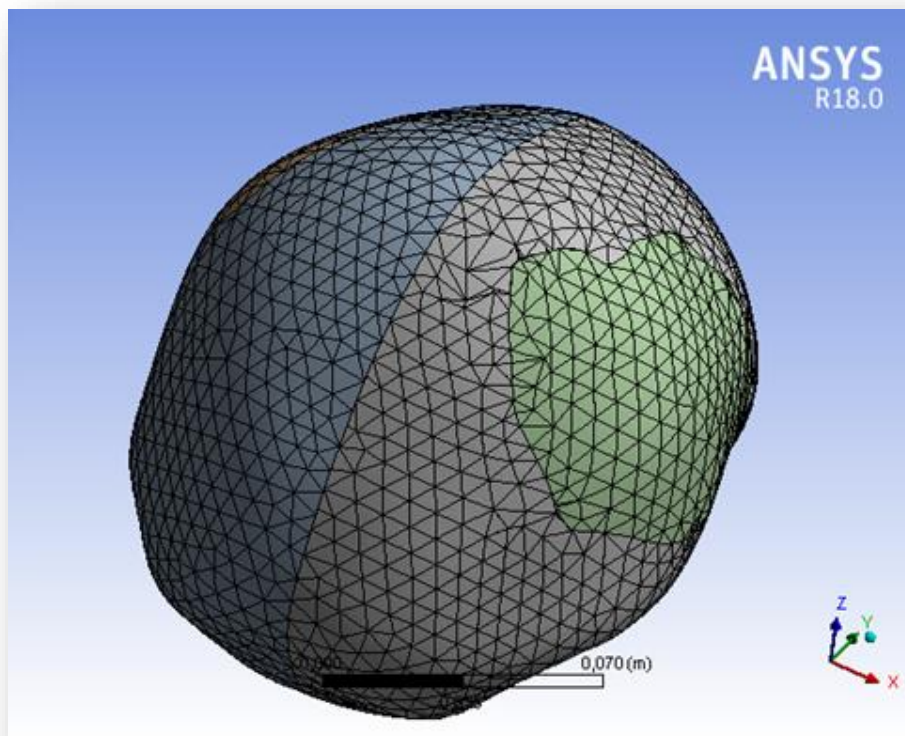
A modellben a térfogatok hálózásához a tetraéder elemekkel dolgoztunk, ugyanis algoritmusként a „patch independent”-et választottuk, aminek a lényege, hogy a geometriai hálózást függetlenné teszi a geometria leírásához szükséges rajzi elemektől. Egy ilyen bonyolult geometriánál lehetetlen lenne e nélkül egységes hálót kapni. Ez az algoritmust pedig csak tetraédes elemekkel működik.

A koponya esetében 9 mm-es, az agyszövetnél 7 mm-es testelemekkel dolgoztunk [III.3.1 ábra]. A program beállításai felkínálják, hogy a végeselemes program hálógeneráló algoritmus felülírhatja-e bonyolult geometria esetében a 9 mm-méretű testelemeket. Számunkra ez nem lenne célszerű ugyanis a sok elemszámmal a futásidő is hosszabb lesz.

Az elemszám a modellünkben 85606 és a végeselemes csomópontok száma 127224, ami a futásidő szempontjából előreláthatólag megfelelő érték.

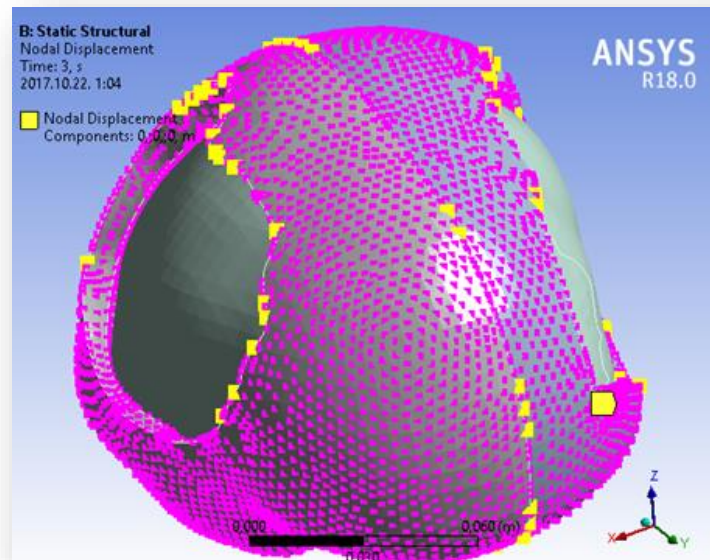


III.3.1 Ábra: Fél koponya végeselemes hálója



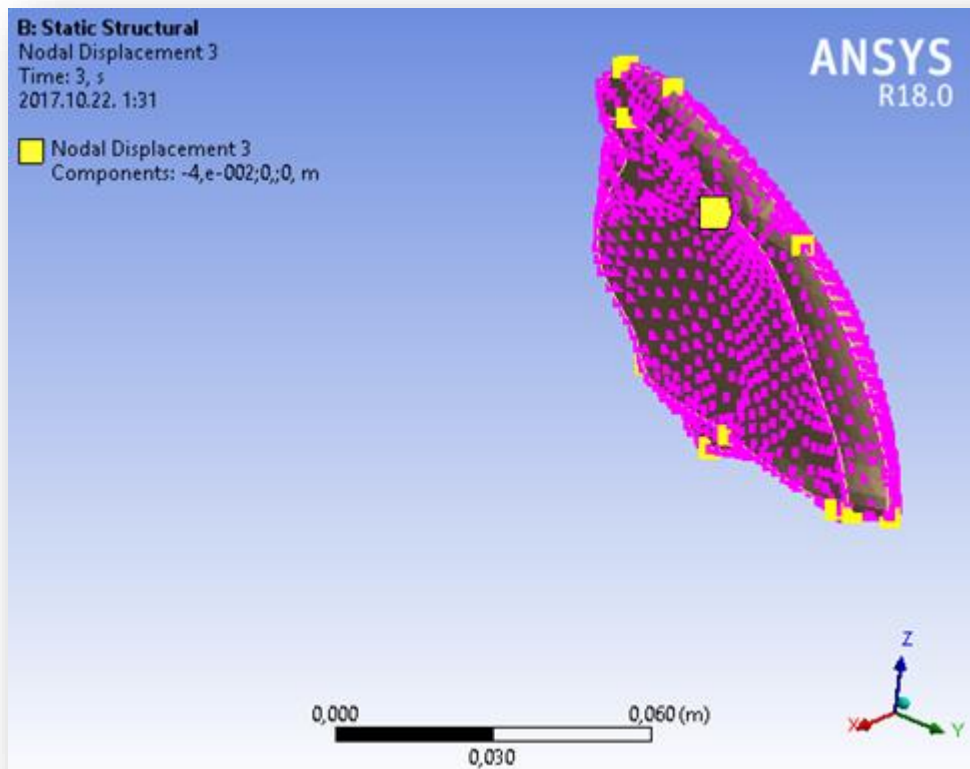
III.3.2 Ábra: Teljes koponya végeselemes hálója

A koponyán tulajdonképpen két támaszt hoztunk létre, az első, hogy kiválasztottuk a koponya végeselemes hálójának csomópontjait [III.3.3-4. ábra], és az előírt elmozdulásaikat a koordináta rendszer mindhárom irányában 0-ra állítottuk be, mivel a koponya a műtét során nem mozdul el.



III.3.3 Ábra: A koponya végeselemes csomópontjai

A kraniektómiákra hasonlóan alkalmazunk egy előírt elmozdulást, ugyanis a két koponyarész egészen a műtétek végéig nem végez mozgást. A műtét három részből áll; az első részben a koponya zárt, a második részben eltávolításra kerül az első, a harmadikban pedig a második kraniektómia. Tehát az első kraniektómia előírt elmozdulásai x,y,z irányú komponensei zérusok 0-1. szekundumig - ami valójában nem fizikai idő, csak az analízis beállítás ideje - , majd 1-3. szekundumig az x irányú elmozdulás komponense -40 mm, a többi elmozdulás 0. A második kraniektómiát később választották le, ezért a modellünkben az elmozdulást csak a 2-3. szekundumban állítottuk be x irányban 40 mm-re.



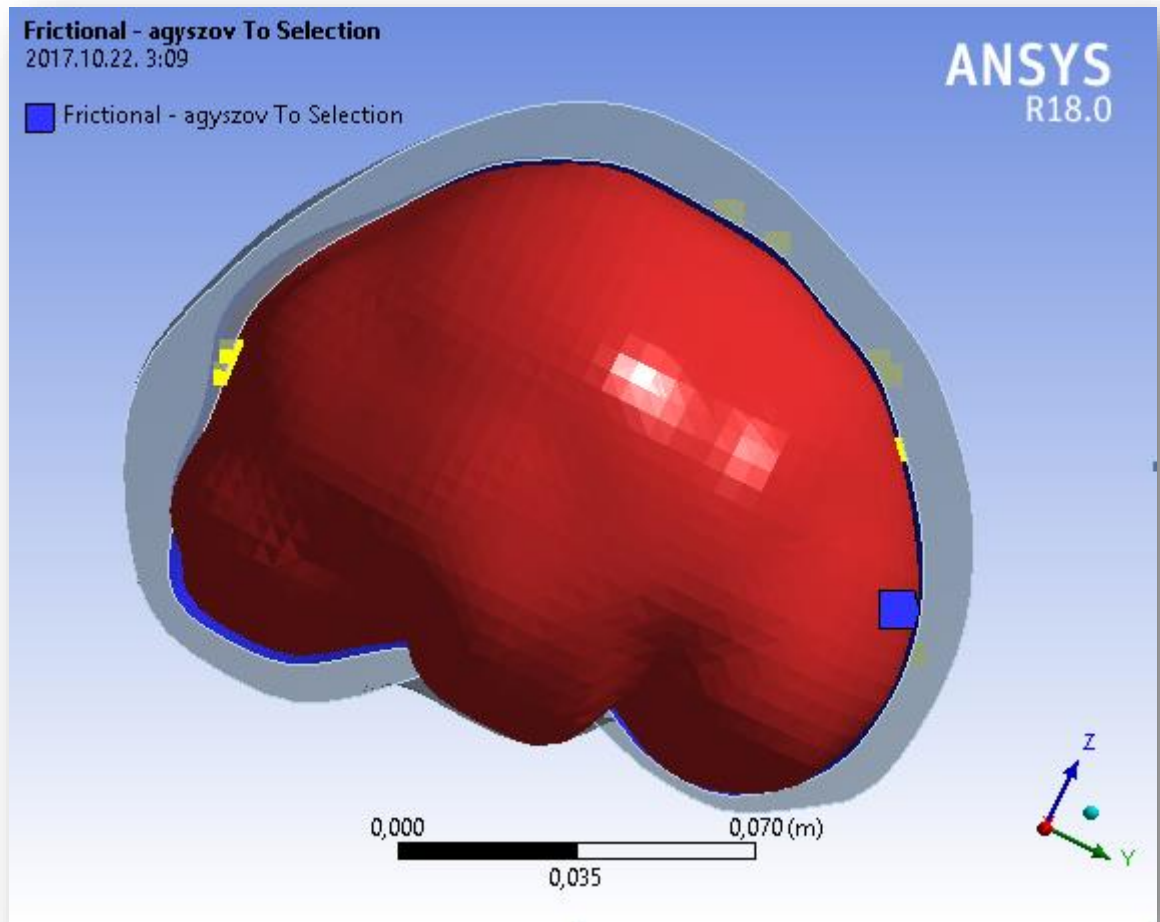
III.3.4. Ábra: Kraniektómia végeelemes csomópontjai és az előírt elmozdulásai a 3. szekundumban

A koponya másik támasza pedig egy rugalmas támasz. Ahogy már említettük, az agyvíz mechanikai szerepét rugalmas ágyazással modelleztük, amit a modellünkönél 50 N/m^3 merevségre állítottuk be. A felületi rugalmas ágyazás előállításához az agyszövet külső burkolófelületére van szükségünk [III.2.12 ábra].

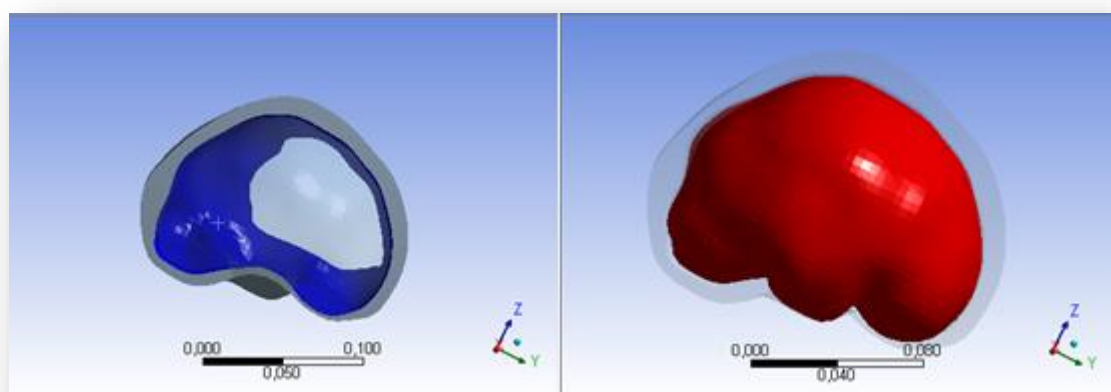
A megnövekedett koponyaúri nyomás előidézéséhez a modellen mesterséges hőterhet működtetünk. A használt modell hőváltozási együtthatója nem megegyező a valós agyszövetével, így az alkalmazott hőterhekkel elérhetjük a megnövekedett koponyaúri nyomást. A teher beállításához szükségünk van az agyszövet teljes térfogatára, hiszen a hőterhet globálisan kellett elhelyeznünk az egész agyszövetre az emelkedett koponyaúri nyomás eléréséhez. A referencia hőmérséklet futtatásaink során egységesen 22 C° , a relatív 0 kiindulási pont. A többlet hőmérsékleti terhet a különböző futtatásokban különböző időlépcsőkben helyeztük el. Számításaink során figyelembe kellett vennünk a nagy elmozdulásokat a duzzanat rekonstrukciójához.

A kapcsolatoknál lehetőség van a tolerancia beállításra, vagyis a benyomódás értékének, illetve a kapcsolat merevségének megadására. Az agyszövet a koponyába való belenyomódásának maximum értékét $0,001 \text{ m}$ -re korlátoztuk, a kapcsolati merevséget pedig 1-re. A koponya és az agyszövet kapcsolatának beállításánál az a célunk, hogy minél merevebb kapcsolattal, minél kisebb toleranciával működjenek a futtatásaink. A konvergencia eléréséhez a fent említett beállítások hangolása volt szükséges.

A kapcsolatknál szükség van ún. kontakt és target elemekre. Esetünkben a kontakt elem az agyszövet külső, a target pedig a koponya belső felülete [III.3.5-6. ábra].



III.3.5. Ábra: Kontakt és target elemek



III.3.6. Ábra: A koponya belső, és az agyszövet külső felülete

A koponya anyagát lineáris elasztikus anyagmodellel modelleztük. A Poisson-tényező (ν), valamint a Young modulus (E) értékei az III.3.1.-es táblázatban találhatóak. Az agyszövet számára a szakirodalomból egy izotróp hiperelasztikus modellt, az ún. másodrendű Ogden anyagmodellét választottunk, melyben közvetlenül a főnyúlások segítségével van felírva az energiafüggvény az alábbi módon:

$$U = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3), \quad (1)$$

$$\mu_0 = \sum(\alpha_i \mu_i) / 2 \quad (2)$$

ahol, α_i és μ_i – anyagjellemző konstansok,
 μ_0 - kezdeti nyírómodulus.

Anatómia	Anyagmodell	Anyagjellemzők	
Koponya	Lineárisan rugalmas	$E = 15000 \text{ MPa}$	$\nu = 0,22$
Dura mater	Lineárisan rugalmas	$E = 31,5 \text{ MPa}$	$\nu = 0,45$
Agyszövet	2rendű Ogden modell	$\mu_1 = 1.044 \text{ kPa}$	$\alpha_1 = 4,309$
		$\mu_2 = 1,183 \text{ kPa}$	$\alpha_2 = 7,736$

III.3.1. Táblázat: Anyagmodell paraméterek

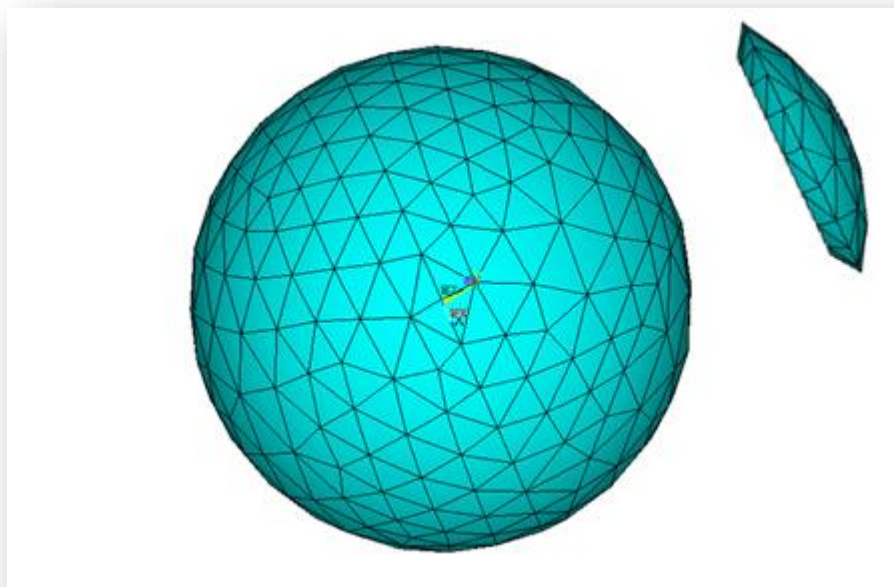
Az analízis beállításoknál, nemlineáris számítás során a program lépésenként halad. A számítás ún. „loadstep”-ekből, azokon belül ún. „substep”-ekből áll. Ezek számát kell megadnunk. Túl kevés „substep” esetén a számítás túl nagy lépésekben halad, ezáltal nagy hibát kapunk, és sok iterációs lépés szükséges, mire visszatérünk az egyensúlyhoz. Ha a „substep”-ek száma túl nagy, a számítás lassú lesz. A gyakorlat azt mutatja, hogy akkor optimális az időlépés választás, ha egy „substep” konvergenciájához kb. 5-6 iterációs lépés kell. Ha bekapcsoljuk az „auto time step”-et, akkor a szoftver, bizonyos korlátok között - amit mi választunk ki - maga állítja be az időlépéseket, éppen erre törekedve, hogy kb. 5-6 iterációt hajtson végre. A modellünkénél a „substep”-ek számának maximális értékére 10000-t, minimális értékére pedig 200-at adtunk meg.

IV. EREDMÉNYEK

IV.1. Gyakorló modell

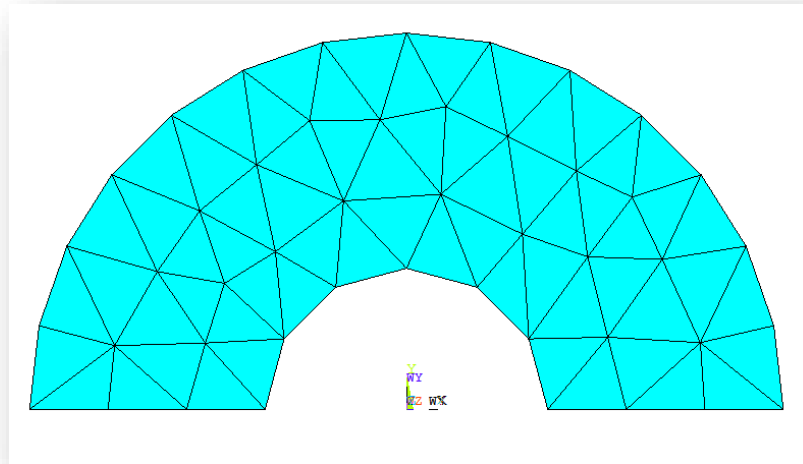
A tesztlésekhez, illetve a végeselemes program tanulásához kiindulási modellként gömböket használtunk. Az előbb említett módon az agy rugalmas ágyazással helyezkedett el a koponyában.

- a. Az első modellben nem szerepelt más, mint az agyszövet, illetve a koponya szakirodalmi anyagjellemzővel. A koponya már tartalmazza a kivágást, magát a kraniektómiát [IV.1.1. ábra]. A bemetszés kör alakú, amin keresztül az agy expandálódni tud. A kraniektómiánál a modellben a rugalmas ágyazásos megtámasztást meg kell szüntetni, mivel ott már a műtétnél sincs kapcsolat az agy, az agyvíz és a koponya fala között. Az említett végeselemes modellben az agyszövetre helyeztünk hőterheket, amivel deformációkat idéztünk elő.



IV.1.1. Ábra: Gömb geometriájú koponya és kraniektómia

- b. A második modellben a koponyamodell mechanikai részleteire fektettük a hangsúlyt. Ebben a modellben már megjelenik mechanikai tényezőként a falx is. A modell 3D testelemekből áll, a véges elemes program számításainak gyorsítása miatt a falx héjelemekből épül fel [IV.1.2. ábra], ugyanis vastagsága elhanyagolható a további méreteihez képest. A modell különlegessége a testelemek és a héjelemek együttdolgozása. Ez a modell alkalmas a többi modell mechanikai pontosítására.



IV.1.2. *Ábra: A koponya szimmetriatengelyében elhelyezett falx geometria*

- c. A harmadik kezdetleges modell alkalmas olyan betegségek modellezésére, ahol vérrög, illetve daganat okozta az ICP megnagyobbodását a koponyában. Az agyszövetben egy adott sugarú kis gömbön belül pontokat választottunk ki a végeselemes modellben, majd azokra hőterhet helyeztünk, azonos elven, mint az első modellben.

IV.2. Próbamodell eredményei

A futtatások elvégzését követően, az eredmények kiértékelése során szeretnénk képet kapni arról, hogy a végzett számítások visszaadták-e a valóban mért értékeket, és ha igen, akkor ez mekkora pontossággal történt meg. Első futtatásként egy próbamodellt vizsgálunk, amely nem egy műtét rekonstrukciója, ugyanis a műtét előtti nyomásérték ezen beteg esetén nem áll rendelkezésünkre. Próbamodellünk a beteg specifikus modell építésével megegyező módon készült.¹ Itt megfigyelhetjük, hogy a modell tükrözi-e a beavatkozás során fellépő jellemző deformációkat és feszültségeket.

A vérzéseket tekintve van, hogy a vérzés lokális, vagy nagyobb területeket is érinthet. Helye is többféle lehet, például subdurális vagy epidurális. Az ilyen eltérések miatt az agyműtét modellezése eltérő menetű, és az elkészített modellek futtatása is másként történik. Hogy betekintést nyerjünk különböző lefolyású folyamatokba, jelen modellünk egy olyan esetet reprezentál, amelynél nem a teljes agyszövet, csak annak egy része szenved el jelentősebb mértékű duzzadást.

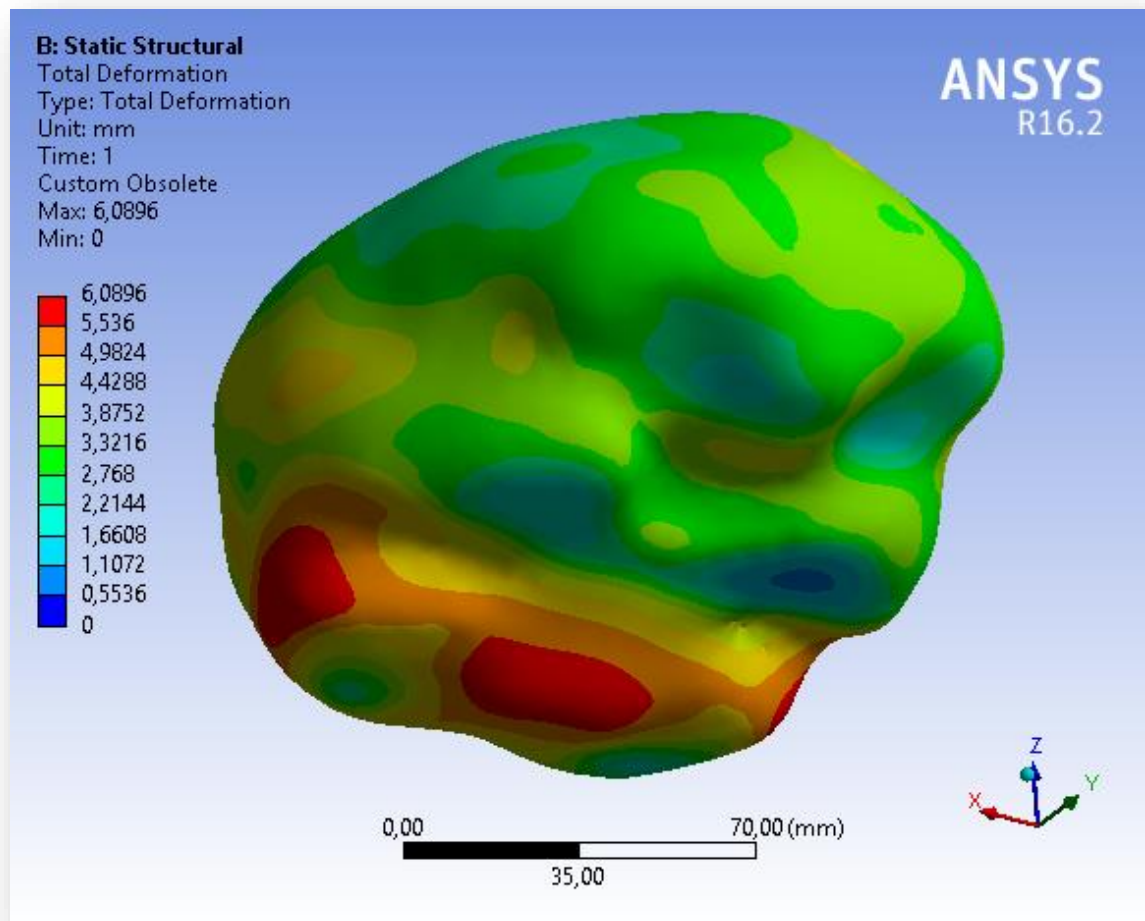
Modellünk teljes agyszövetére hőterhet adunk, amely egy enyhe, globális duzzadáshoz vezet, amely a baleset következtében megnövekedett vértérfogat által a teljes agyszövetben okozott duzzadatot szimulálja. A lokális deformáció eléréséhez a kívánt területre további hőterhet működtetünk, ezzel elérve azt, hogy a maximális deformációk

¹ Megjegyezzük, hogy a próbamodell amination a próbafuttatásainkat végeztük Hazay Máté munkája

egy kis, lokális területen jelentkezzenek. Jelen esetben a teljes agyszövetre 33 °C-os, a maximális deformáció előidézésére kiválasztott területre 48 °C-os hőterhet állítunk be.

A futtatás két lépcsőből áll. Az első teherlépés melynek első lépése 0-1 s-ig tart, ameddig is a koponyaüri nyomás előidézése történik meg. A második szakaszban a kraniektómia leválasztása zajlik le.

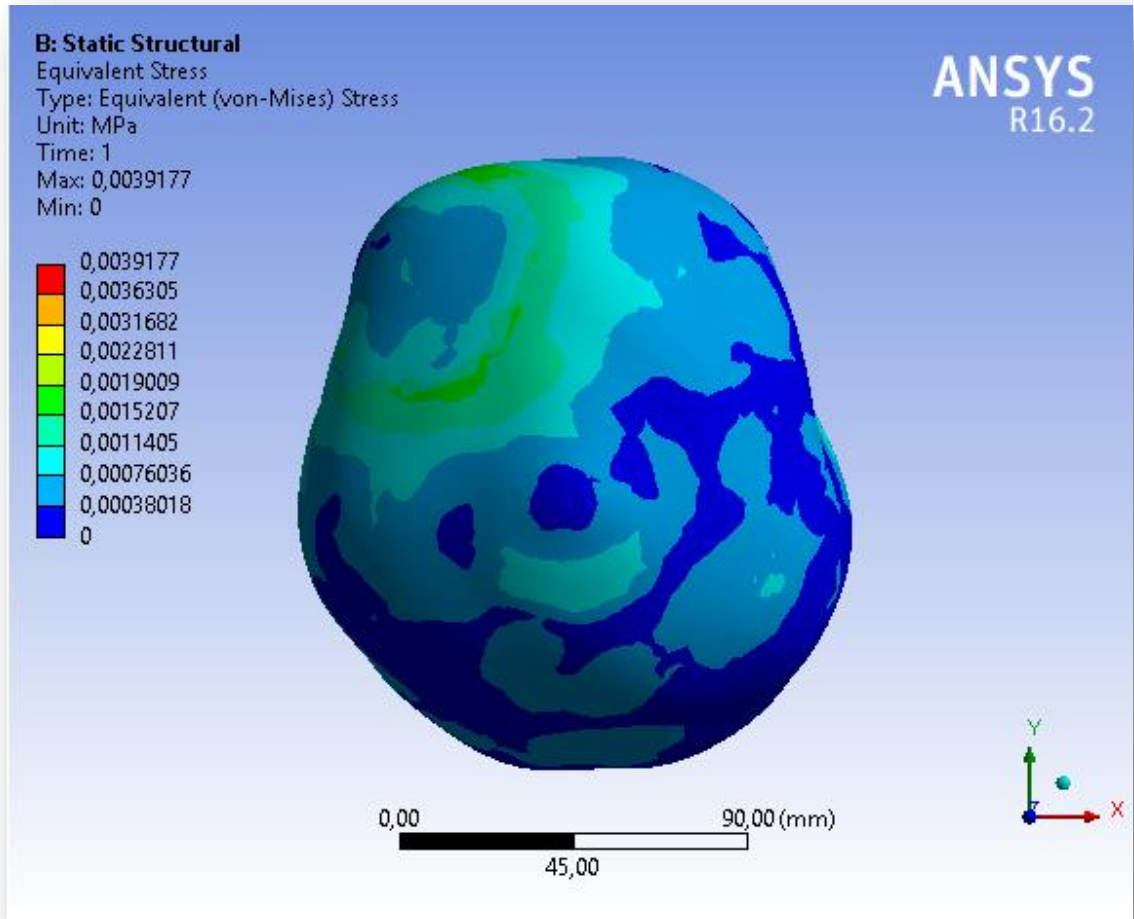
A deformációkat mind az első, mind a második időpillanatban szemrevételezzük. Elsőként megfigyelhetjük, hogy a zárt koponyán belül kialakuló nagy nyomás miatt az agyszövet a koponya belső falának nyomódik, ezzel alakváltozásokat előidézve ezen a területen [IV.2.1. ábra]. (Az alábbi ábrákon bemutatott alakváltozások a zárt koponyán belül jelentkeznek, de a szemléltetés céljából a deformálódott agyszövetet a koponya megjelenítése nélkül mutatjuk be.)



IV.2.1. Ábra: A koponyának nyomódott agyszövet deformációja a megnyitás előtt

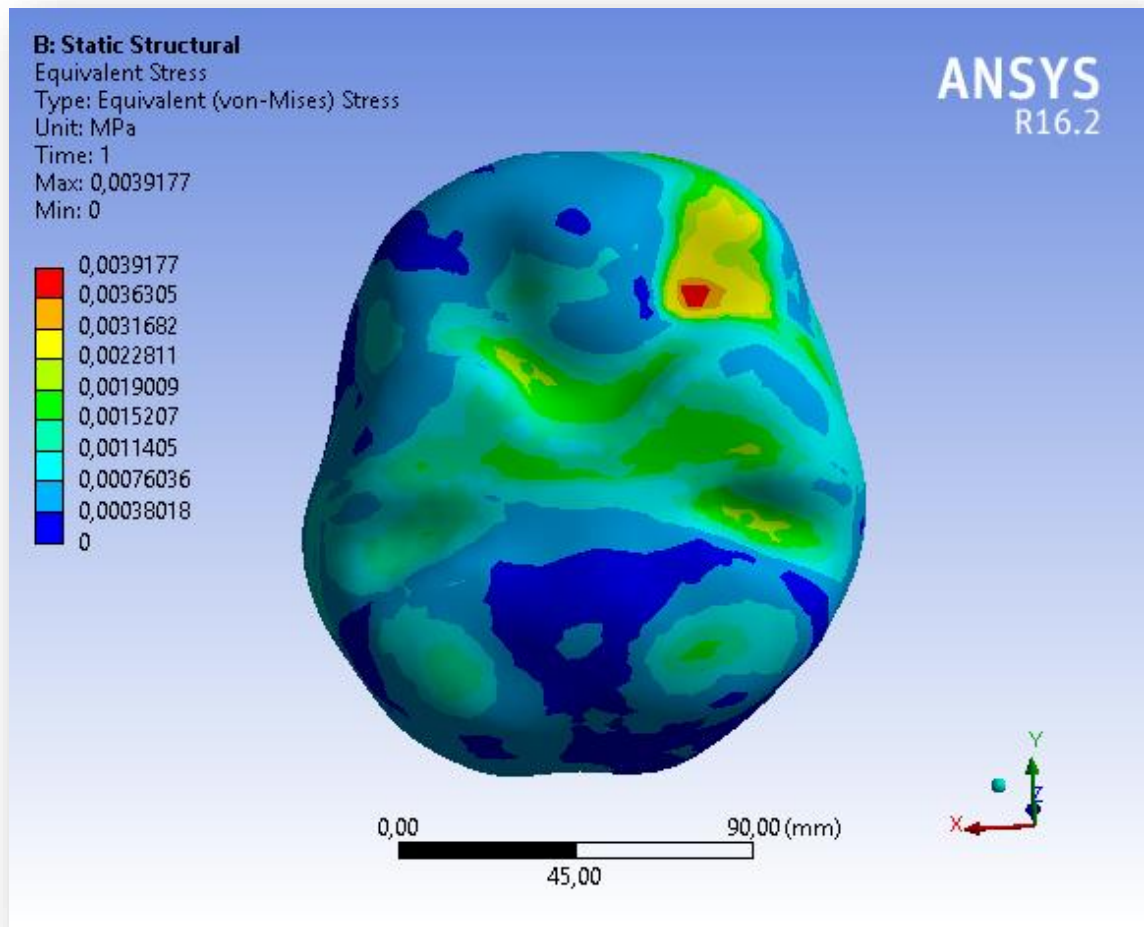
Az első időpillanatban az alakváltozással egyidőben a feszültségértékekben és a nyomásértékekben is változások történnek. A feszültség szélsőértékét keresve érdemes a lokális duzzanat környezetére koncentrálnunk (ahol a modell futtatásánál a lokális terhet működtettük) [IV.2.2. ábra], hiszen itt egy tartósabb időre-amíg a kraniektómiát

vége nem hajtják-, feszültségállapot alakul ki, ráadásul a valós eseteket alapul véve feltehetően a károsodást kiváltó behatás is itt történt, emiatt következett be itt a duzzanat.



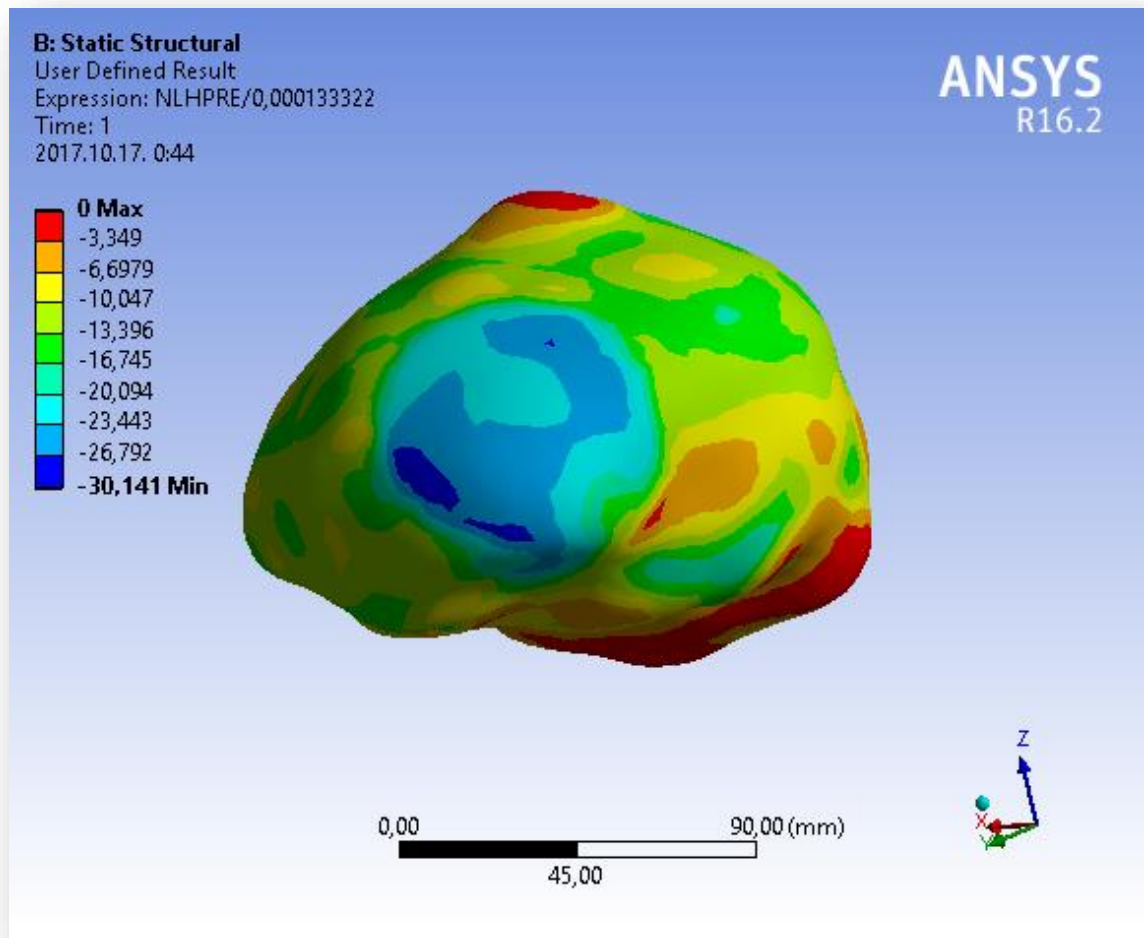
IV.2.2. Ábra: Az agyszövetben fellépő feszültségek a koponyaúri nyomáshatására

A barázdáltabb felületeken a deformálódó szövetek könnyebben össze-, illetve a koponyához érnek, így növelve a feszültségeket is ezeken a területeken [IV.2.3. ábra].



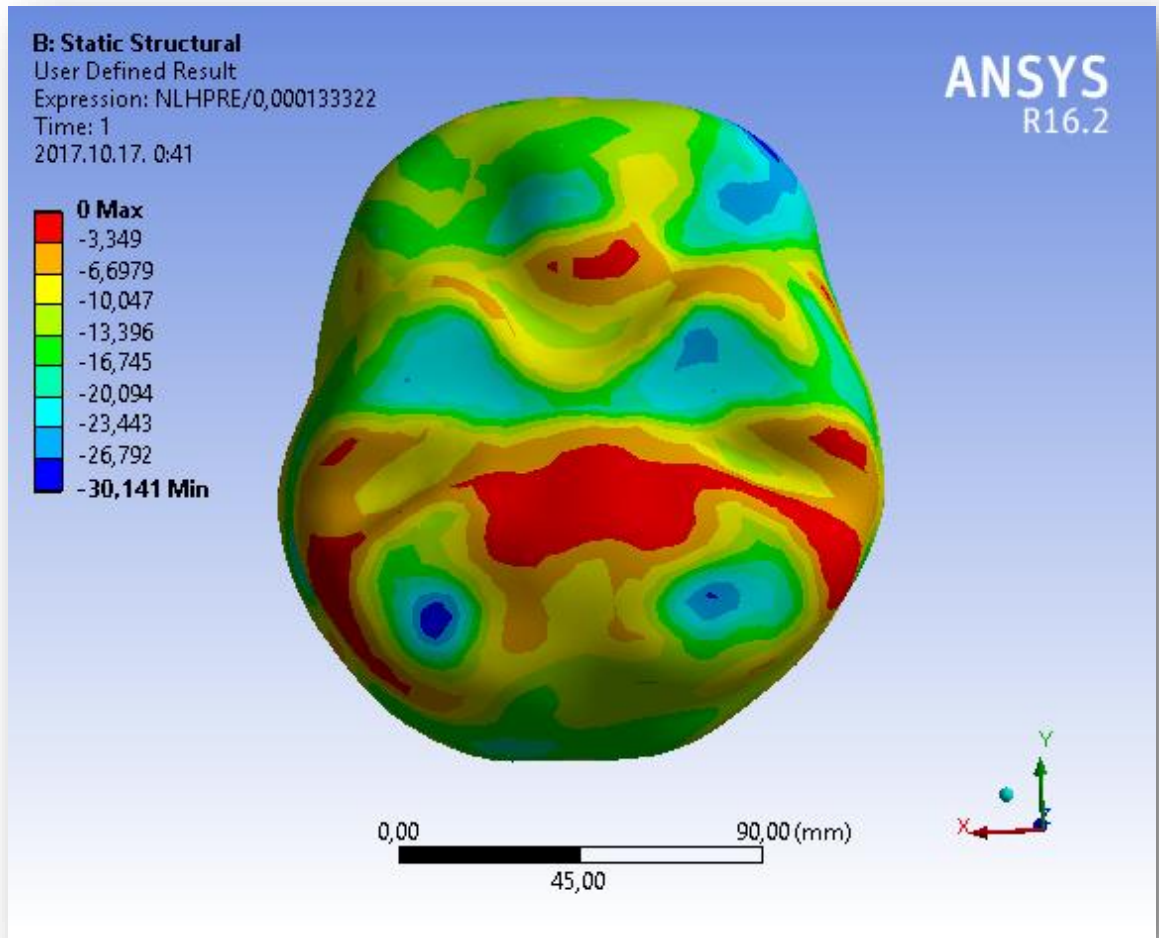
IV.2.3. Ábra: Az agyszövet barázdált területein megnövekedett feszültségek

Mivel a kraniektómia szükségességét a megnövekedett intrakraniális nyomás váltja ki, ezért talán legfontosabb megfigyelendő változás a nyomásértékekben keresendő, melyeket Hgmm-ben értünk. A futtatás végeredménye egyértelműen kiemeli a lokális duzzanat helyét [IV.2.4. ábra]



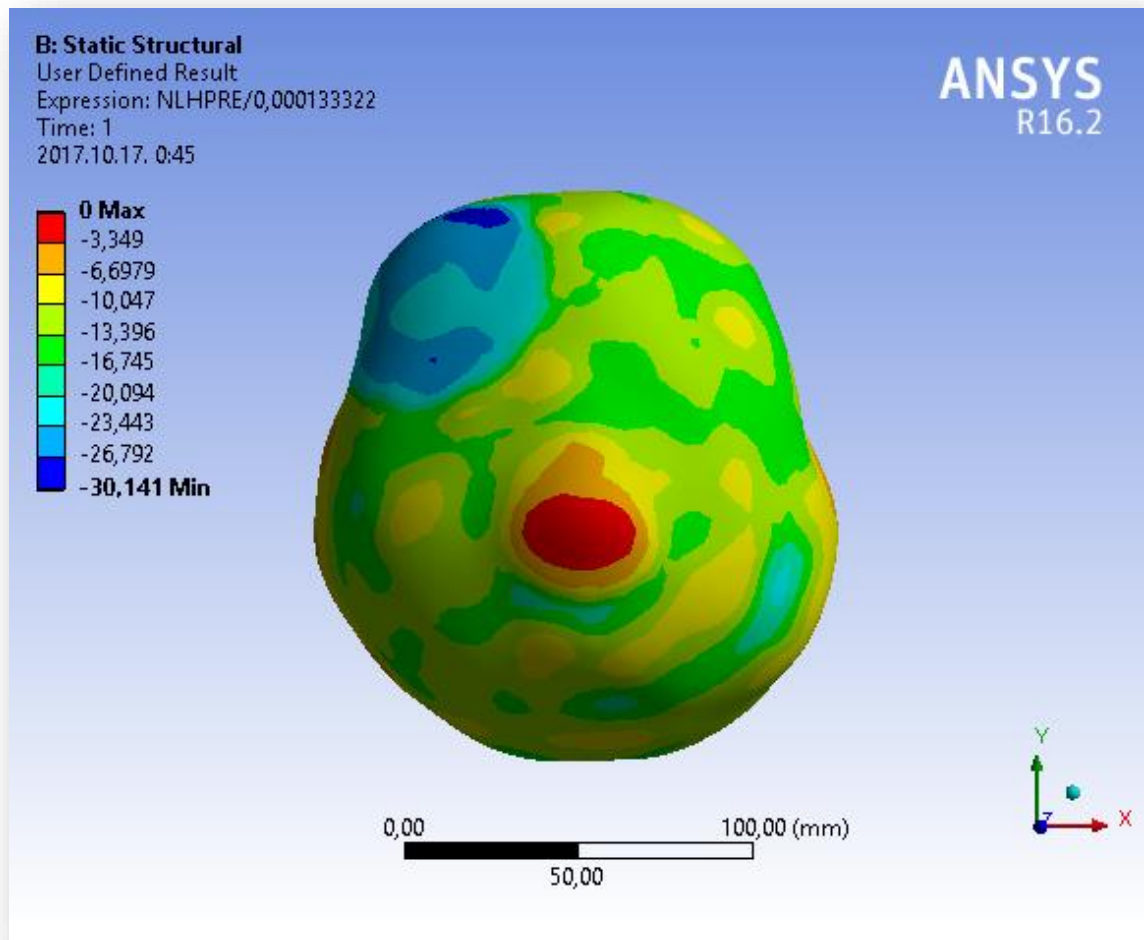
IV.2.4. Ábra: Megnövekedett koponyaűri nyomás Hgmm-ben

Az agyszövet alsó területén a bonyolultabb felület miatt helyenként kiugróan magas, helyenként kiugróan alacsony nyomásértékek jelentkezhetnek [IV.2.5. ábra]. Ezen a részen a legszélsőségesebbek a nyomásviszonyok a sérülést elszenvedett beteg agyában a műtét végrehajtását megelőzően.



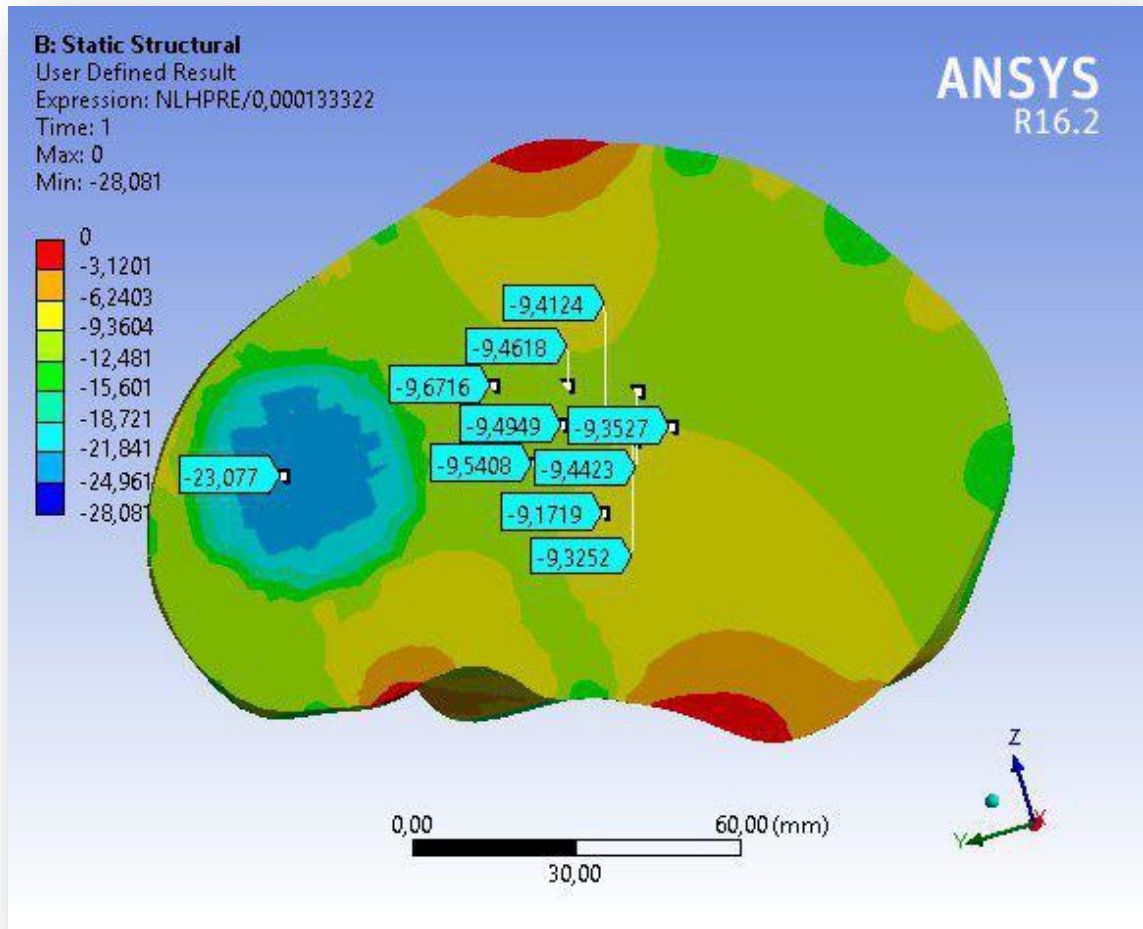
IV.2.5. Ábra: Nyomásviszonyok a bonyolultabb felületű agyi területeken

Az agyszövet felső felületén a nyomásértékek kevésbé ingadozóak a felületi simaság révén [IV.2.6. ábra]. Az egészséges állapottól való eltérés itt is jelen van, de nem számottevő, mint a lokális duzzadás helyén.



IV.2.6. Ábra: Agyszövet nyomásábrájának felülnézete

A modellen metszősíkot felvéve a nyomás értékei bármely pontban meghatározhatók a végeelem program segítségével. A műtét során a nyomásmérő műszer az agykamrákban kerül elhelyezésre, így a nyomás mérése a modell estében is ezen a részen érdemes [IV.2.7. ábra], ezért itt jelöltük a nyomásértékeket.

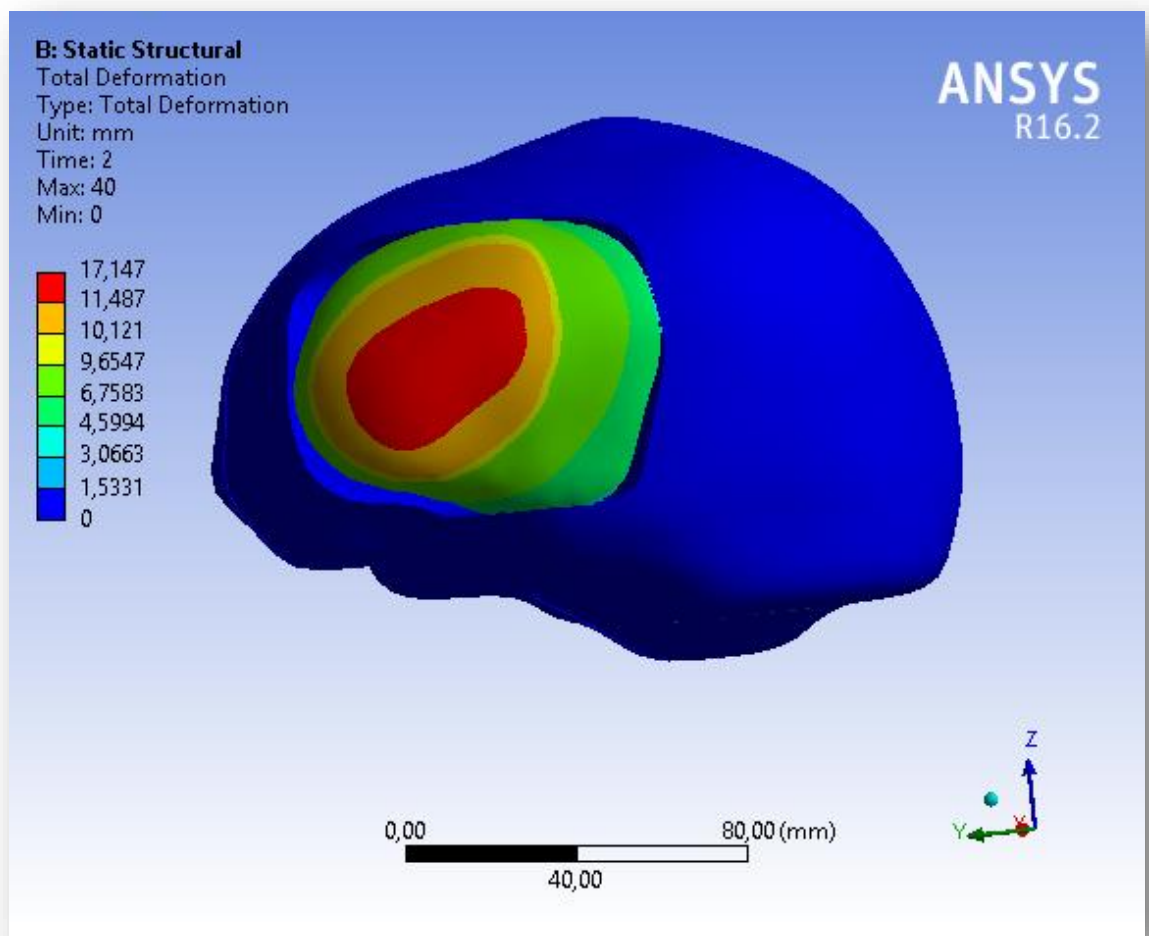


IV.2.7. Ábra: Intrakraniális nyomás mérése modellen

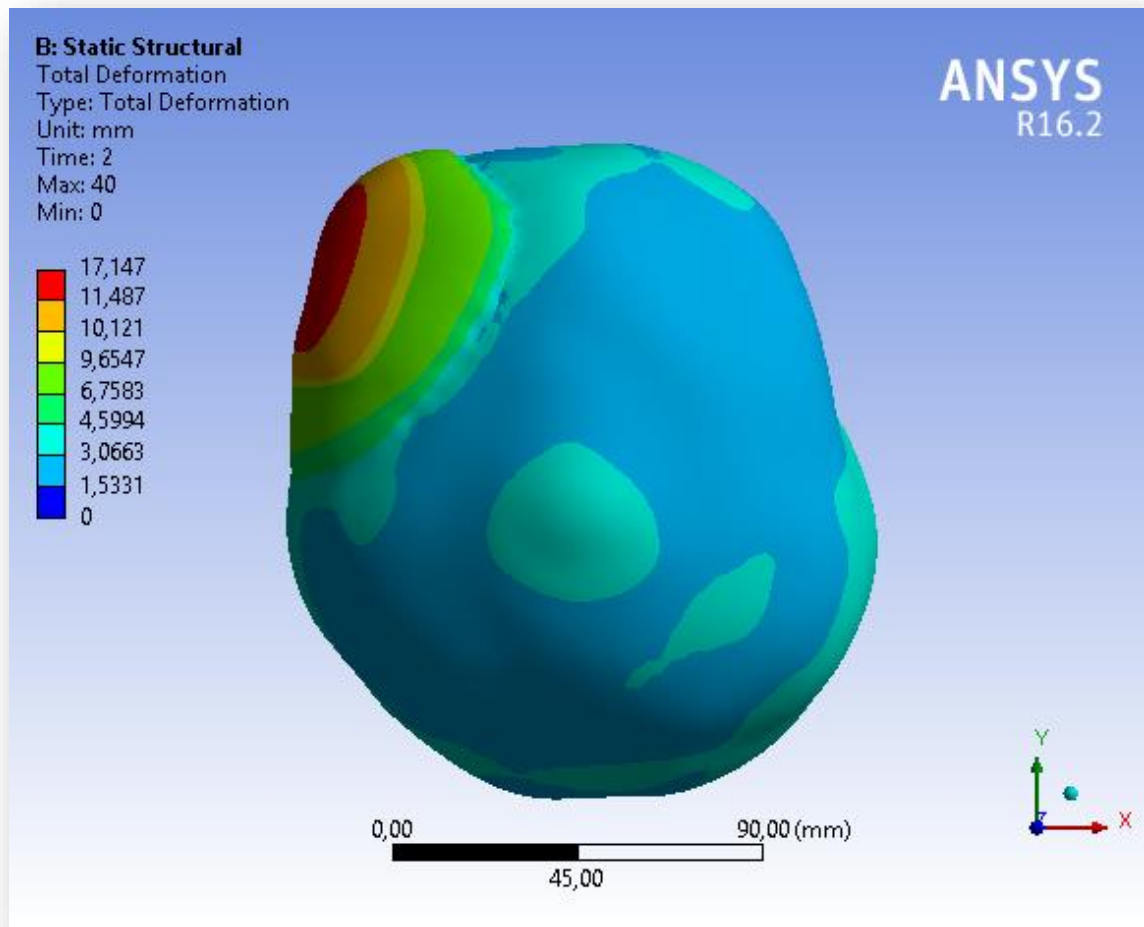
Az első időlépcső során fellépő deformációk, feszültségek és nyomások bemutatása után tovább léphetünk a futtatás második szakaszára, amelynek végeredményeként megkapjuk a leválasztott kraniektómiát, és remekül látható az expandáló agyszövet, amely a koponyán kialakított lyukon kitüremkedve szimulálja a műtétnél is végbemenő folyamatoknak.

Mint már említettük, az orvosok a kraniektómiához csak végső esetben fordulnak, ha más módszer nem eredményez már javulást. Láthatjuk, hogy abban az esetben, ha a koponya még zárt állapotban van, és egy lokális duzzanat alakul ki, a fő problémát a koponyán belül uralkodó túl nagy nyomás jelenti. A koponya megnyitása után a nyomás rendkívül nagy mértékben csökken a lokálisan duzzadt területen, ugyanakkor más jellegű károsodások léphetnek fel az alakváltozásokban és a feszültségekben történő változások miatt.

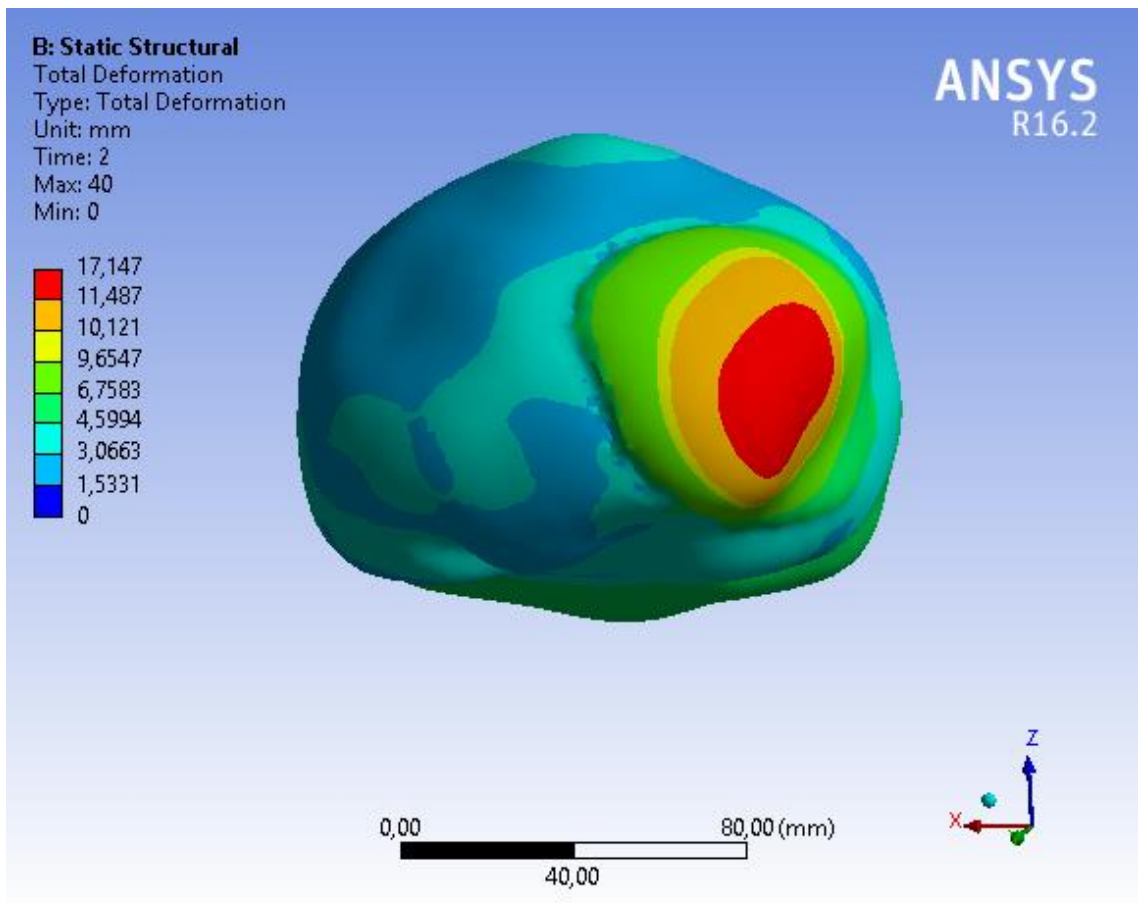
A megnyitáskor az agyszövet oly mértékben kitüremkedik [IV.2.8-9. ábra], hogy a szövet ily módon a kraniektómia peremével érintkezik, ami az agy számára irritációt jelent. Ezeken a peremfelületeken nyírési feszültségek ébrednek az agyszövet és a koponyaszél között az expandálódás folyamán, ami szintén veszélyes lehet a betegre nézve.



IV.2.8. Ábra: A megnyitás helyén kitüremkedő agyszövet

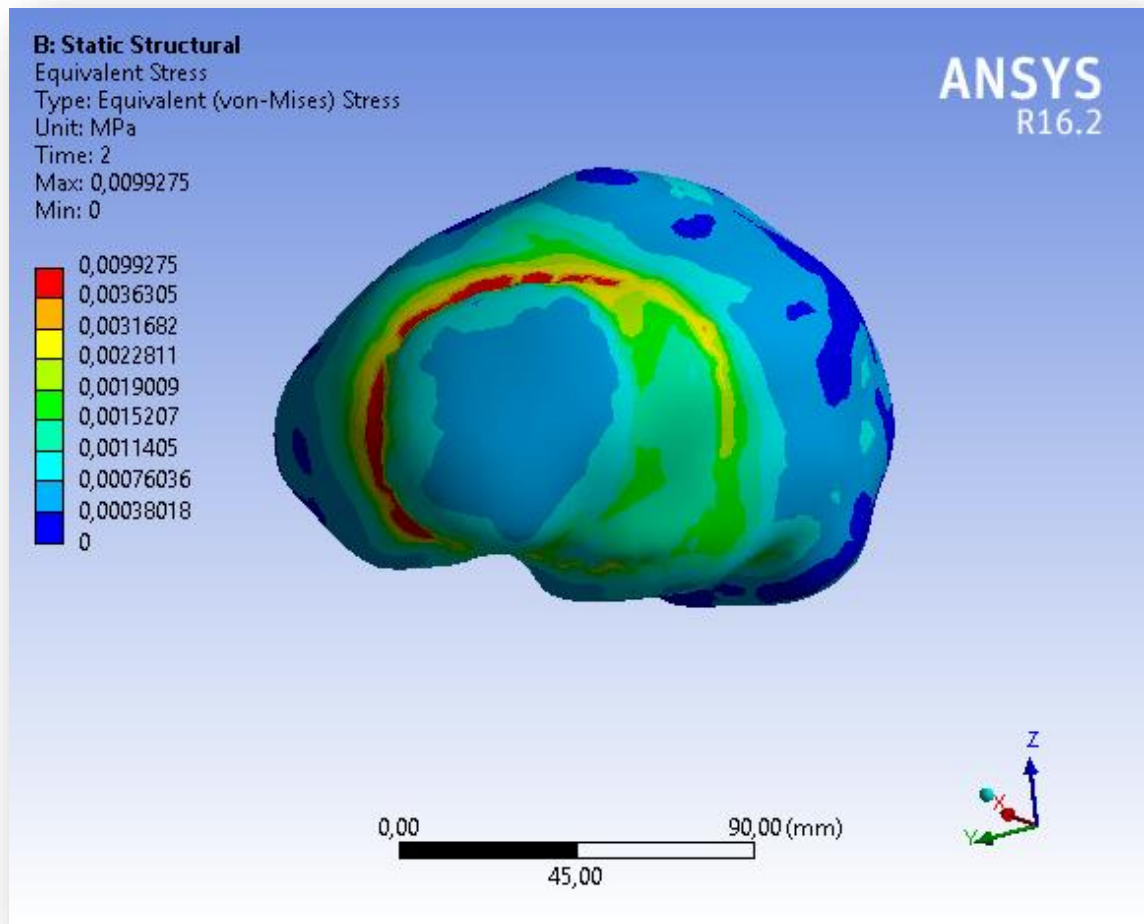


IV.2.9. Ábra: Expandáló agyszövet



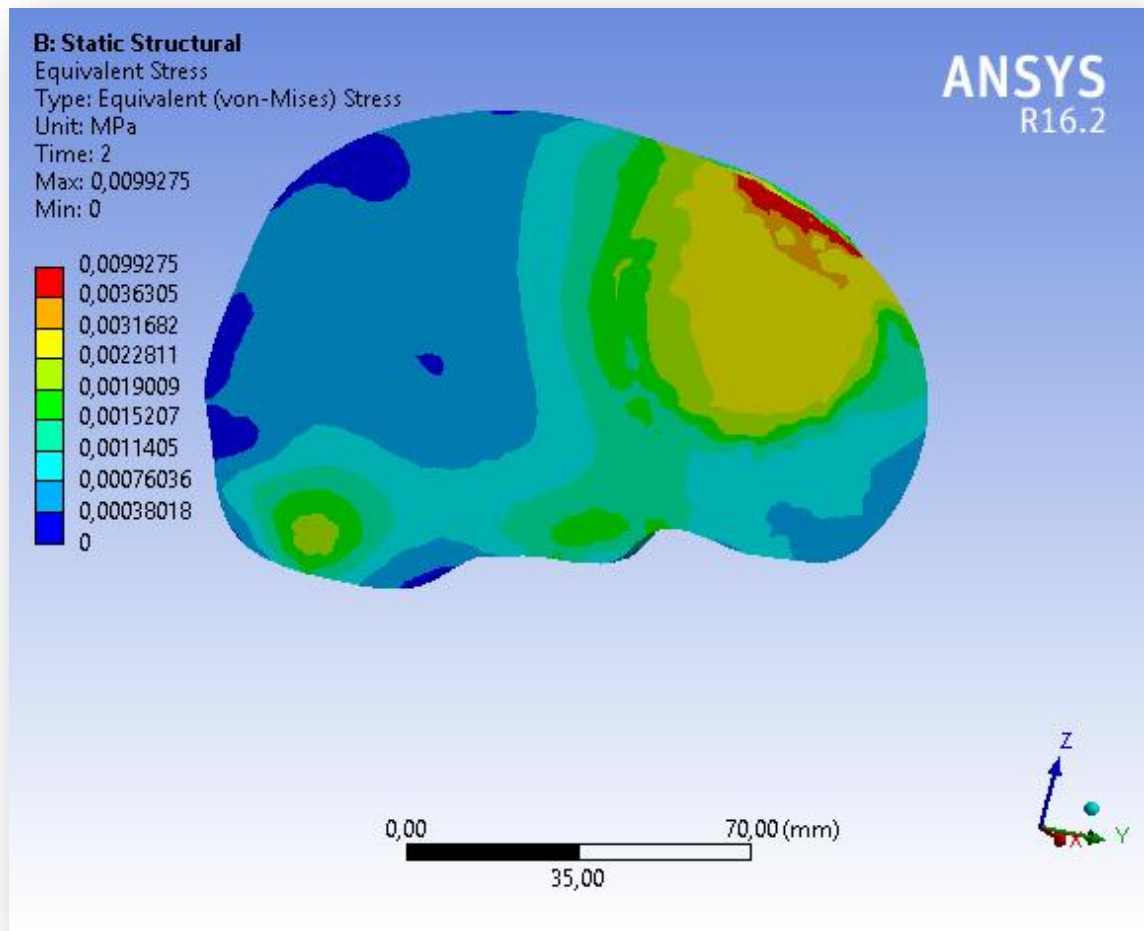
IV.2.9. Ábra: Expandáló agyszövet

Míg az első időlépcsőnél a nyomásra, itt a feszültségekre kerül a hangsúly. A kraniektómia peremén a nyírásból adódó feszültségek a kraniektómia szélével érintkező felületeket terhelik [IV.2.10. ábra].



IV.2.10. Ábra: A kraniektómia peremén jelentkező nyírófeszültségek

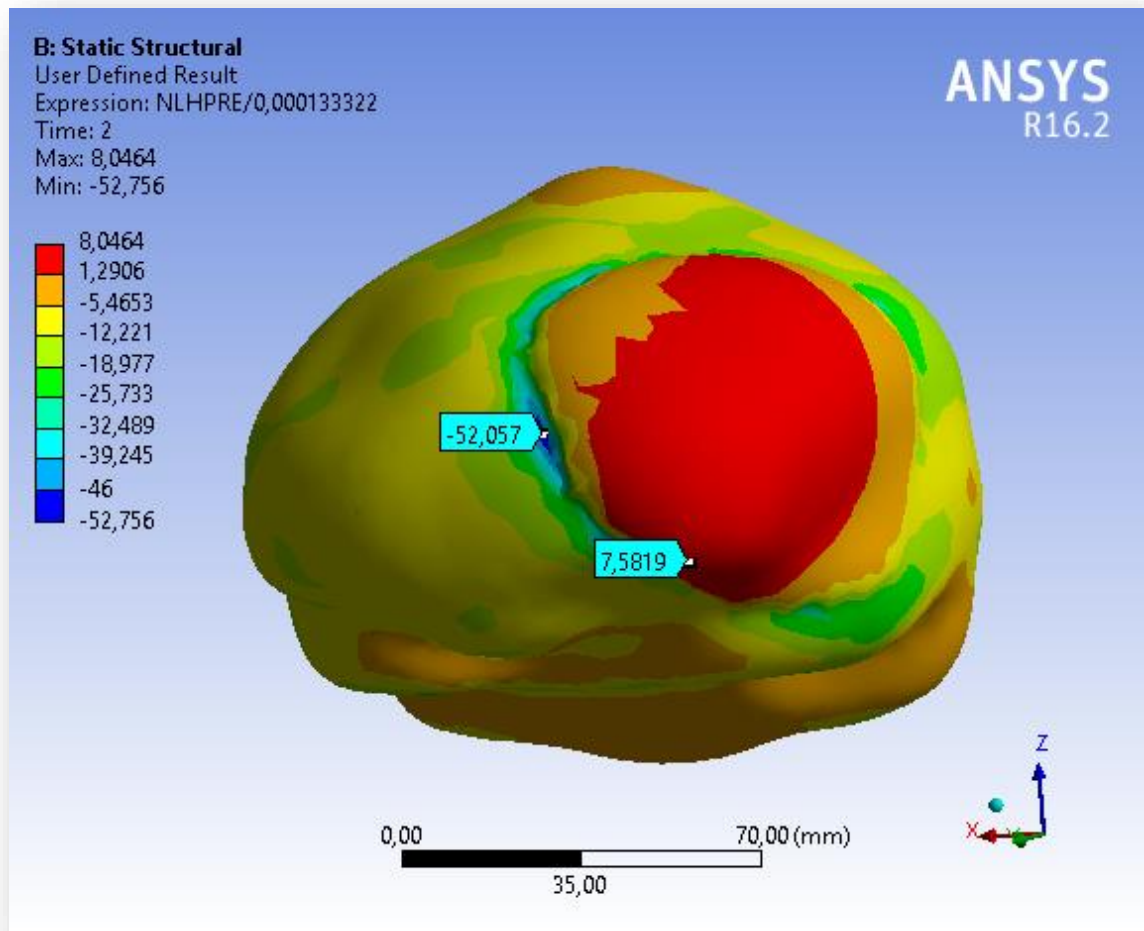
A fellépő von-Mises feszültségek nem kizárólag közvetlenül a kraniektómia szélén figyelhetők meg, hanem a megnyitás helyének környezetében mélyebben a szövetben is [IV.2.11 ábra], azaz nem kizárólag a felület sérülhet ilyen esetben, hanem a feszültségek nagyságától függően mélyebb rétegek is.



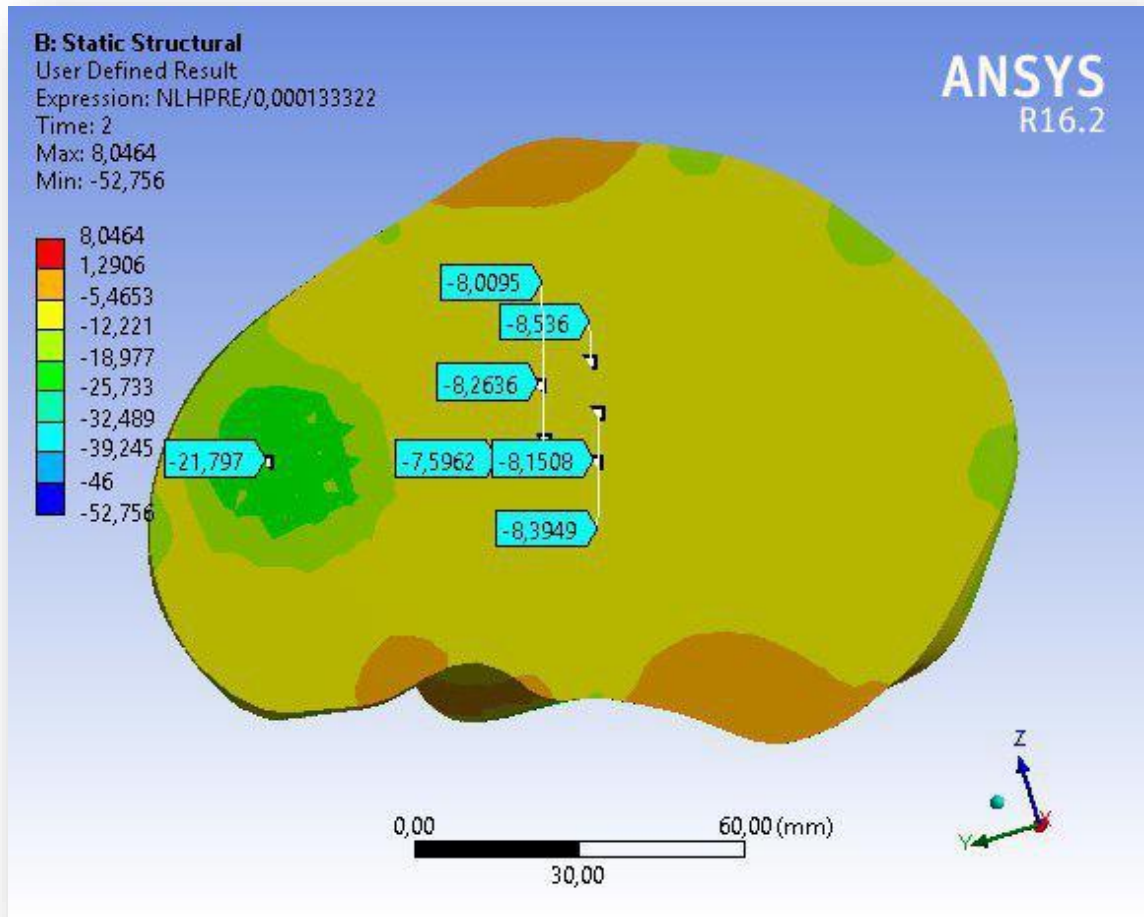
IV.2.11. Ábra: Mélyebb szövetekben fellépő feszültségek

A koponyadarab eltávolítását követően a nyomásértékek minimális csökkenést mutattak [IV.2.13. ábra]. Ez részben betudható annak, hogy a megnyitás helyén távozó agyvíz a próbamodellnél nem volt figyelembe véve.

Fontos azonban megjegyezni, hogy ahogy a IV.2.12-es ábra is mutatja, a kraniektómia peremének környékén a minimális és maximális értékek nagy különbséget mutatnak. A műtét során a nyomásváltozások végbemenetelekor az agyszövetben húzások is kialakulnak, melynek maximum értéke a kraniektómia környékén lép fel. Az egymáshoz közeli területeken jelentkező szélsőértékek veszélyesek lehetnek a szövetek épségére.



IV.2.12. Ábra: Lecsökkent nyomás szélsőértékei



IV.2.13. Ábra: Lecsökkent nyomásértékek az agyszövetben a műtétet követően

IV.3. Páciens-specifikus modell eredményei

Második futtatásunkat a két kraniektómia műtéttel kezelt betegspecifikus modellen végezzük el, amelynek futtatási eredményeként a műtét során a modell validálására, és a mért értékek elérésére törekszünk, mivel ezek sikeressége jó alapot szolgálna arra, hogy a későbbiekben a műtét végkimenetele végeelem modell alkalmazásával már előre megbecsülhető legyen.

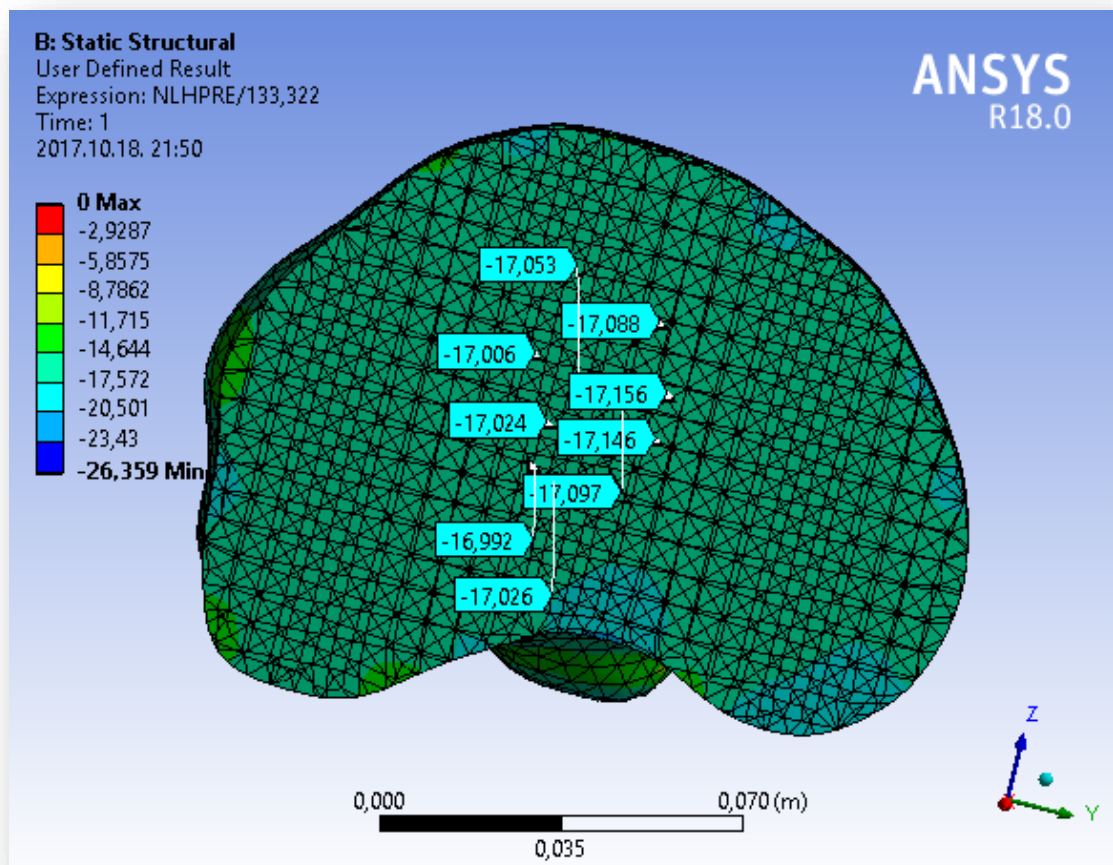
Ahogy már említettük, két nyomáscsökkentő műtétet végeztek el, az első műtétnél választották le a nagyobbik koponyarészt, ezért ettől a műtéttől nagyobb nyomáscsökkenést várunk, mint a másodiktól a kisebb megnyitás után. A műtét előtt az orvosok 17 Hgmm-t mértek az agykamra körül, az első műtét után 10 Hgmm-t, majd az utolsónál 5 Hgmm-t.

A mérésnél bizonyos pontatlanságnak tudható be az, hogy nem tudjuk pontosan, hogy a műtét után mikor mérték azokat. Hiányos információk alapján, célunk elsősorban a modellünk működésének ellenőrzése.

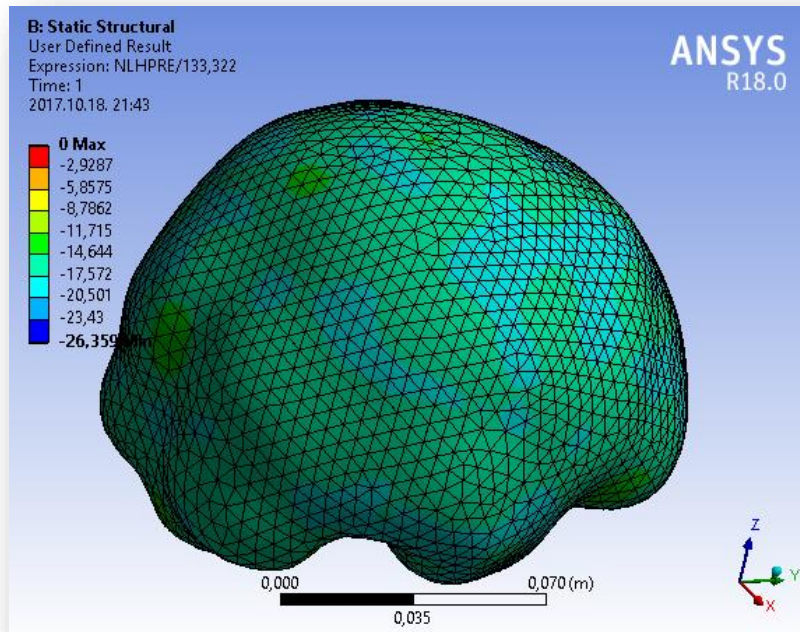
A modellünkön a koponyaűri nyomás megnövekedett állapotát most is mesterséges hőterheléssel érjük el, ez betegenként változó, ezért számos futtatás szükséges az optimális hőmérsékleti teher értékének beállításához. Az eredmények elemzése során két különböző eredetű ICP növekedést mutatunk be a modellen, valamint a megbetegedések rekonstrukciója után elvégzett kraniektómia műtét eredményeit ismertetjük.

A futtatásaink során a műtét 3 részből áll. Az első lépcsőfok, hogy a hőterhet rátesszük az agyszövetre, ami tulajdonképpen az egészséges állapotból a sérült állapot előidézése végig zárt koponya mellett. A következő lépésben a műtéti eljárás szimulálásaként a műtétnek megfelelően a nagyobb kraniektómiát leválasztjuk, majd a következő lépcsőfokban a kisebbikkel is megismételjük ezt. A modell hőmérsékleti teherre megfelelően kalibrálva nagyságrendileg a mérési eredményekkel összevetve azonos értékeket mutat [IV.3.1. ábra]. A további eredmények is biztatóak, ugyanis megfelelően mutatják az egyik legjelentősebb igénybevételt, a szögtorzulásokat a bemetszés határánál.

Az agyszövetre tett $45,5\text{ C}^\circ$ hőmérsékleti teher hatására a nyomásnövekedést az agyszövet felületén az IV.3.2. ábra is mutatja.

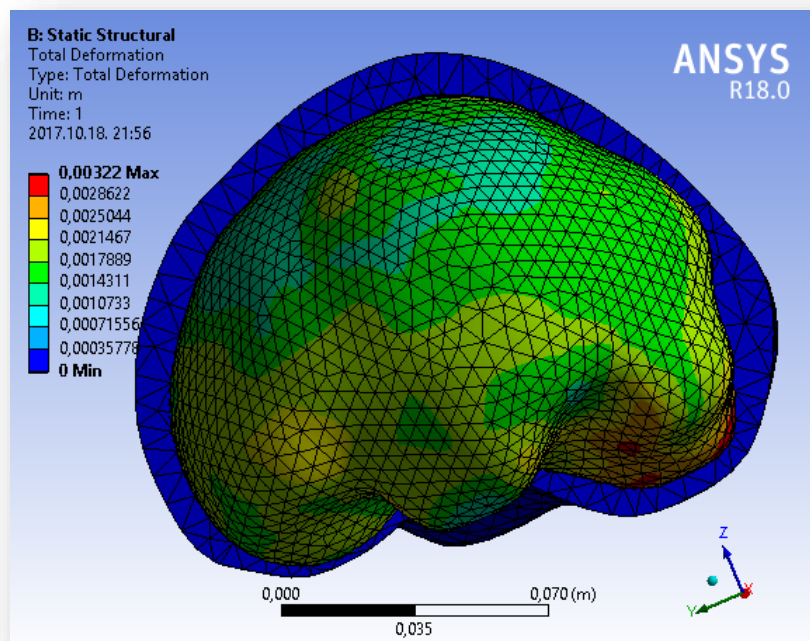


IV.3.1. Ábra: A koponyaűri nyomás a hőmérsékleti teher hatására.

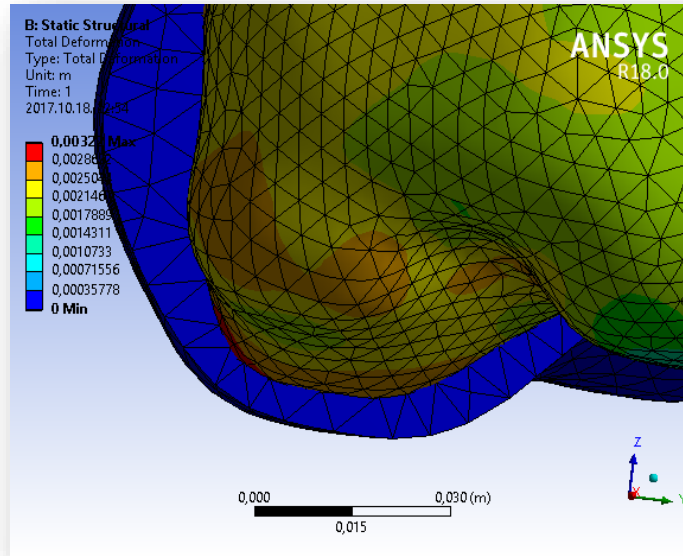


IV.3.2. Ábra: A nyomás az agyszövetben a hőmérsékleti teher hatására

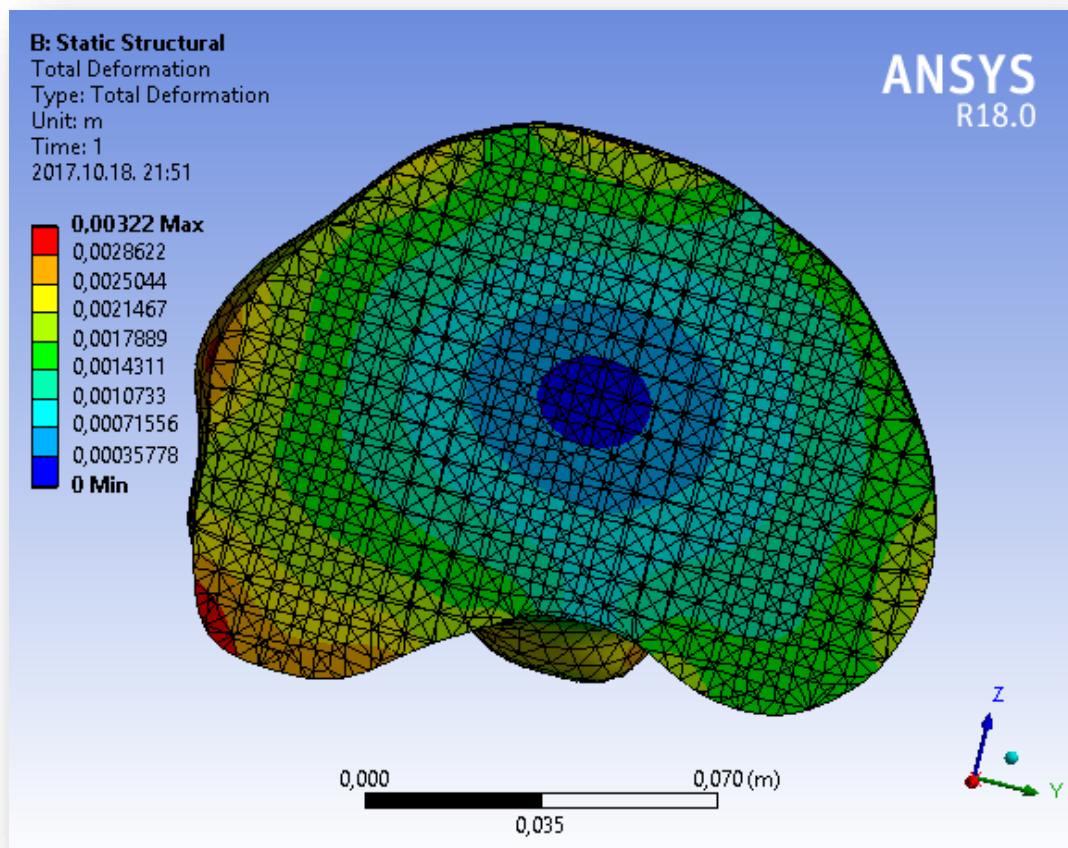
A nyomásértékek egyenletesen növekedtek a gondosan kialakított geometriának köszönhetően. Az agyszövet megduzzadt a IV.3.3 ábrán látható módon, és kitöltötte az agyvíz térfogati helyét is [IV.3.4. ábra]. Az agykamra körül a nyomás átlagosan 17,5 Hgmm-re emelkedett [IV.3.1. ábra]. Ezzel nagyságrendileg elértük a műtét előtt mért értékeket.



IV.3.3. Ábra: Deformációk az agyszövetben a hőmérsékleti teherre



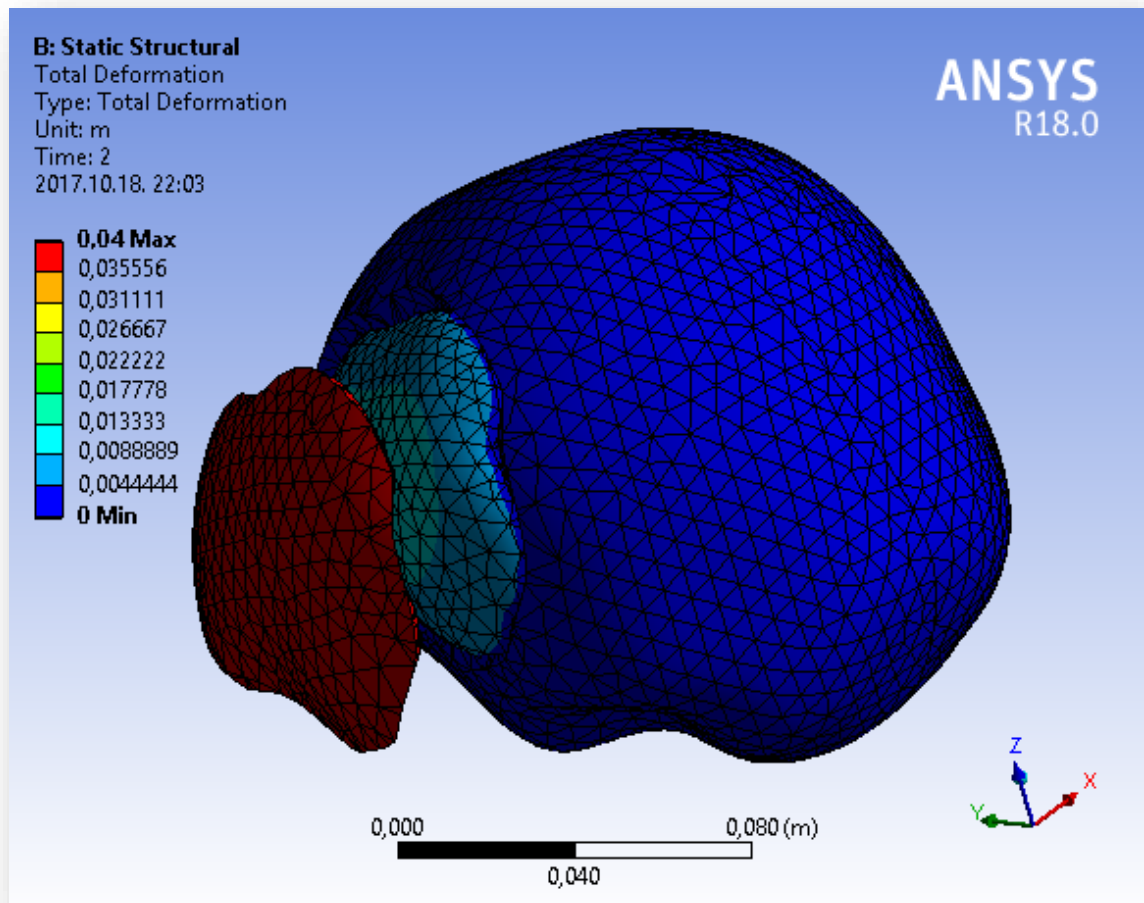
IV.3.4. Ábra: Az agyszövet a térfogatának megnövekedése során nekifeszül a koponyának



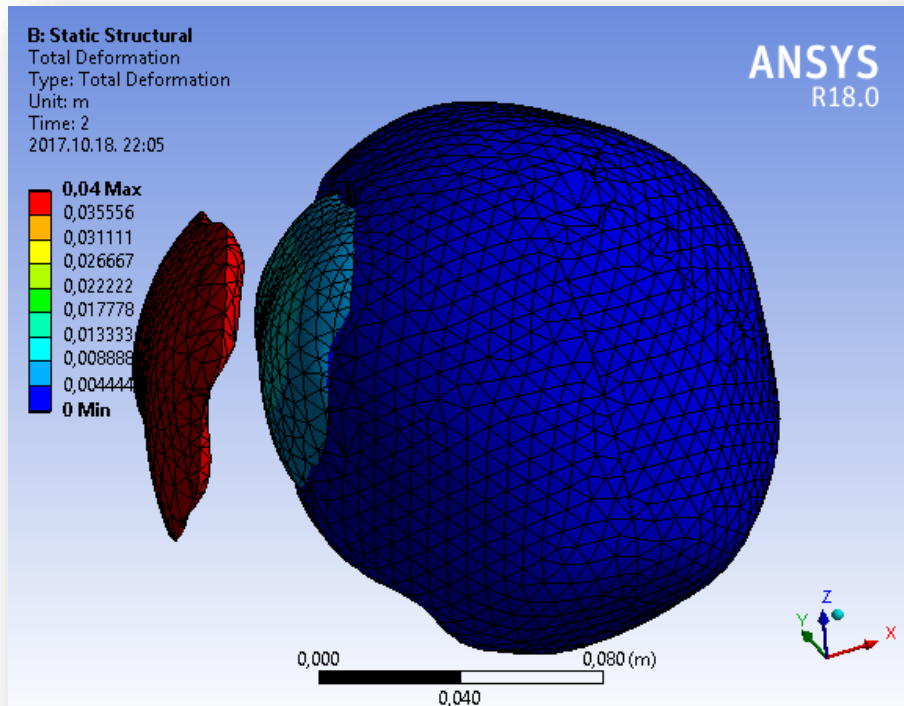
IV.3.5. Ábra: Deformációk az agyszövet belsejében

A következő időlépcsőben az első kraniektómiát leválasztottuk [IV.3.6-7. ábra], az agyszövet a valóságnak megfelelően kidudorodott, ennek következtében a nyomás az agykamra körül átlagosan 16,3 Hgmm-re csökkent [IV.3.8. ábra].

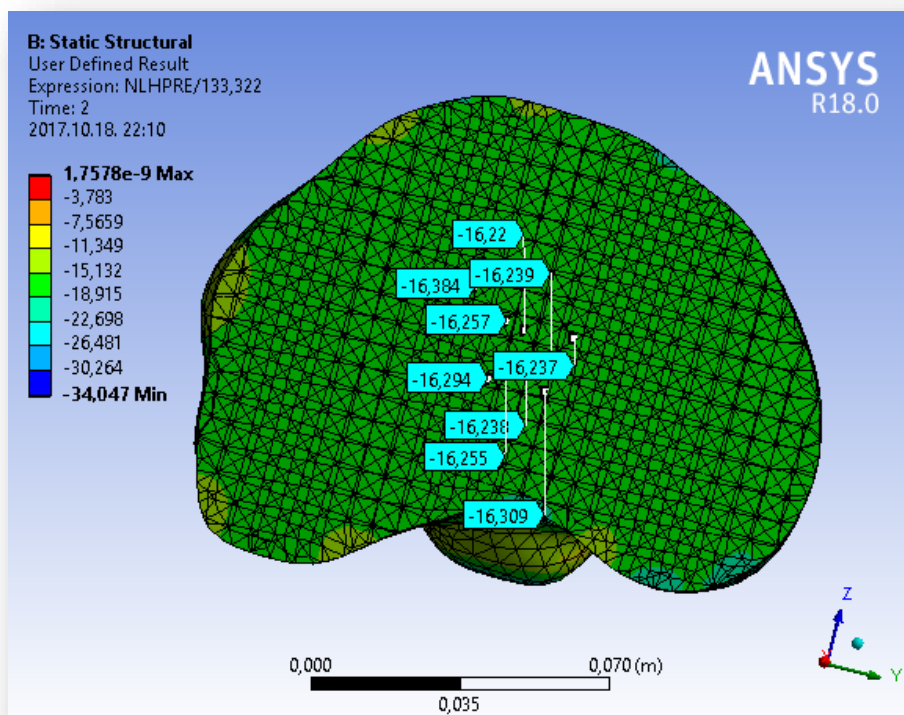
Ez jelentősen eltér az orvosok által mért 10 Hgmm-től, ami nagyságrendileg azonos ezért feltételezhetjük, hogy azért tér el a két érték egymástól, mert a műtét során az agyvíz távozik a koponyából és ez szintén nyomáscsökkenést okozhat illetve a lokális duzzanatot ebben a modellben még nem vettük figyelembe.



IV.3.6. Ábra: A kraniektómia leválasztása



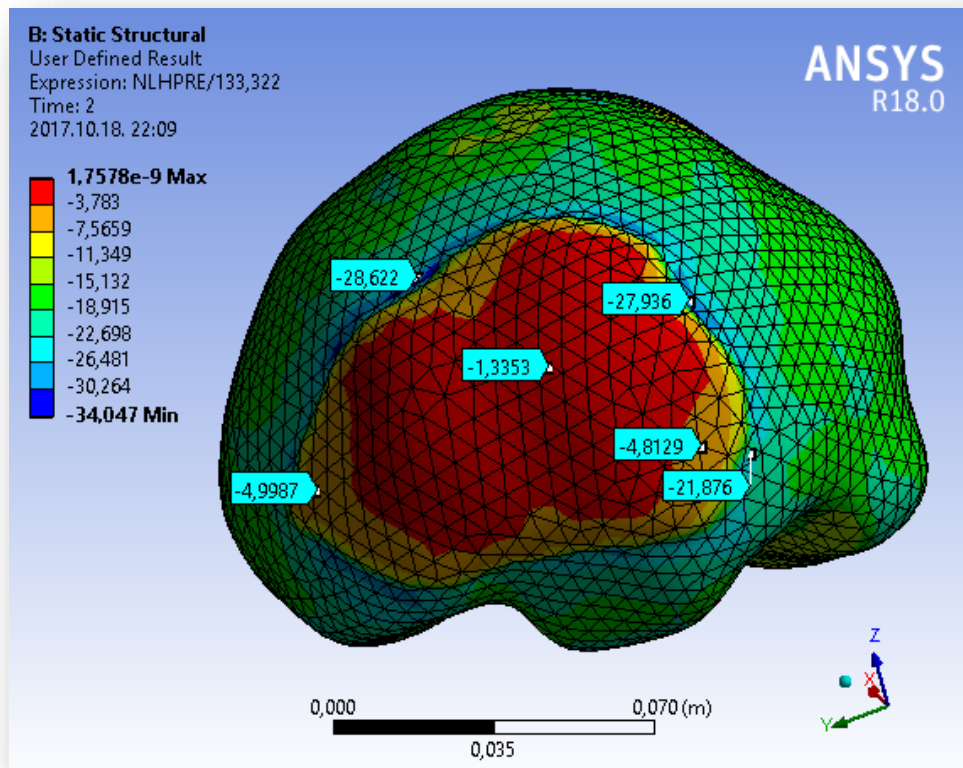
IV.3.7. Ábra: A az első kraniektómia leválasztása



IV.3.8. Ábra: A koponyaűri nyomás az első műtét után

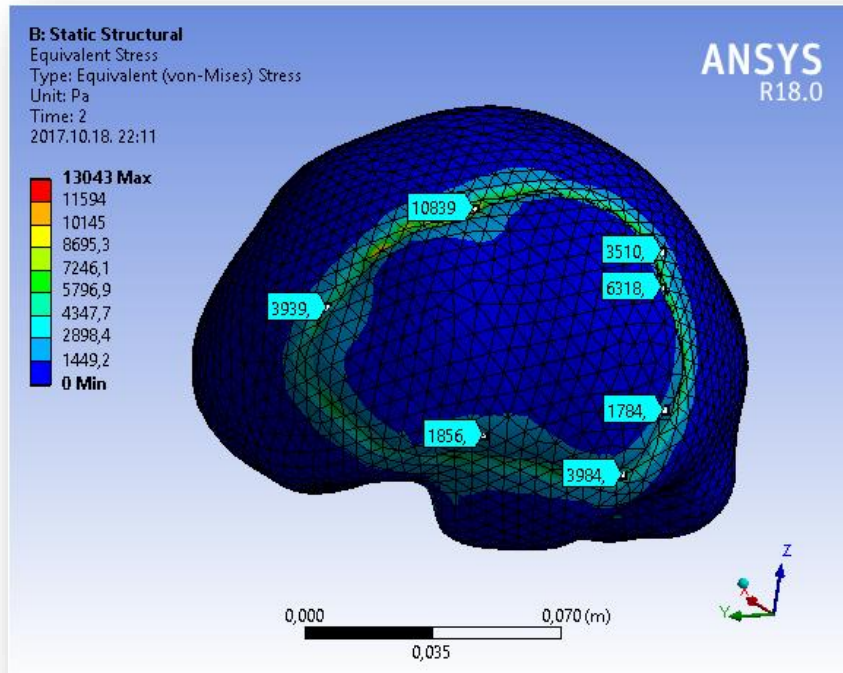
A kraniektómia határánál a legnagyobbak a nyomás értékek, abszolút értékben, mert meghaladják a -28 Hgmm-t is, ami a bemetszés határánál következik be a korábbi

fejezetekben említett koponya éleknél [IV.3.9. ábra]. A fenti nyomásérték, alátámasztja ugyanis azt a tényt, hogy a kraniektómia műtéteknél a herniálódó agyállományban a vénák leszorítása miatt először ödéma, majd később az artériák elszorítása miatt elhalás jön létre.

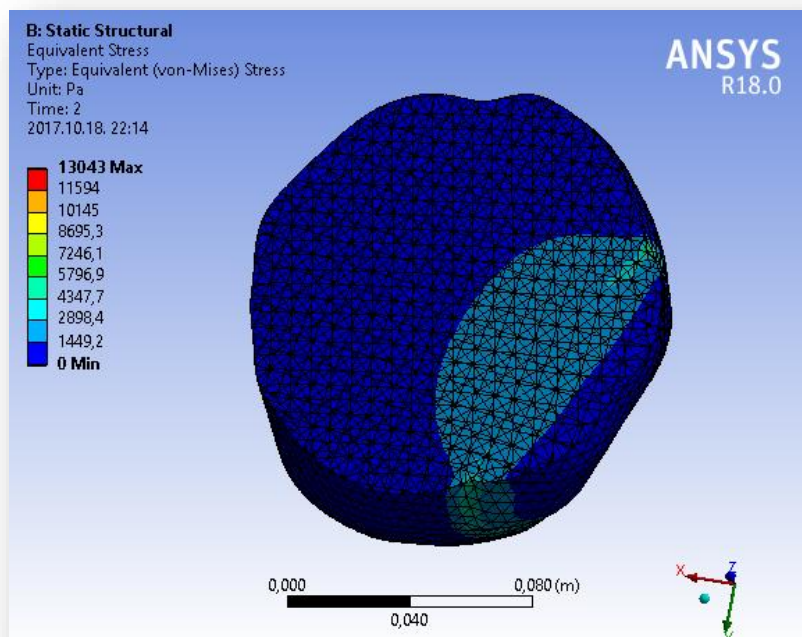


IV.3.9. Ábra: Az első műtét utáni nyomásértékek a kraniektómia környezetében

A VI.3.10-11 ábrán a nyírási szögtorzulások láthatók, csúcserkéük helyileg szintén az előbbi területen található. A von-Mises feszültségek egészen az agyszövet belsejében is viszonylag magas értékekkel jelennek meg [IV.3.11. ábra].

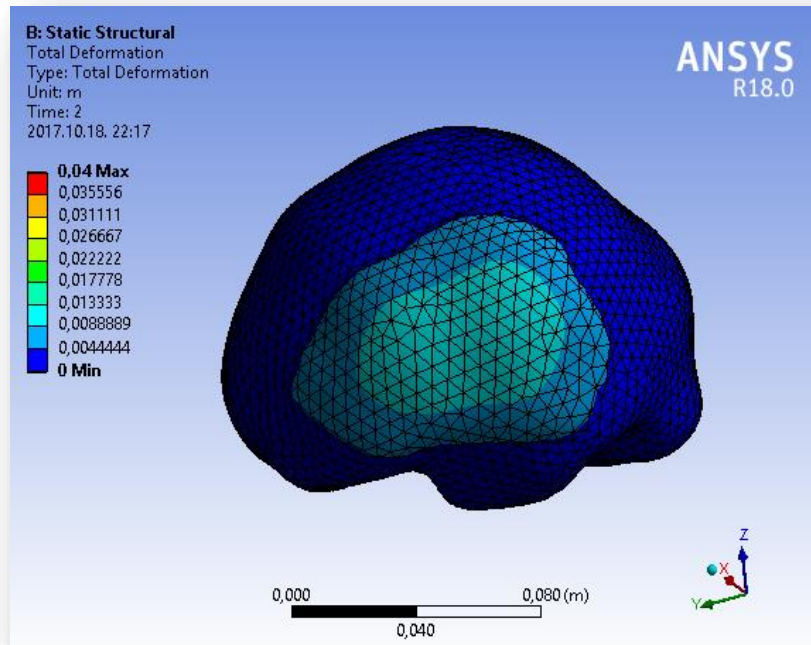


IV.3.10. Ábra: Szögtorzulások az első kraniektómia határánál

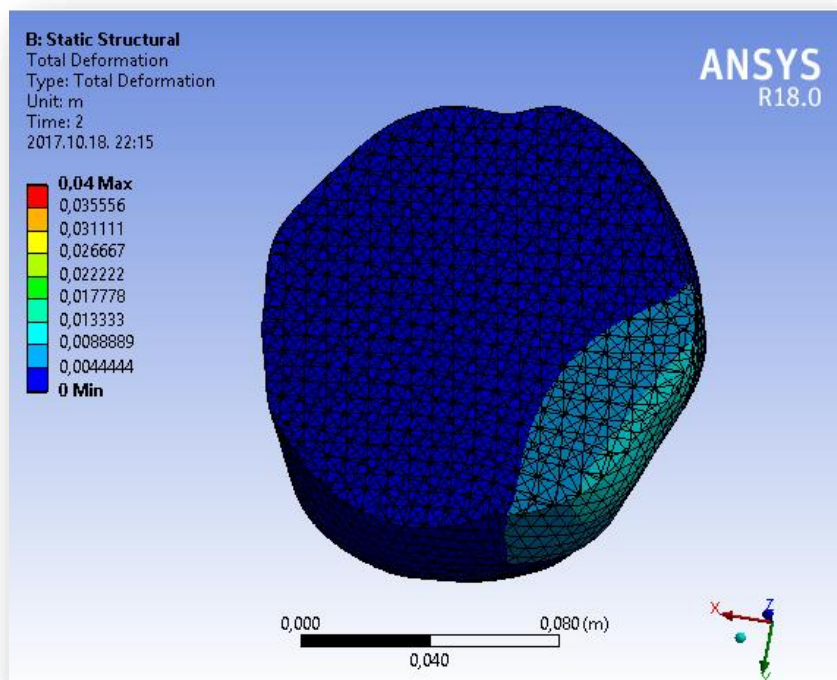


IV.3.11. Ábra: von-Mises feszültségek az agyszövet belsejében

A deformációk legmagasabb értékei a kraniektómia közepén található, amik nem haladják meg az egy cm-t [IV.3.14 ábra].

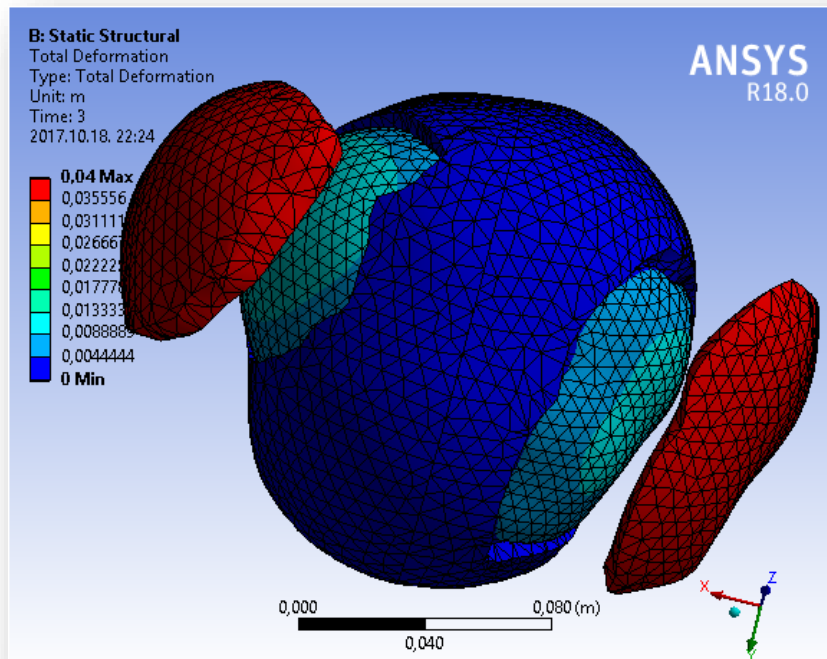


IV.3.12. Ábra: Deformációk az első műtét után

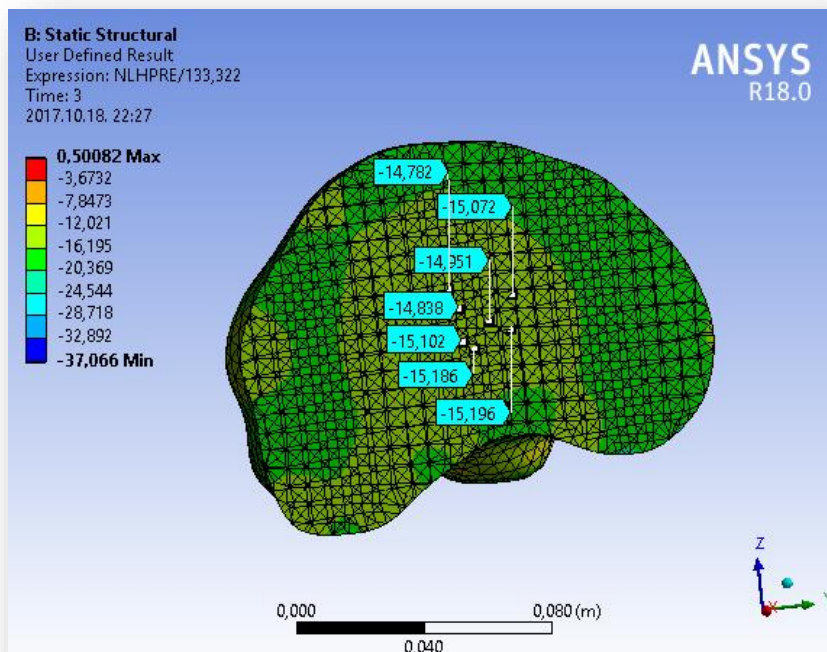


IV.3.13. Ábra: Deformációk az első műtét után, metszet

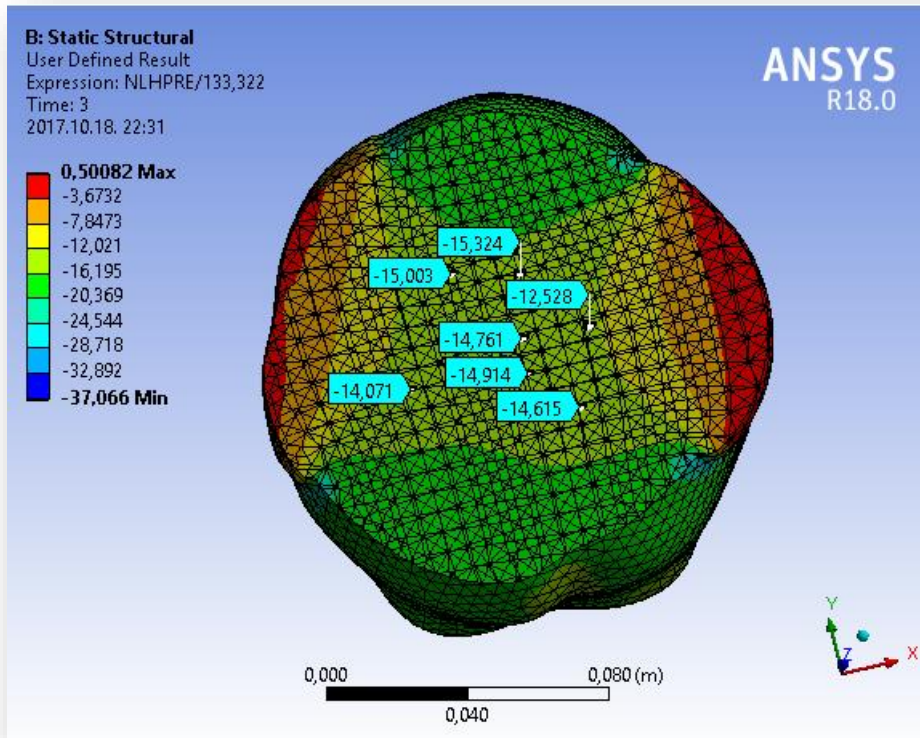
A harmadik lépésben a második kraniektómiát választottuk le [IV.3.14. ábra], a koponyaűri nyomás azonos helyen mérve a fentiekkel 14,95 Hgmm-re csökkent [IV.3.15. ábra].



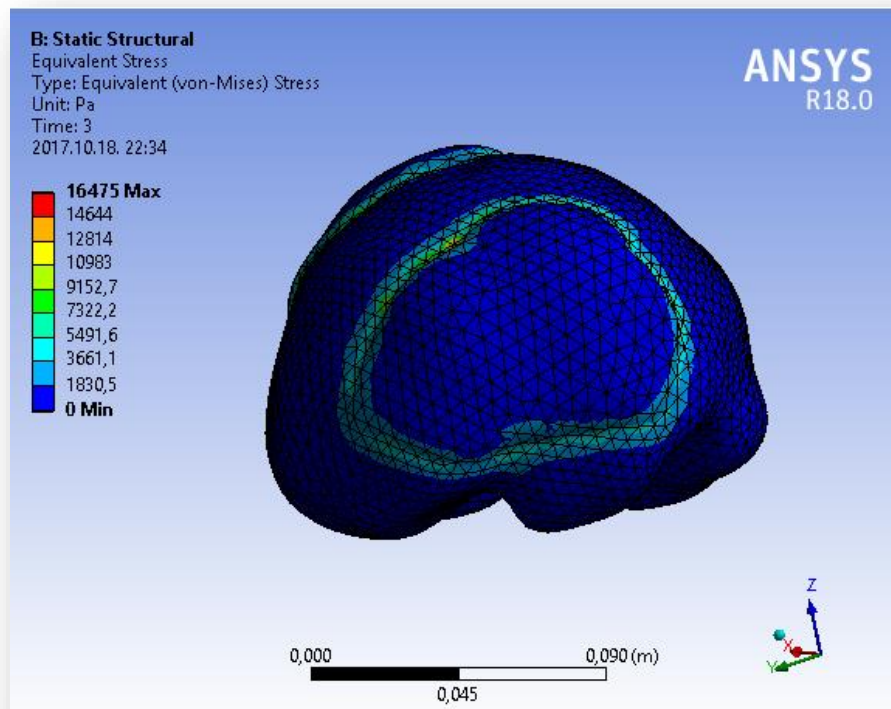
IV.3.14. Ábra: A második kraniektómia leválasztása



IV.3.15. Ábra: A nyomásértékek az agykamra környezetében a második műtét után

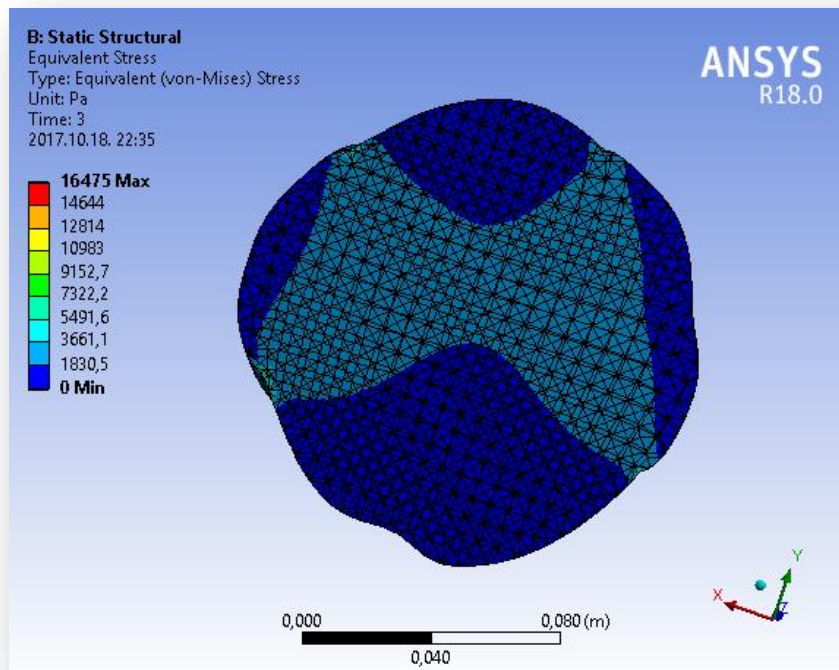


IV.3.16. Ábra: Az agyszövet metszete, nyomásértékek az agyszövetben a második műtét után

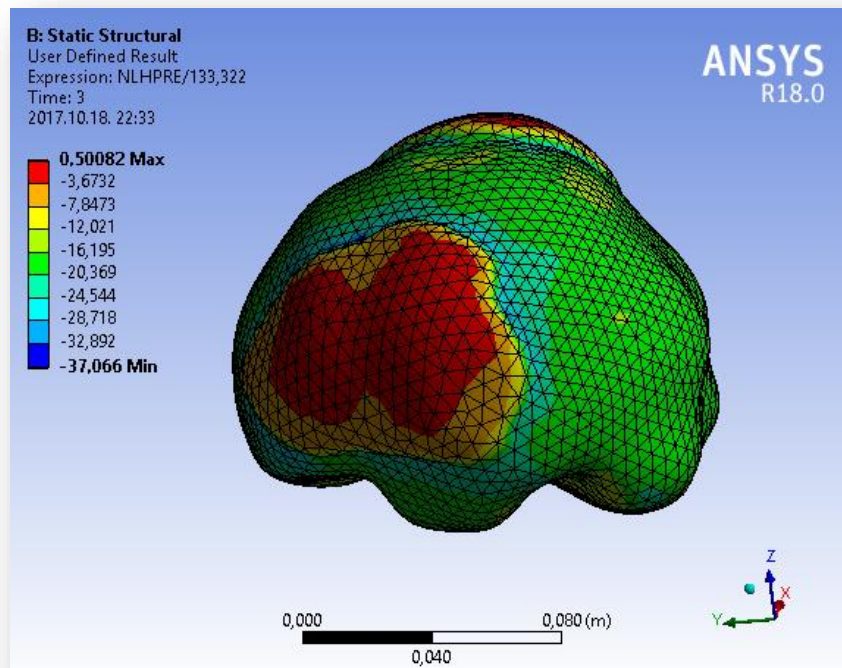


IVI.3.17. Ábra: von-Mises feszültségek a második kraniektómia határánál

A szögtorzulások elérik az agykamra területéért is [IV.3.18.ábra].

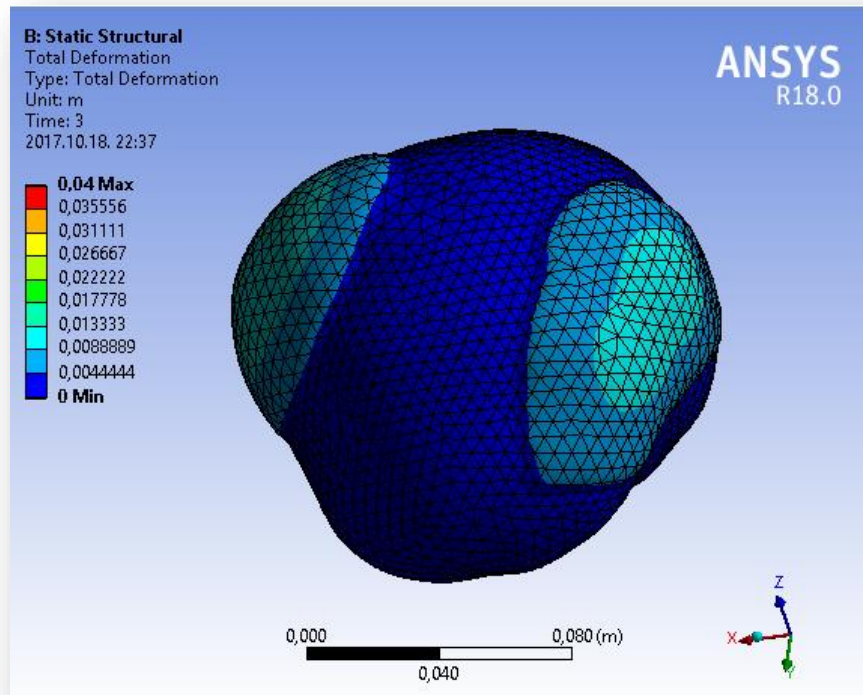


IV.3.18. Ábra: von-Mises feszültségek az agyszövet belsejében

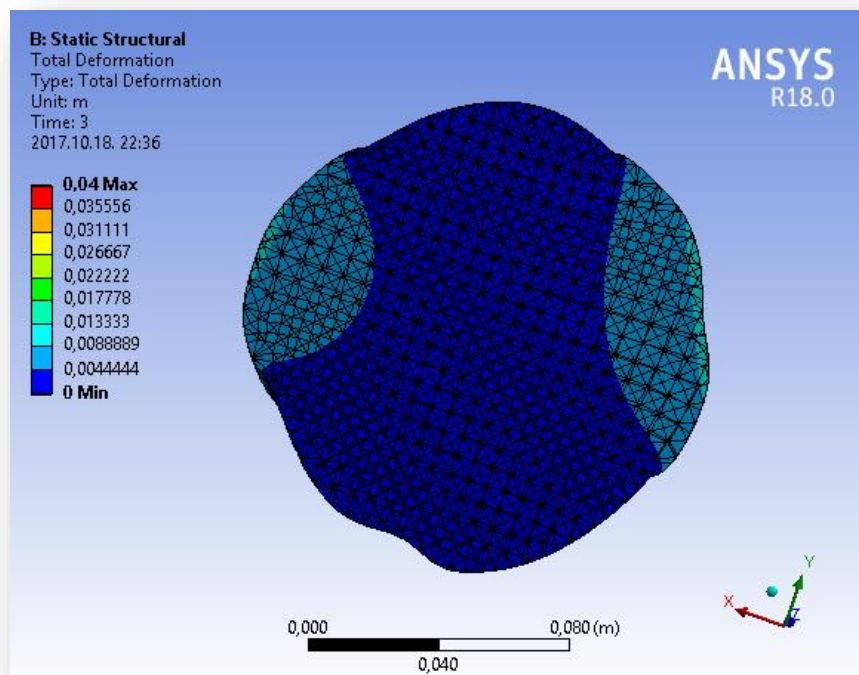


IV.3.19. Ábra: Nyomásértékek a második kraniektómia környezetében

A nyomás szélsőértékei ennél a kraniektómiánál is egymás mellett helyezkednek el [IV.3.19. ábra].



IV.3.20. Ábra: A második műtét utáni deformációk



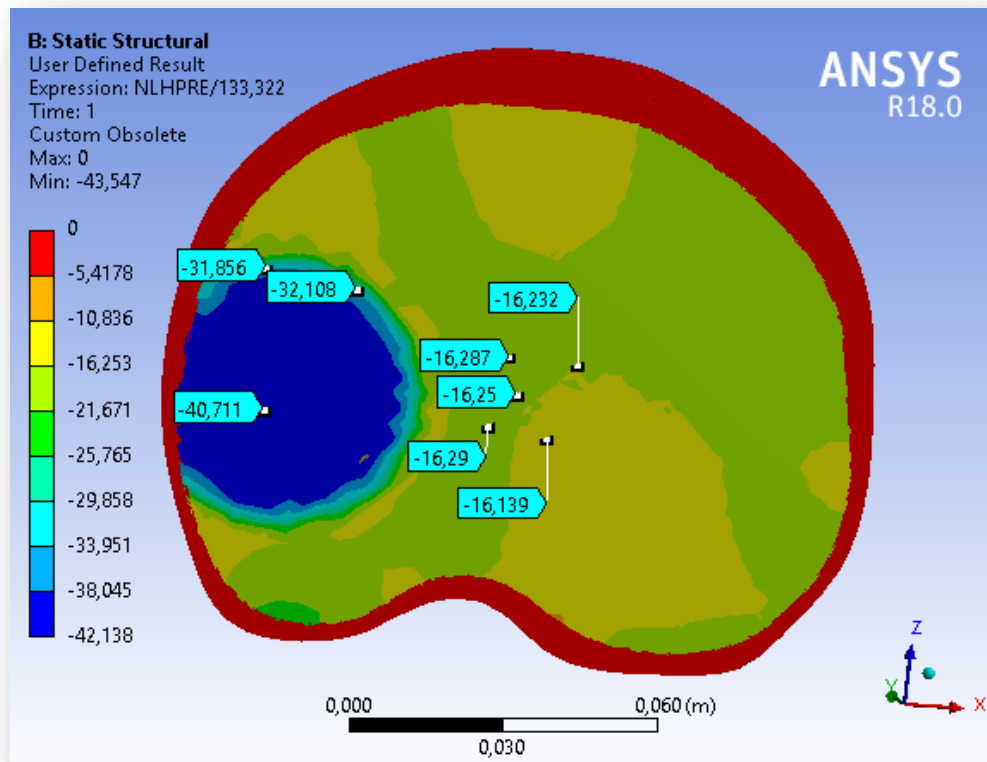
IV.3.21. Ábra: A második műtét utáni deformációk, metszet

A deformációk értéke a második kraniektómiánál sem haladja meg az 1 mm-t [IV.3.20-21. ábra].

IV.4. Vérrög rekonstruálása az agyszövetben

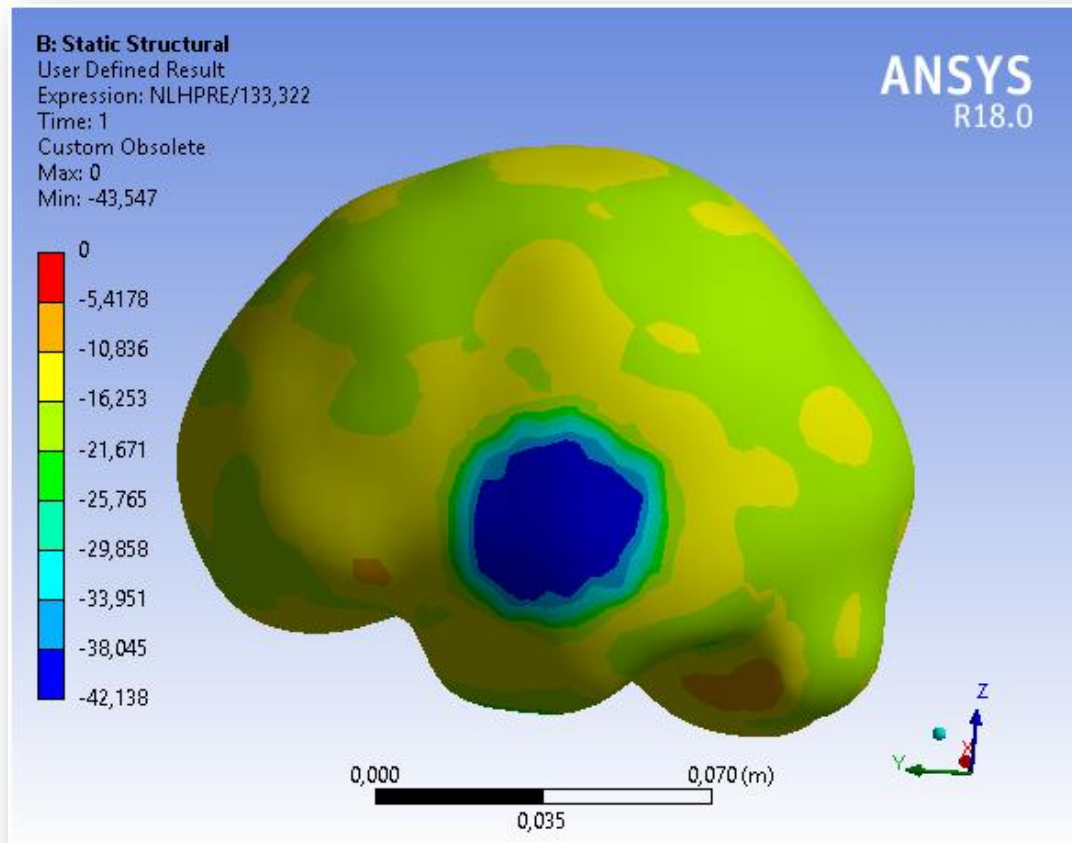
A betegünk egy baleset következtében megsérült, ezáltal két vérrög keletkezett az agyszövetben. Ez a modellünk az előző modell továbbfejlesztése, és egy egészen más sérüléstípus modellezése is. Ez a rekonstruálás jelen sérüléseivel közelebb áll a valóságos állapothoz, ugyanis a két vérrög egyenként lokális nyomásváltozást okoz, amelyet most lokális, mesterséges hőteherrel modelleztünk. Az alábbi modellben az egyik vérrögöt az agy középpontjától 3,5 cm-re az első kraniektómia mellett helyeztük el, ami egy 2,5 cm sugarú gömb geometria. A másik sugara 2,5 cm, illetve elhelyezkedése 4,5 cm-re az agy középpontjától, a második kraniektómia közelében van. Pontos értékeket a vérrögök helyéről és nagyságáról nem tudunk, ugyanis a CT felvételeken ezek nem szerepelnek. A különbség a fenti modellhez képest, hogy a kezdeti nyomásértékeket vegyes mesterséges hőteherrel generáljuk. Ehhez a bonyolultabb feladathoz már az Ansys APDL-t használtuk. A kezdeti, orvosok által mért 17 Hgmm eléréséhez az egész agyszövetre egy globális, a két vérrögöt rekonstruáló gömbre pedig lokális hőterhet tettünk.

A műtét folyamatát úgy próbáltuk rekonstruálni, hogy a kraniektómiák leválasztásakor a vérrögről a hőmérsékleti terhet egyenlővé tettük a globális hőmérsékleti teherrel, hogy a nyomást csökkentsük. Az agyszövetből a koponya megnyitása következtében az agyvíz egy része eltávozik, ez az agyszövetben nyomáscsökkenést eredményez. Ezt a hatást úgy próbáltuk figyelembe venni, hogy az agyszövet mesterséges hőterhet a megnyitások után különböző mértékben csökkentettük.



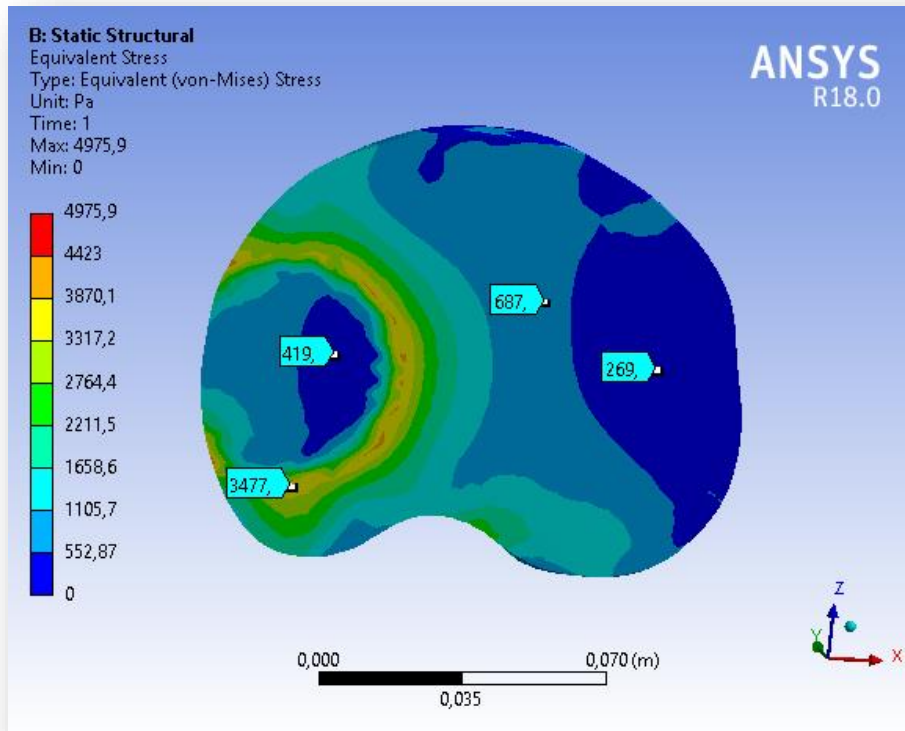
IV.4.1. Ábra: Az agykamra közelében mért nyomásértékek

A globális mesterséges hőmérsékleti teher az agyszövetre $43,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, a vérrög gömbjére pedig $88\text{ }^{\circ}\text{C}$. A nyomásértékeket az agykamra körül sikerült átlagosan $16,25\text{ Hgmm}$ -re kalibrálni [IV.4.1. ábra].

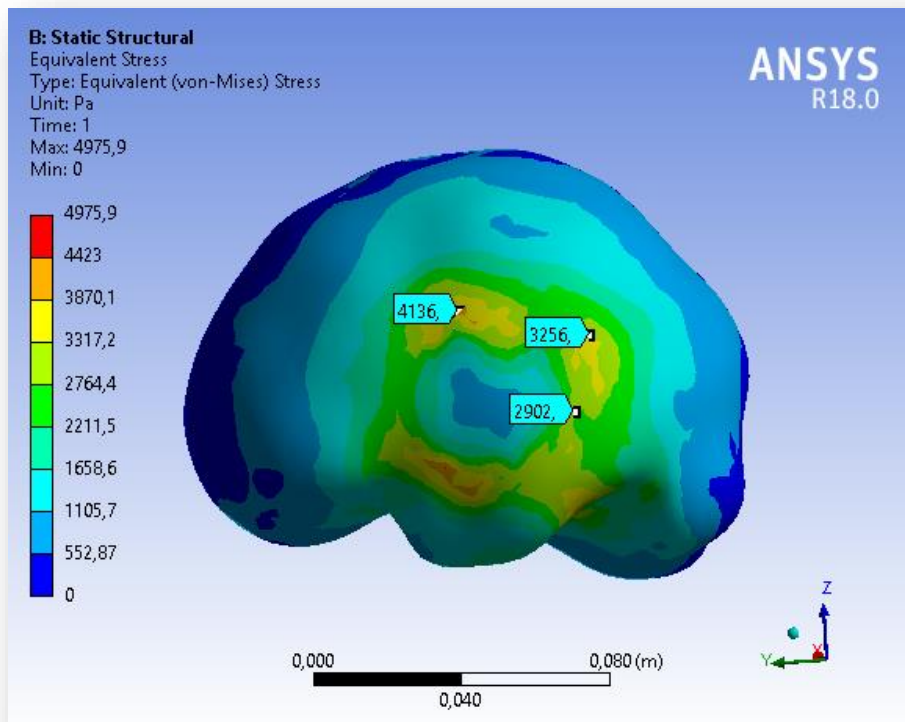


IV.4.2. Ábra: Az agyszövet felszínén mért nyomásértékek

Az agyszövetben a duzzanat körül a von-Mises feszültségek kiemelkedően nagyok, az agy többi részéhez képest, közelítőleg 6x-os értéket mutatnak [IV.4.3.-4. ábra]. Ez a deformáció viszonylag nagy térfogati változásból ered.

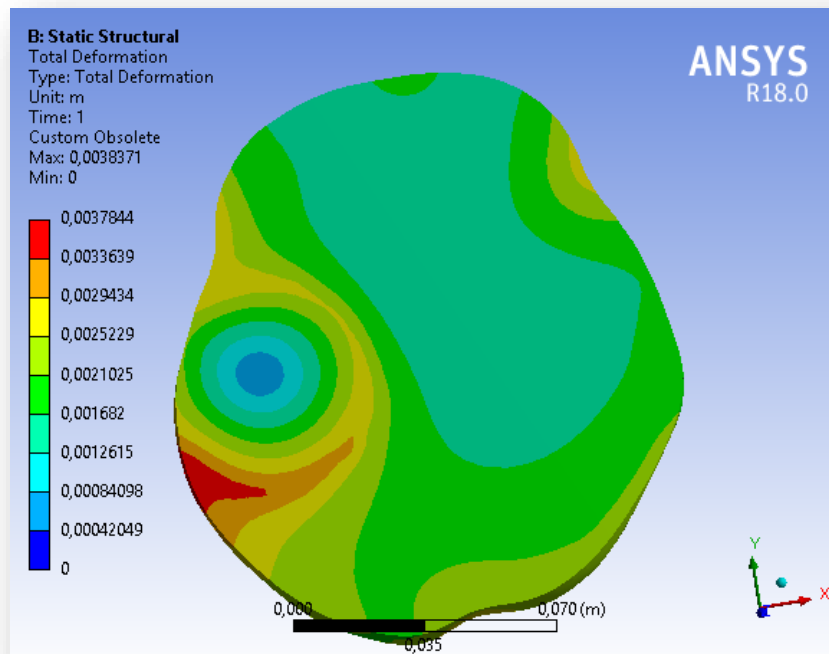


IV.4.3. Ábra: Von-Mises-feszültségek a hőmérsékleti terhek következtében

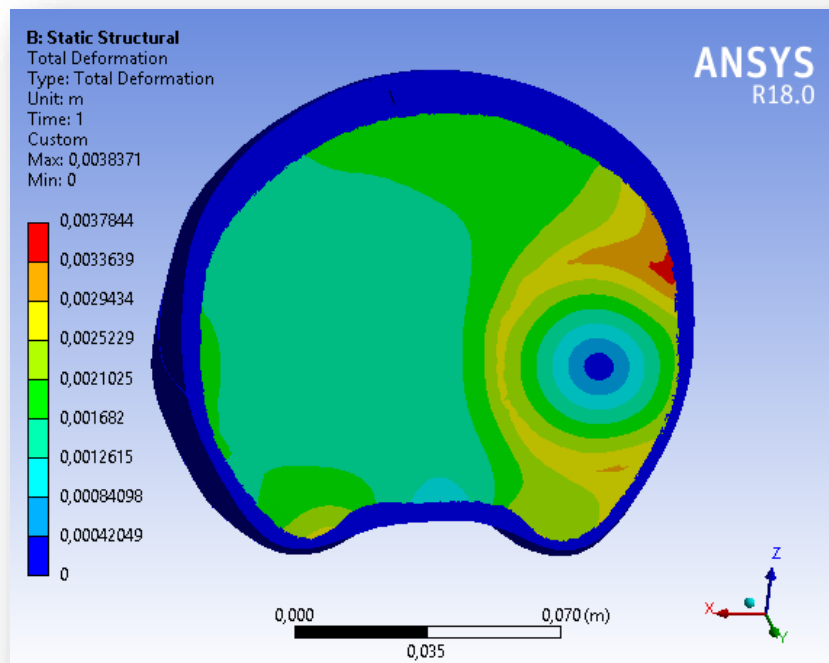


IV.4.4. Ábra: A koponyának nyomódott agyszövet von-Mises-feszültségei

Az deformációk a duzzanat körül, a koponya és az agyszövet találkozásánál érik el a maximumukat, 3,8 mm-t [IV.4.5.-6.ábra].



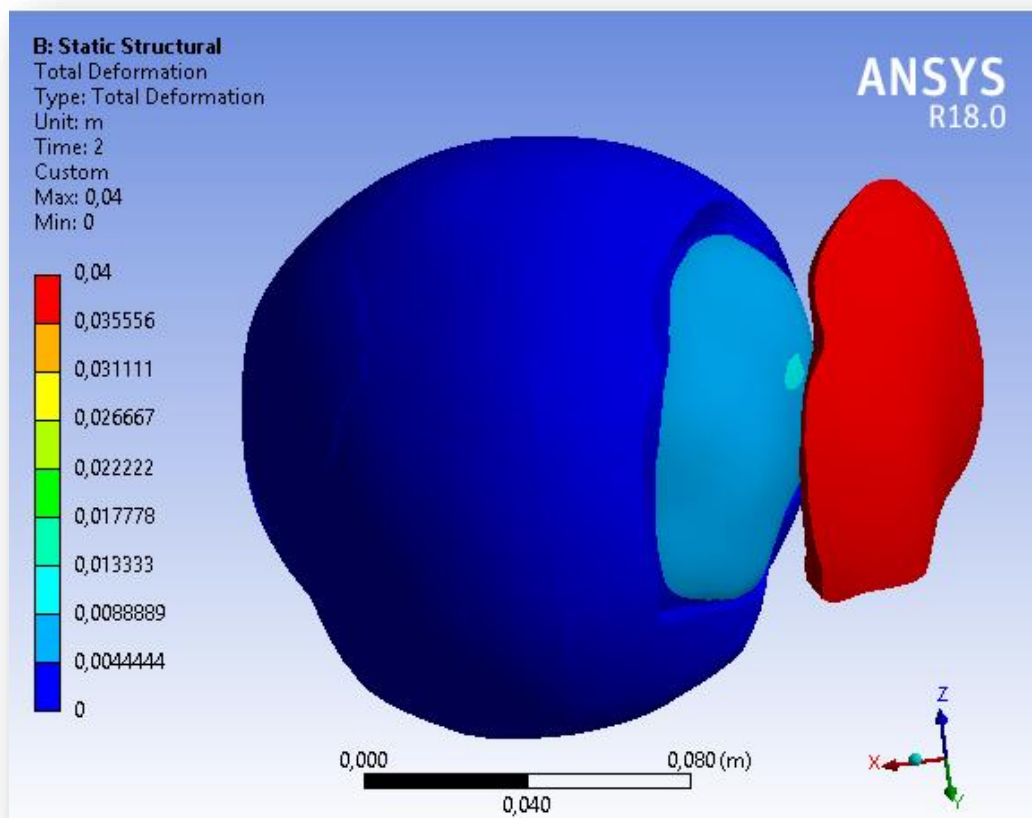
IV.4.5. Ábra: Deformációk az agyszövet belsejében



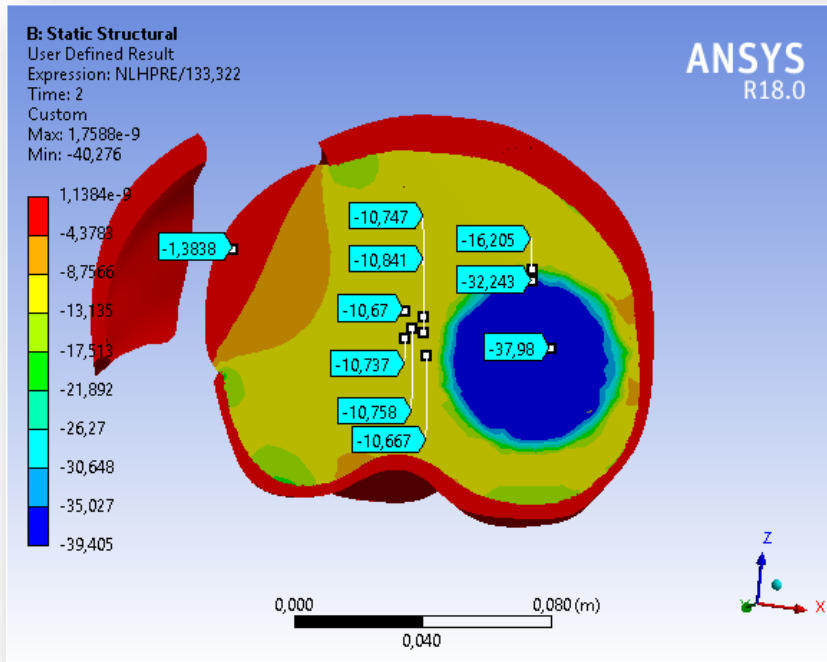
IV.4.6. Ábra: Deformációk az agyszövet belsejében

A második időlépésben az első kraniektómiát leválasztottuk [IV.4.7. ábra]. Az orvosok által elsőként kimutatott vérzést megszüntettük az agyszövetben, tehát a hőmérsékleti terhet lecsökkentettük a teljes agyszövet hőmérsékletére. Az agyszövetre tett globális hőterhet szintén csökkentettük 38 C°-ra, amivel további agyvíz elszivárgását modelleztük. Továbbá létrehoztunk egy újabb vérrögöt 88 C°-os hőmérsékleti teherrel, ami az első nyomáscsökkentő eljárás következtében jött létre.

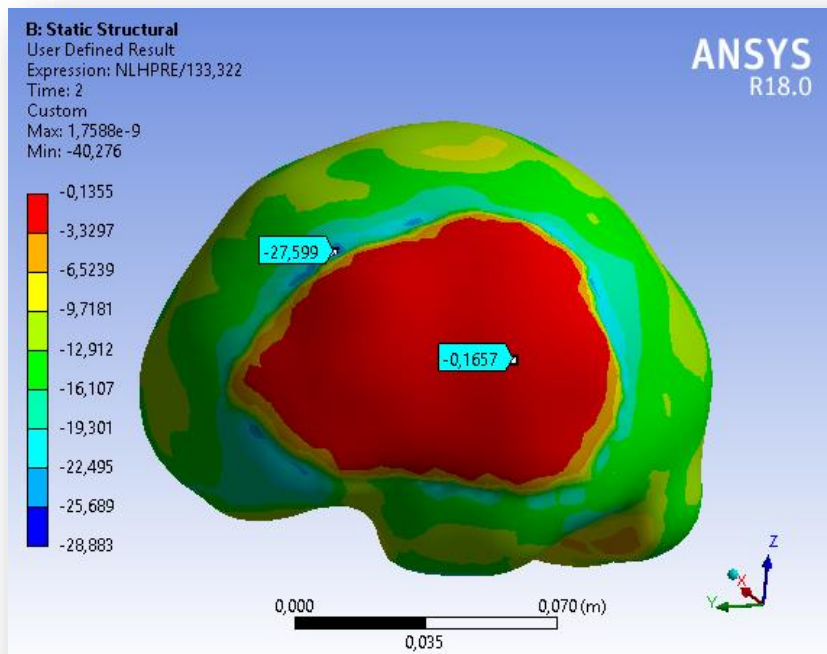
A nyomáscsökkentő eljárások hatására az agykamráknál mért nyomás átlagosan 10,6 Hgmm lett, ami nagyon közel áll a valóságban mért 10 Hgmm-hez [IV.4.8. ábra].



IV.4.7.Ábra: Kraniektómia leválasztása

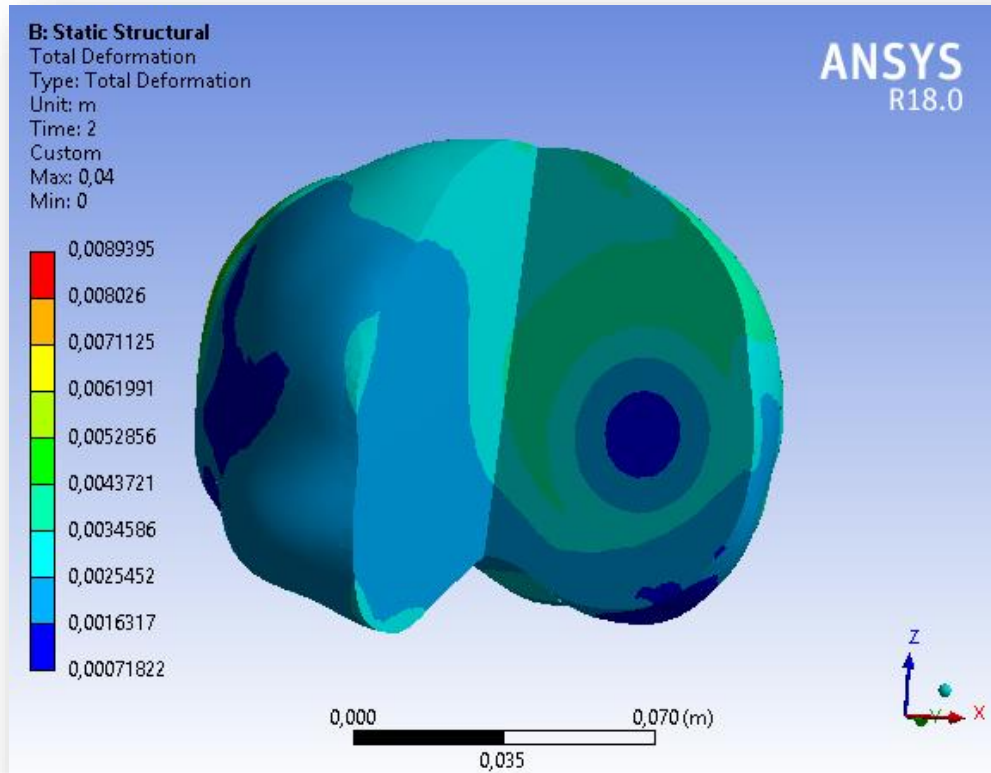


IV.4.8. Ábra: Az agyszövet belsejében létrejövő nyomásértékek az első kraniektómia és a vérrög eltávolító műtét után.

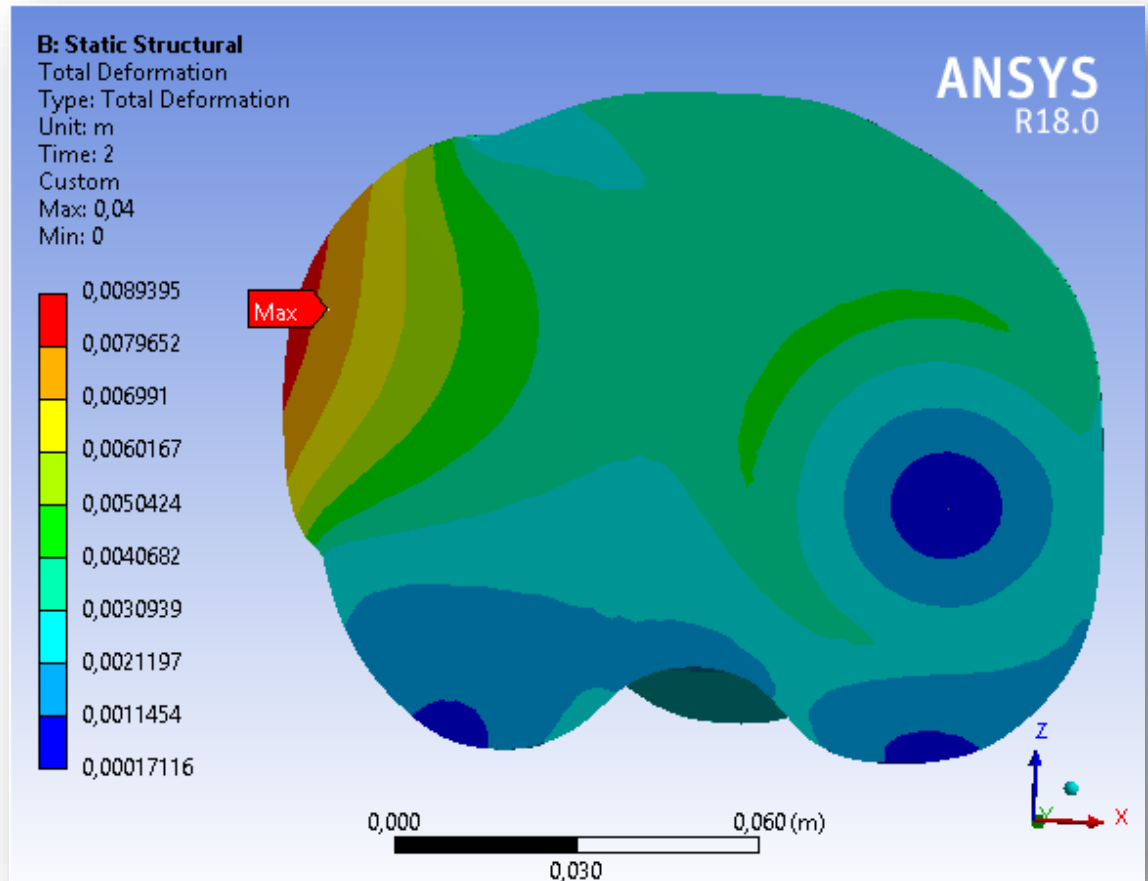


IV.4.9. Ábra: Nyomásértékek a kraniektómai körül

A nyomásértékek a kraniektómia körül rendkívül szélsőségesek. A legkisebb érték a kraniektómia határánál -27,6 Hgmm értéket mutat, a legmagasabb pedig -0,167 Hgmm [IV.4.9. ábra].

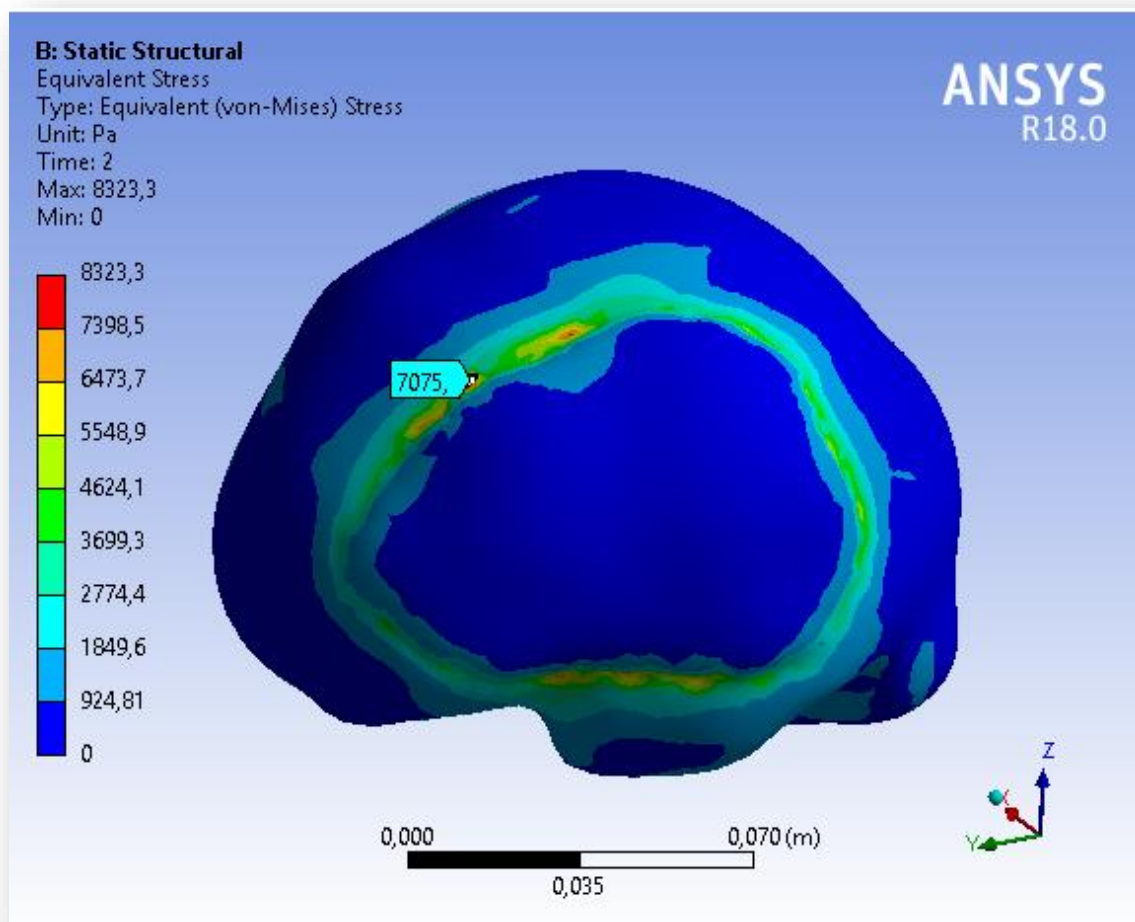


IV.4.10. Ábra: A deformációk az agyszövetben a vérrög körül



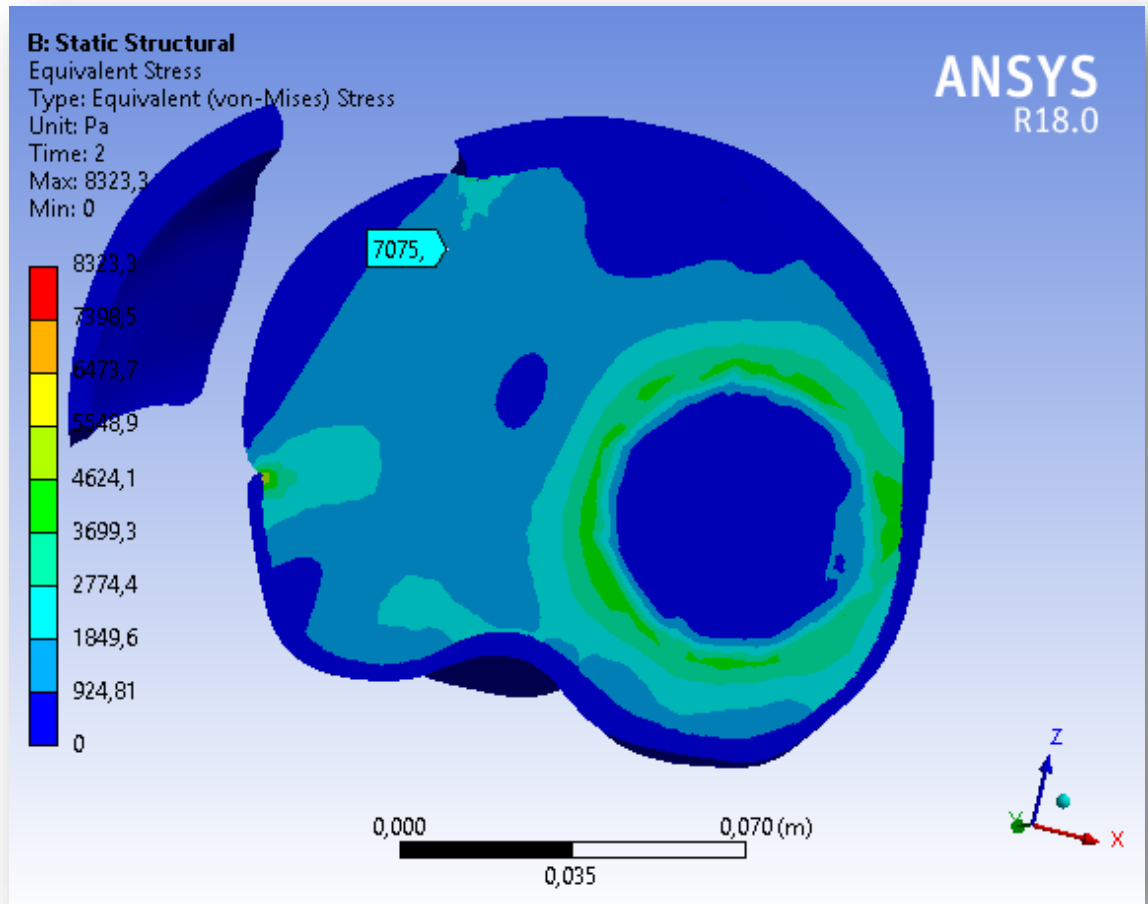
IV.4.11. Ábra: A deformációk a kraniektómia környékén

A kraniektómia közepén a legmagasabbak a deformáció értékek, amelyek a 9 mm-t is elérhetik [IV.4.10-11 ábra].



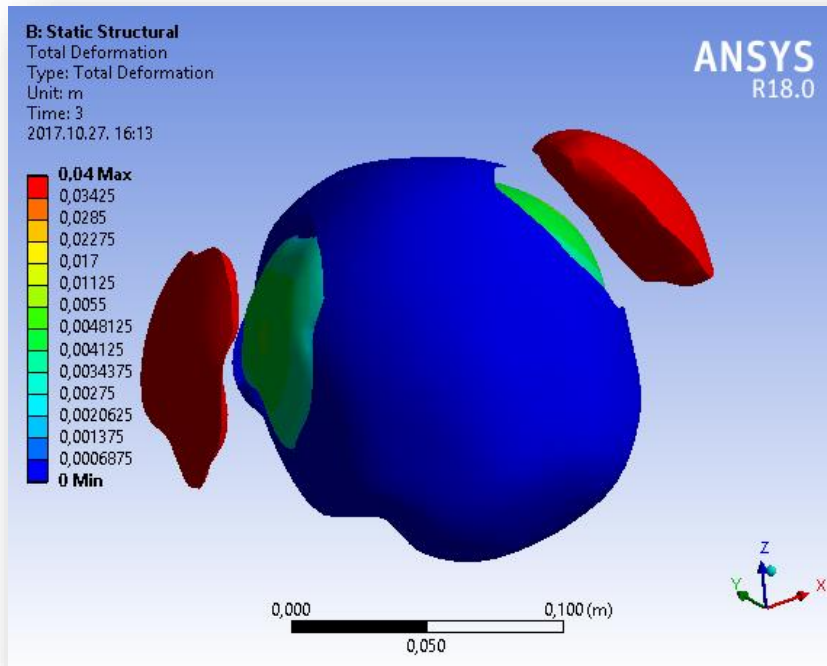
IV.4.12. Ábra: A von-Mises feszültségek a kraniektómia környékén

A von-Mises feszültség a maximumát a kraniektómia határánál éri el, ami 7075 Pa [IV.4.12. ábra], de a vérrög közelében is jelentős mértékű 3800 Pa [IV.4.13 ábra].

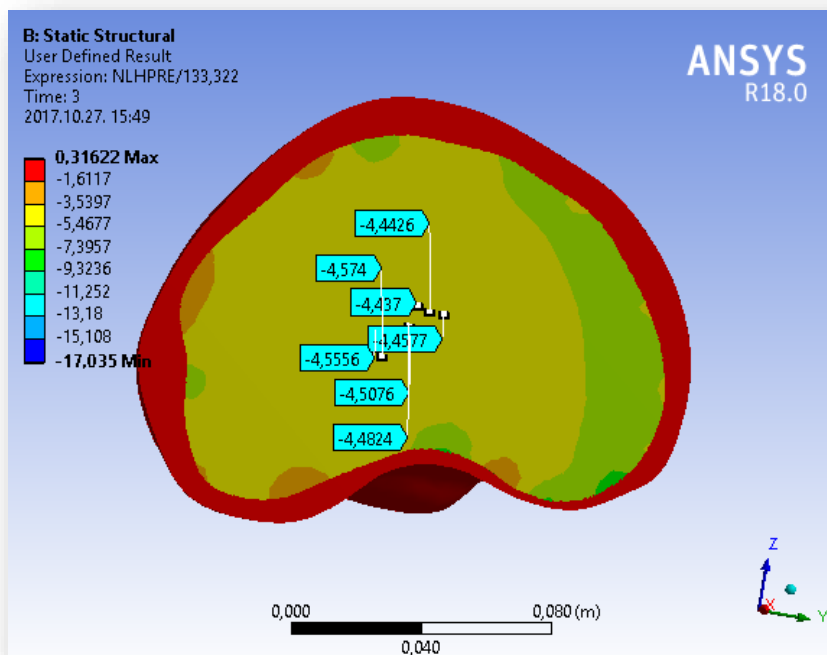


IV.4.13. Ábra: Von-Mises feszültségek az agyszövet belsejében

A harmadik teherlépcsőben a globális mesterséges hőmérsékleti terhet már csak kisebb mértékben csökkentettük, ugyanis a második eljárás után már kevesebb agyvíz távozott a koponyából, és a lokális hőmérsékleti terhet levettük a második vérrögől, ezáltal a vérrögöt szimbolizáló gömb hőmérsékleti terhe is azonos lett a globálissal, amit 31 C°-ra csökkentettük. Valamint eltávolítottuk a 2. kraniektómiát [IV.4.14. ábra].

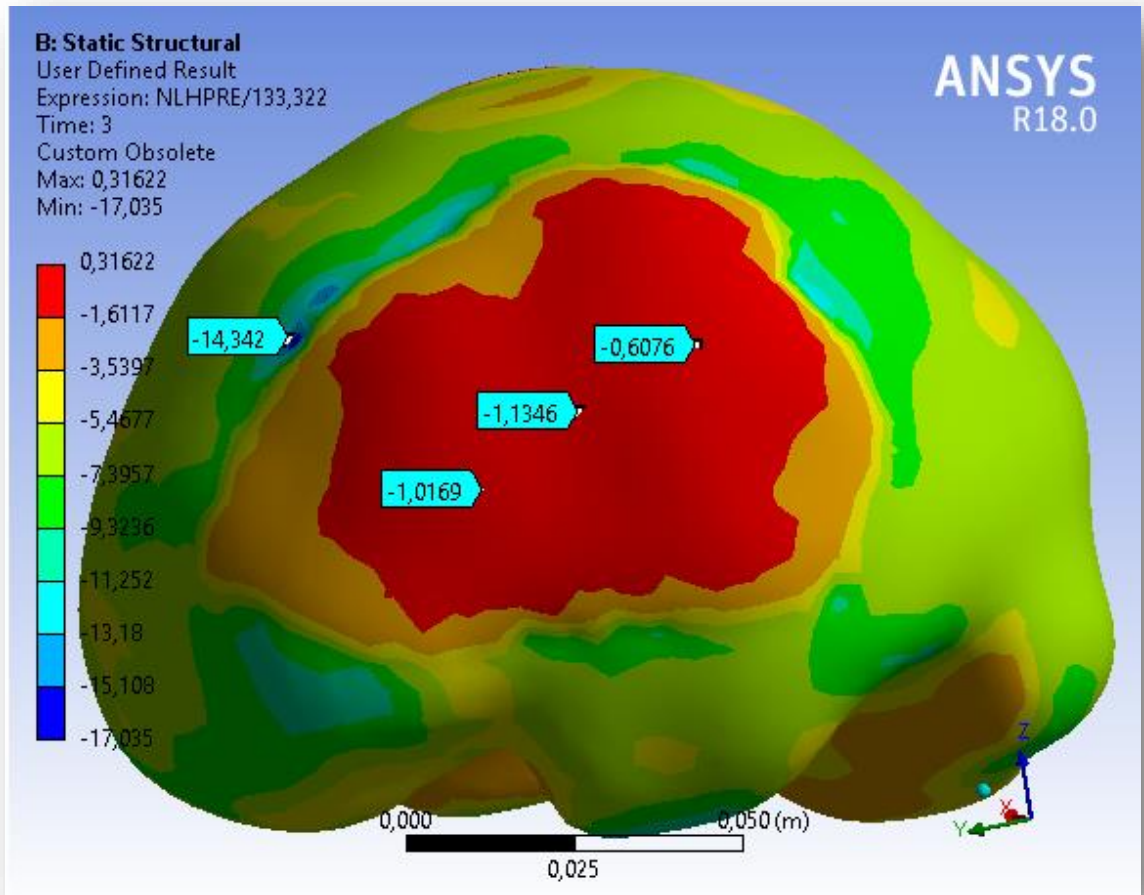


IV.4.14. Ábra: A második kraniektómia leválasztása



IV.4.15. Ábra: Koponyaűri nyomás az agykamránál mérve a második kraniektómia után

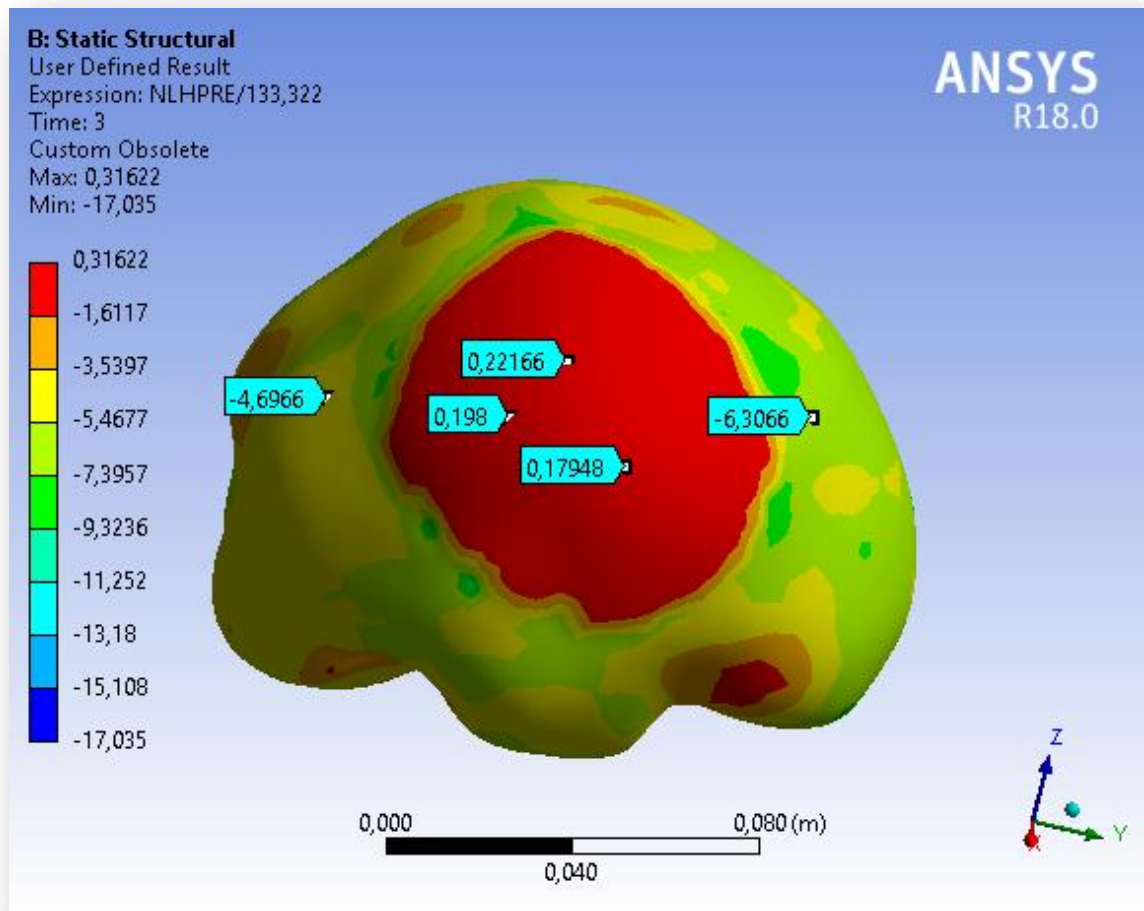
A nyomásértékeket az agykamra körül sikerült átlagosan 4,5 Hgmm-re kalibrálnunk [IV.4.15. ábra].



IV.4.16. Ábra: Nyomásértékek az első kraniektómia környezetében

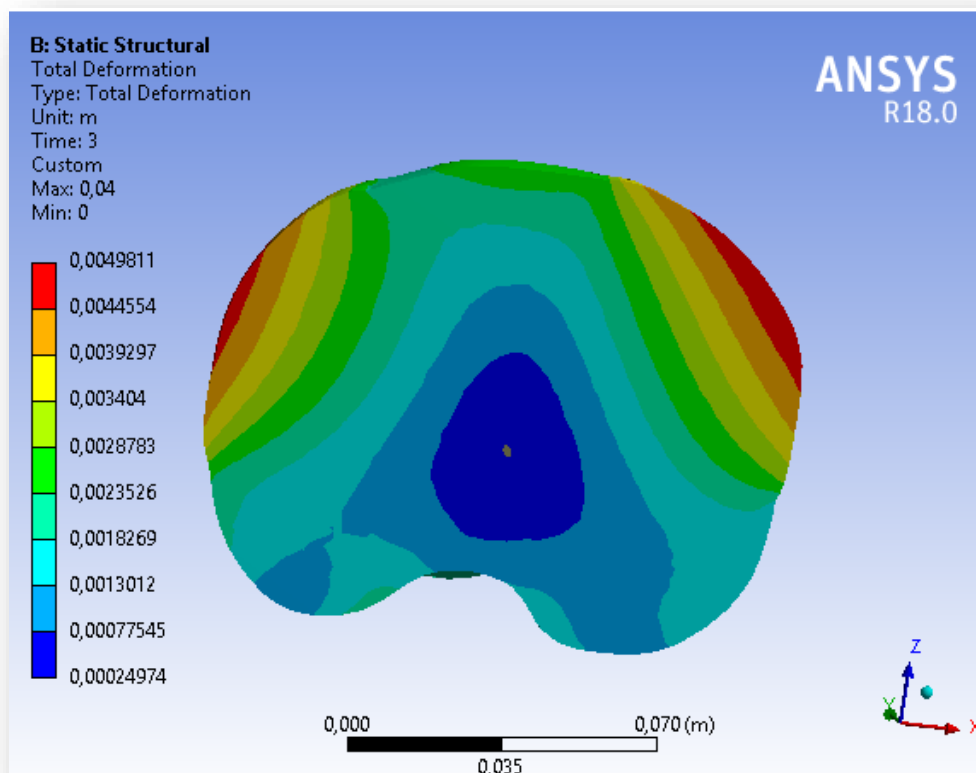
Az első műtét után a kraniektómia határánál volt a legkisebb a nyomásérték, -27,59 Hgmm, és a legnagyobb 0,16 Hgmm a kraniektómia közepén. Ezek a nyomásértékek a második megnyitás után, azonos helyen mérve közel a felükre, -14,34 Hgmm-re, valamint a maximum nyomás -0,60 Hgmm-re csökkent [IV.4.16 ábra].

A fenti eredmények bizonyítják, hogy két műtét esetén a szélsőértékek - amelyek a beteg állapotát veszélyeztethetik - csökkenthetők.



IV.4.17. Ábra: Nyomásértékek a második kraniektómia környezetében

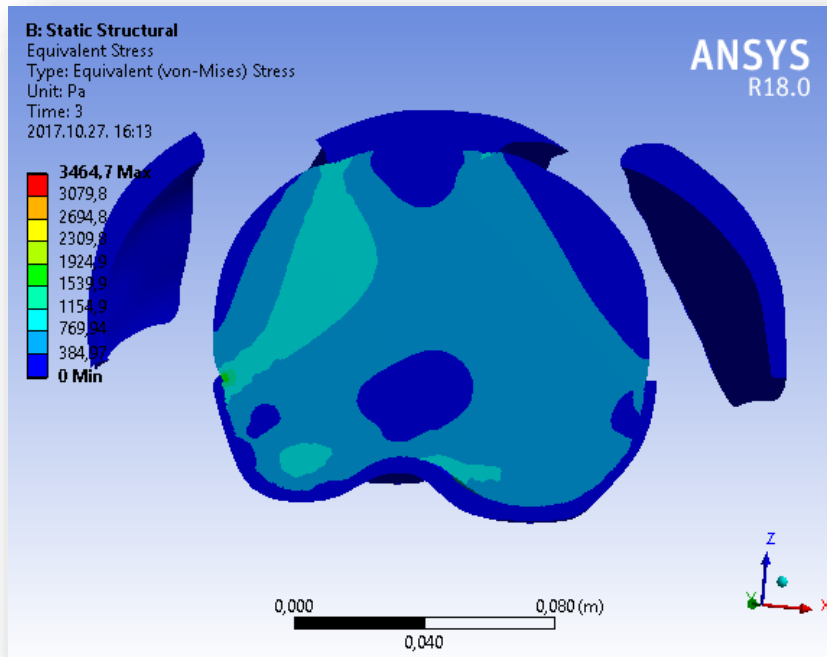
A mért nyomások a második kraniektómia közelében nem érnek el olyan magas értékeket, mint az elsőben. Ez azt sejtetheti, hogy a második kraniektómia esetében a kimetszett terület formája közelebb áll a kör geometriához, így nem tartalmaz különböző „sarkokat”. Valamint az első megnyitás hatásának köszönhetően (pl. nyomáscsökkenés) a második kraniektómiánál az agyszövetben bekövetkező változások kisebb mértéket értek el, így például a kraniektómia pereménél jelentkező deformáció és nyomás szélsőértékek aránya is kedvezőbb volt.



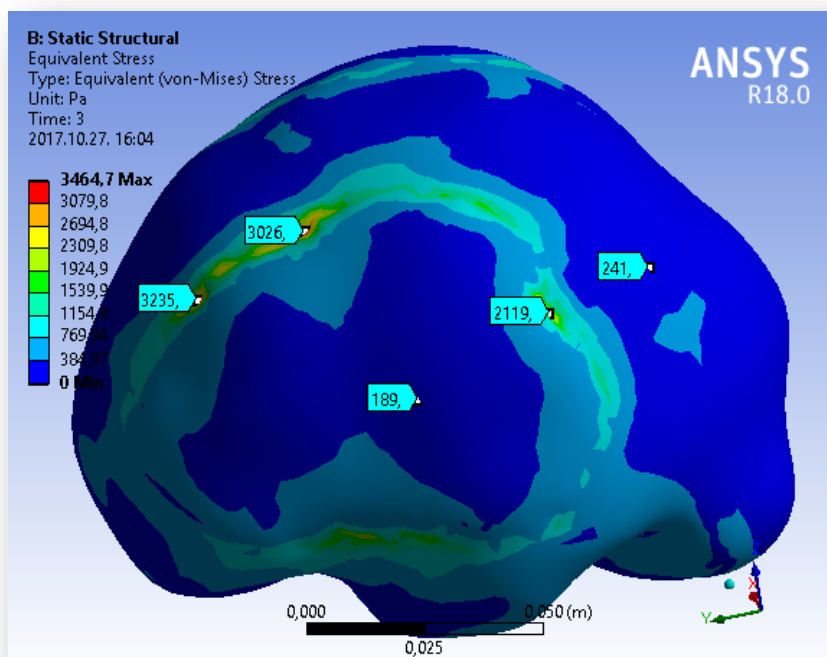
IV.4.18. Ábra: Deformációk az agyszövet belsejében a nyomáscsökkentő eljárások után

Az első megnyitás helyén a második kraniektómia elvégzésekor a deformáció 4,81 mm volt [IV.4.18. ábra], ami jelentős csökkenést jelent az első megnyitás következtében mért 8,93 mm értékhez képest.

A maximális deformációt a második kraniektómiánál mértük, ami 4,98 mm, a második műtét után.

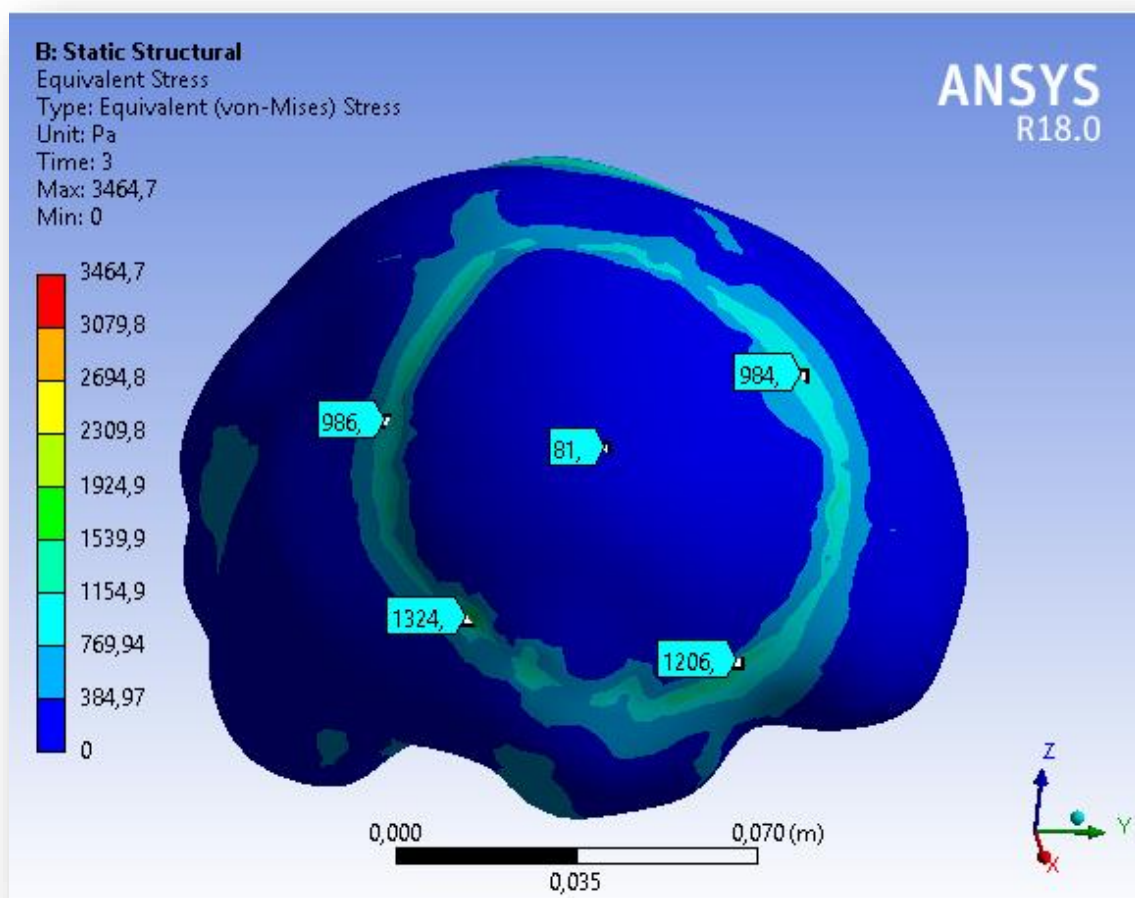


IV.4.19. Ábra: A von-Mises feszültségek az agyszövet belsejében



IV.4.20. Ábra: A von-Mises feszültségek az első megnyitás környezetében

Az első kraniektómia közelében a második megnyitás után a von-Mises feszültségek maximuma 3235 Pa-ra csökkent a 7075-ről [IV.4.12,19-20. ábra].



IV.4.21. Ábra: A von-Mises feszültségek az első megnyitás környezetében

A második megnyitás környezetében a von-Mises feszültség közel a harmada az első kraniektómia közelében a második megnyitás hatására létrejövő feszültségeknek [IV.4.21. ábra].

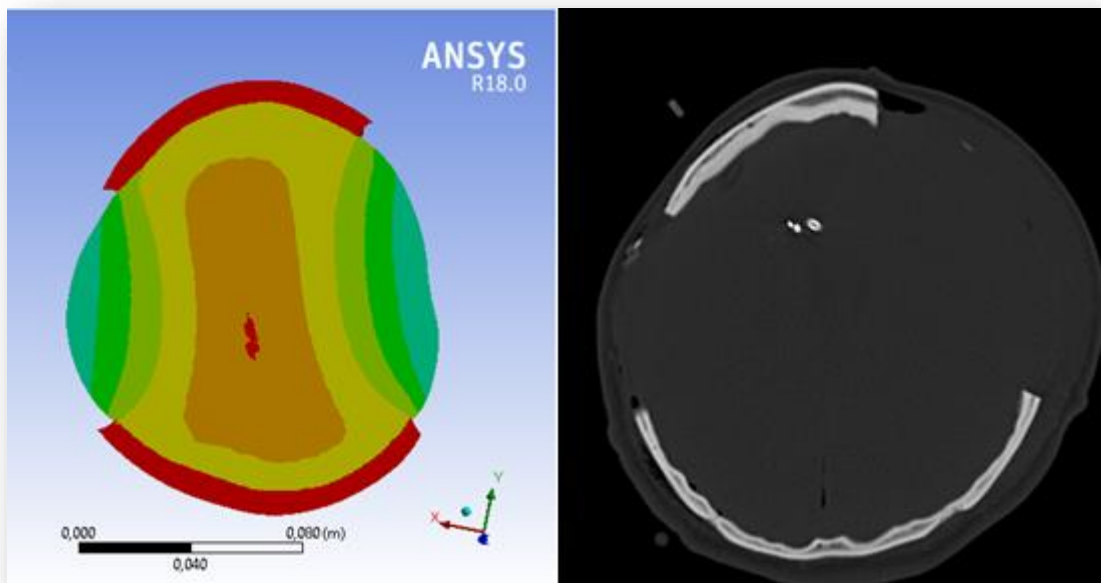
IV.5. Eredmények összegzése

Próbamodellünk megnyitáskor az agyszövet kitüremkedett, a von-Mises feszültségek a kraniektómia pereménél voltak számottevőek. A nyomás szélsőértékei ezen a területen, egymáshoz közel helyezkedtek el. A műtét során az agykamrában elhelyezett nyomásmérőkhöz hasonlóan a kamrák környékén mértük a nyomásokat, amelyek minimális mértékben csökkentek. A műtét során az agy más területein nem történik nyomásmérés, így a nyomásmérők helyétől eltérő területeken csak a modellen mért értékek állnak rendelkezésünkre. A modellen végzett mérések szerint itt is minimális volt a nyomáscsökkenés.

Modellalkotásunk során sikerült egy közelítő geometriát CT felvételek alapján együttműködésre, illetve futásra bírni. Eredményeink közé sorolható egy két kraniektómiával rendelkező bonyolult eset végeselemes modelljének megalkotása és

kalibrálása, amely további futtatásokkal tízed Hgmm pontosságra beállítható. A számításaink során elértük, hogy a kezdeti nyomás csupán 0,7 Hgmm-rel tér el, a második és a harmadik pedig 0,5 Hgmm-rel a mért értékektől. A kraniektómia határánál kiemelkedően nagy nyomásértékek eredményei magyarázatot adhatnak arra, hogy herniálódó agyállomány, illetve corticalis vénák szorítás alá kerülnek, emiatt először ödéma, majd később elhalás jön létre.

A kalibrált modellünk nagyságrendileg jó közelítéseket ad a deformációkra is [IV.5.1. ábra]. Valamint a két egymás utáni leválasztás értékeit megvizsgálva további következtetésekre juthatunk, pl az első megnyitás környékén mért feszültség- és deformáció értékek közel a felükre csökkentek.



VI.5.1. Ábra: A végeselemes modell deformációi és a beteg CT felvétele

V. ÖSSZEFOGLALÁS

Dolgozatunkban a dekompresszív kraniektómia végeselemes modellezésével foglalkoztunk, ennek célja egy olyan modell felépítése volt, amely a későbbiekben megfelelő alapot nyújthat a kraniektómia műtét helyének és méretének optimalizálására.

A modellépítés során kiemelten foglalkoztunk a geometria, anyagmodell, és a modellt felépítő testelemek együttműködésére legalkalmasabb modellezés helyes megválasztásának fontosságával.

Modellünk az agyszövetet és koponyát tartalmazza, és benne az agyvíztér is kialakításra került, ami a későbbiekben fejleszhető és további testelemekkel egészíthető ki a pontosabb geometriai kialakítás céljából.

Elsőként önkéntesek CT felvételeinek szegmentálásával foglalkoztunk, amelyet követően ezek mediánját kiválasztva nemlineáris transzformáció végrehajtásával egy beteg-specifikus, azaz egy adott beteg fejének geometriájával, ugyanakkor –a transzformációnak köszönhetően egészséges szövetekkel rendelkező felvételt kaptunk.

Ez szolgált a végeselem modellünk alapjául, amely végül kész formájában a beteg koponyáját reprezentáló modellként állt elő.

Futtatásokat elsőként egy ugyanilyen módon elkészített próbamodellen végeztünk, amely nem egy műtét pontos szimulálására volt hivatott, hanem hogy egy másként jelentkező agyszöveti duzzadás vizsgálatának lehetőségét mutassuk be. A fejsérülések esetében jelentkező problémák széleskörűek lehetnek, és ezzel a modellünkkel egy olyan esetet szeretnénk volna megjeleníteni, amelynél az agyszöveti duzzadás lokális jellegű. A modell bemutatja, hogy nem kizárólag globális duzzadás esetén alkalmazható az agyműtét modellezése, hanem további különféle esetekben is.

A második, beteg-specifikus modellünknel a terhelés globálisan volt jelen, és ezen a betegen végrehajtott műtét folyamán mért értékeket képes volt kellően jó közelítéssel visszaadni. Ez számunkra azt jelenti, hogy a modell alkalmas a műtéti folyamat szimulálására, ami remek kilátásokat jelent a jövőbeli kutatásokra nézve.

Hosszútávú céljaink közé tartozik a már említett kraniektómia optimalizálása, amely során a beteg-specifikus modellen különböző méretű és helyű bemetszéseket ejtenénk a nyomásértékek és feszültségek mérése mellett. Ezzel meghatározhatóvá válna a megnyitás optimális helye, amely az orvosok által hosszú idők óta vitatott kérdés.

Ez az előrelépés jó esélyeket jelentene a traumás agysérülést elszenvedett betegek gyógyítására, akik élete gyakran a vitatott sikerességű műtéttől függ.

Irodalomjegyzék

Balestreri M, Czosnyka M, Hutchinson PJ, Steiner LA, Hiler M, Smielewski P, Pickard JD. Impact of intracranial pressure and cerebral perfusion pressure on severe disability and mortality after head injury. *Neurocrit Care* 2006; 4(1):8-13.

Badri S, Chen J, Barber J, Temkin NR, Dikmen SS, Chesnut RM, Deem S, Yanez ND, Treggiari MM. Mortality and long-term functional outcome associated with intracranial pressure after traumatic brain injury. *Intensive Care Med* 2012 Nov; 38(11):1800-9

Chambers IR, Treadwell L, Mendelow AD. Determination of threshold levels of cerebral perfusion pressure and intracranial pressure in severe head injury by using receiver-operating characteristic curves: an observational study in 291 patients. *J Neurosurg* 2001 Mar; 94(3):412-6.

Csóky András dr.¹, Nagy László dr.², Vimláci László jr. dr.³ Orvosi Hetilap 2001, 142 (2), 75-78

Collins DL, Zijdenbos AP, Kollokian V, Sled JG, Kabani NJ, Holmes CJ, Evans AC. Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE Trans Med Imaging*, 1998 Jun; 17(3):463-8.

Cooper DJ, Rosenfeld JV, Murray L, Arabi YM, Davies AR, D'Urso P, Kossmann T, Ponsford J, Seppelt I, Reilly P, Wolfe R. Decompressive craniectomy in diffuse traumatic brain injury. *New England Journal of Medicine* 2011 Apr; 364(16) 1493-1502.

Czosnyka M, Pickard JD Monitoring and interpretation of intracranial pressure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* (2004); 75:813–821

Farahvar A, Gerber LM, Chiu Y-L, Härtl R, Froelich M, Carney N, Ghajar J. Response to intracranial hypertension treatment as a predictor of death in patients with severe traumatic brain injury. *J Neurosurg* 2011 May; 114(5):1471-8.

Franceschini G, Bigoni D, Regitnig P, Holzapfel GA. Brain tissue deforms similarly to filled elastomers and follows consolidation theory. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2006 Dec; 54(12):2592-2620.

Kolias AG, Kirkpatrick PJ, Hutchinson PJ. Decompressive craniectomy: past, present and future. *Nature Reviews Neurology* 2013 Jul; 9:405-415.

Gao CP, Ang BT. Biomechanical modelling of decompressive craniectomy in traumatic brain injury. In: *Steiger HJ, editor. Acta Neurochirurgica Supplementa. Vienna: Springer. Acta Neurochirurgica Supplementum* 2008; 102:279-282.

Gao C, Tay FEH, Nowinski WL Constructing a detailed finite element brain model for neurosurgery simulation based on a brain atlas. *Acta Press, Anaheim, CA, United States Marbella*, (2004) Spain, pp 937–942

von Holst H, Li X, Kleiven S. Increased strain levels and water content in brain tissue after decompressive craniotomy. *Acta Neurochir*, 2012 Sep; 154(9):1583-93.

von Holst H. Traumatic brain injury. In: Feigin VL, Bennett DA, editors. *Handbook of Clinical Neuroepidemiology*. New York: Nova Science Publishers, 2007:197-232.

Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. *Stapp Car Crash Journal* 2007 Oct; 51:81-114.

Marmarou A. Pathophysiology of traumatic brain edema: current concepts. *Acta Neurochir Suppl* 2003 ; 86:7-10.

Ogden RW. Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 1972 Feb; 326(1567):565-584.

Ogden RW. Recent Advances in the Phenomenological Theory of Rubber Elasticity. *Rubber Chemistry and Technology*, 1986 Jul; 59(3):361-383.

Ogden RW, Roxburgh DG. A pseudo-elastic model for the Mullins effect in filled rubber. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 1999 Aug; 455(1988):2861-2877.

Post A, Kendall M, Koncan D, Cournoyer J, Hoshizaki TB, Gilchrist MD, Brien S, Cusimano MD, Marshall S. Characterization of Persistent Concussive Syndrome Using Injury Reconstruction and Finite Element Modelling. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014 Aug; 41:325-335.

Rabinstein AA. Treatment of Cerebral Edema. *Neurologist* 2006 Mar; 12(2):59-73.

Stiver SI. Complications of decompressive craniectomy for traumatic brain injury. *Neurosurg Focus* 2009 Jun; 26(6):E7

Takhounts EG, Eppinger RH, Campbell JQ, Tannous RE, Power ED, Shook LS. On the development of the SIMon Finite Element Head Model. *47th Stapp Car Crash Journal* 2003 Oct; 47:107-133.

Tim L. Fletcher et al. Development of a Finite Element Model of Decompressive Craniectomy (2014) In :*Annals of Biomedical Engineering*

Tim L. Fletcher et al. Modelling of Brain Deformation After Decompressive Craniectomy (2015) *Department of Engineering, University of Cambridge, Cambridge CB2 1PZ, UK; and 2Division of Neurosurgery.*

[1] <https://sites.google.com/site/hsa2012faiz98/background-research-the-human-brain>, 2017.10.28.

[2] http://www.easynotecards.com/print_list/75513, 2017.10.28.

[3] http://semmelwis.hu/patologia1/files/2016/04/AOK-CNS_Vasc_Hern_Oedema_Ra_jnaiH.pdf, 2017.10.28.

[4] <http://keywordsuggest.org/gallery/765128.html>, 2017.10.28.