

3D NYOMTATÁS ÉS CSONTCEMENT ALAPÚ CRANIOPLASTICA MÉRÉSE MECHANIKAI SZEMPONTBÓL

Manó Sándor¹, Kovács Kornélia², Kovács Ágnes Éva¹, Csámer Loránd¹,
Csernátóy Zoltán¹

¹Debreceni Egyetem ÁOK Ortopédiai Tanszék Biomechanikai Laboratórium

² Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar

manos@med.unideb.hu

DOI: 10.17489/biohun/2020/1/03

Absztrakt

A cranioplastica egy olyan sebészi eljárás, amely során helyreállítják a koponyán keletkezett defektust. A modern orvostudományt a beteg specifikus eljárások térhódítása jellemzi, ennek egyik formája a 3D nyomtatók alkalmazása. Az általunk alkalmazott módszer során ezt a technológiát használjuk a geometriailag megfelelő pótlások elkészítéséhez. Kutatásunk alapgondolata, hogy az implantátumok beültetés után azonos mechanikai hatásoknak vannak kitéve, mint az ép koponya, így ezeknek az implantátumoknak nemcsak esztétikai és biokompatibilitási, hanem teherbírási szempontból is meg kell felelniük. Vizsgálatunk ennek mérését tűzte ki célul.

10 macerált calvarian dolgoztunk. Elméletünk alapja, hogy a koponyák szimmetrikusak. Ebből kifolyólag, ha az egyik oldalon készítünk egy defektust, és a másik oldal tükrözésével előállítunk egy pótlást, akkor a két oldalt külön-külön mechanikai hatásnak kitéve mérni tudjuk az ép és a pótolta koponya felek teherbíró képességét, ezek alapján pedig összehasonlíthatjuk az azonos koponyák ép és pótolta felének adatait.

A vizsgálat során a nyomtatáshoz MED 610 fényre keményedő műgyantát, az öntőforma elkészítéséhez RTV 245 kétkomponensű szilikont használtunk, a végleges pótláshoz pedig polimetil-metakrilát (PMMA) alapú Cemfix 3 csontcementet. Első lépésként létrehoztuk a defektusokat, majd CT felvételt készítettünk, amik alapján erre a célra tervezett számítógépes szoftverrel (Mimics Innovation Suite) megalkottuk a koponyák 3D modelljét, majd megszerkesztettük a pótlást. A pótlások nyomtatása után a szilikon öntőformákat gyártottuk le, amelyekbe később csontcementet öntve elkészültek a végleges implantátumok. A mechanikai teherbírási vizsgálatokat egy Instron 8874 típusú biomechanikai anyagvizsgáló berendezéssel végeztük el.

A tönkremenetelhez szükséges erők a koponyák különbözősége miatt elég nagy változatosságot mutatnak mind a pótlással rendelkező, mind a pótlás nélküli modelleken. Pótlással átlagban 1585,6 N-t 57,5%-os szórással; pótlás nélkül 2785,7 N-t kaptunk 69,35%-os szórás mellett. Ezek alapján a pótolta és ép koponyák teherbírási aránya 2,97-nek adódott. A vastagságot is figyelembe véve ez az érték 2,64-re módosult, a szórás csökkenése mellett. A törés gyakorlatilag minden esetben a pótláson következett be. A pótlással történt mérés során az átlagos teherbírási érték több mint 150 kg-nak, a legkisebb érték 38,58 kg-nyi behatásnak felel meg, amely a mindennapi tevékenység során a koponyát erőterheléseknél kevesebb. Az eredmények alapján jelentős erőbehatás esetén a pótlások törése megakadályozza a koponya törését, amely jóval veszélyesebb sérüléssel járna.

Kulcsszavak: 3D nyomtatás, cranioplastica, idegsebészet, csontcement

MECHANICAL ASPECTS OF 3D PRINTING AND BONE CEMENT BASED CRANIOPLASTY MEASUREMENTS

Abstract

Cranioplasty is defined as the surgical repair of a defect in the cranium. In the method we use, we created geometrically correct replacements by 3D printer. These implants expose to the same mechanical impacts after implantation as a healthy skull, so they have to bear the same. Our aim was to measure it.

We worked on 10 calvarias. Our theory is the skulls are symmetrical. If one defect is made on one side and a replacement is made by mirroring the intact side, we can measure the strength of the intact and the replaced skull parties by make mechanical impact separately both side, and comparing the datas. First we made the defects and then the CT pictures. From them we created the 3D model of skulls with computer software and then made the virtual replacements. After the printing was completed, a silicone mold was made, and later the bone cement was poured into final implants. Mechanical load testing was carried out with biomechanical material testing equipment.

Replacement bearing capacity is 1585.6 N with 575% deviation; without replacement 2785.7 N with 69.35% deviation. The ratio of the capacity of the replaced and intact skulls was 2.97. Taking into account the thickness, this value was changed to 2.64.

The average bearing capacity is more than 150 kg and the minimum value is 38.58 kg, which is more than the daily impacts on the skull and breakage of the replacements prevents the skull fracture, which would result in a much more dangerous injury.

Keywords: 3D printing, cranioplasty, neurosurgery, bone cement

Bevezetés

A cranioplastica olyan sebészeti eljárás, amely során helyreállítják a koponyán keletkezett defektust. Ezzel reprodukáljuk a hiányzó calvaria struktúráját és funkcióját, ami védelmet gyújt az agynak, továbbá az esztétikai problémák kiküszöbölése a beteg pszichoszociális helyzetére is pozitív hatással van.¹

Felnőtteknél leggyakrabban dekompresszív craniectomia (intracranialis nyomás fokozódás – vérzés, ischaemias stroke, gyulladás), daganatos megbetegedés és traumás sérülés miatt van szükség pótlás készítésére, míg gyerekeknél ezeken felül a különböző congenitalis anomáliák is szerepet játszanak.²⁻⁴

A cranioplastica az egyik legrégebbi idegsebészeti eljárás. A koponya rekonstrukcióval már az ókorban is próbálkoztak, de a feladat a mai napig nagy kihívás a sebészek számára, annak ellenére, hogy az elmúlt században mind a sürgősségi, mind az idegsebészeti technikák hatalmas fejlődésen mentek keresztül, valamint számos új technikát és anyagot fejlesztettek ki.^{2,5}

A defektusok pótlására több módszert is kidolgoztak, melyek közül az idegsebészek különböző paraméterek alapján választják ki a beteg számára legmegfelelőbbet. A pótlásra használt anyagokat négy nagy csoportra oszthatjuk: lehetnek autograftok, allograftok, xenograftok illetve alloplastok.

Az autogén csontpótlás mai napig gold standardnak számít, hiszen könnyen elérhető, biokompatibilis, konzerválási költségei is alacsonyak, valamint rendelkeznek osteogenetikus, osteointegratív és osteoconductív tulajdonságokkal is.⁶ Ennek ellenére nem mindig megoldható a pótlás saját csonttal.

Allograftok (cadaver csont), illetve xenograftok (állati csont) alkalmazása mára visszaszorult nagy fertőzési és rejekeiós aránya miatt.

Alloplast koponya rekonstrukcióra a következő esetekben lehet szükség: autogén csont mennyiségi, vagy minőségbeli problémák miatt nem elérhető (porózus csont, 4 év alatt a csont túl vékony az esetleges split graftok kialakításához), immun-mediált rejectio áll fenn, a beteg a donor hely morbiditás kockázata miatt nem vállalja a műtetet, fronto-orbitalis pótlást végzünk, fiatal páciensen átmeneti rekonstrukciót végzünk, a már elvégzett pótlás kudarcot vall (infekció, haemorrhagia, graft gyengeség).^{6,7}

Ezen esetekben használhatunk általános (non-customized) és egyedi (custom-made) implantátumokat különböző szintetikus anyagokból készítve. Non-customized pótlások főként titán lemezekből készültek. Ezt a módszert mára felváltotta a customized implantátumok készítése, melyek készülhetnek direkt és indirekt módon. Indirekt esetben a defektus modelljének segítségével készítjük el a pótlást, míg direkt esetben számítógéppel segített tervezés és gyártási (CAD-CAM, Computer Aided Design és Manufacturing) módszerek segítségével lehet elkészíteni az egyedi, nagy precizitású implantátumokat. Ezek elkészítése során használhatunk titánt, műanyagokat, kerámiákat, melyeket különböző additive manufacturing (AM, additív gyártási), vagy ma már leginkább 3D nyomtatásnak nevezett technikákkal készíthetünk el. Ezek a

módszerek az elmúlt években a képalkotó eljárásokkal együtt gyors és hatalmas fejlődésen mentek keresztül. A beteg anatómiai struktúrájának pontos megismerésére leggyakrabban CT felvételeket használnak, melyek alapján elkészíthető a defektusba illő implantátum virtuális mása. Ezzel csökken az operációs idő, valamint növekszik az implantátum pontossága ami a cranioplastica minőségét emeli.¹

Az általunk készített implantátumok polimetil-metakrilátból készültek, melyek számos helyen alkalmazhatóak az orvoslásban, mint például a vertebroplastyca, térd és csípő protézisek rögzítése, valamint cranioplastica.

Sajnos a tökéletes pótló anyagot még nem sikerült megtalálni, ami biokompatibilis, alacsony fertőzési kockázattal rendelkezik, könnyen eltávolítható bármelyik szakaszban, nem vezeti a hőt, biomechanikai folyamatoknak ellenáll, megoldja a defektus teljes fedését, hosszú távon is ellenálló, olcsó és könnyen elérhető.^{2,7}

Módszerek

Kísérleteink során 10 macerált calvarian dolgoztunk. Vizsgálatunk célja a pótlások mechanikai teherbíró képességének meghatározása volt. Elméletünk alapja, hogy a koponyák szimmetrikusak. Így ha az egyik oldalon készítünk egy defektust, és a másik oldal tükrözésével előállítunk egy pótlást, akkor a két oldalt külön-külön mechanikai hatásnak kitéve, mérni tudjuk az ép és a pótolto koponyafelek teherbíró képességét, ezek alapján pedig összehasonlíthatjuk az azonos koponyák ép és pótolto felének adatait.

A vizsgálat során a nyomtatáshoz MED 610 (Stratasys, Eden Prairie, USA) fényre keményedő műgyantát alkalmaztunk. Ez egy átlátszó, folyékony, foto szenzitív polymer folyadék, ami a 3D nyomtató „tintájaként” rétegről rétegre építi fel a nyomtatott tárgyat, miközben

UV fény hatására polimerizálódik. Ennek eredményeképpen egy áttetsző, nagy pontossággal kidolgozott, természetesen sima felszínű, biokompatibilis modellt kapunk.⁸

A nyomtatáshoz egy Objet Connex 260 típusú 3D nyomtatót használtunk (Stratasys, Eden Prairie, USA). Mint a hagyományos nyomtatónál, ebben is alkalmazhatunk többféle „tíntát”, így létrehozva rigid vagy flexibilis, áttetsző vagy színes, akár többszínű, standard vagy biokompatibilis de több alapanyagból álló modellt is, míg a 16 mikronos rétegvastagság lehetővé teszi a precíz kidolgozást.⁹

Az öntőforma elkészítéséhez RTV 245 (Altropol, Stockelsdorf, Németország) két-komponensű szilikont használtunk, ami 200 °C-ig hőálló és jól sterilizálható. Tulajdonságait tekintve mind a szakadó, mind a szakítószilárdsága jó, a Shore-A-hardness skálán pedig kb. 40-es értéket képvisel. Ahhoz, hogy elérjük ezt az állapotot, térhálósító szert kell hozzáadnunk a rendszerhez, ezzel megkezdődik a vulkanizálás folyamata. 20-25 °C között kb. 24 óra szükséges a kikeményedéshez, de ha a folyamatot gyorsítani szeretnénk, növelnünk kell a hőmérsékletet. Keverés során levegő kerül a szilikonba, ami buborékok formájában jelenik meg, ezt vákuum segítségével lehet eltávolítani.¹⁰

A végleges pótlás polimetil-metakrilát (PMMA) alapú Cemfix 3 (Teknimed, Vicen-Bigorre, Franciaország) csontcementből készült. Általánosságban a csontcementekről elmondható, hogy egy por (polymer: polimetil-metakrilát (PMMA), iniciator, benzoil-peroxid (BPO), radio-fénygátló, BaSO₄, ZrO₂, illetve antibiotikum) és egy folyadék (monomer: metil-metakrilát (MMA), akcelérátor, dimetil-propiotetin (DMPT), stabilizátor, hydroquinone) komponensből állnak.¹¹ Ezek elegyítése után viszkozitásuk idővel változik: kezdetben egészen folyékony, később térszál-

lagot vesz fel, majd szilárdra keményedik.

Ezt a halmazállapot változást nagyszerűen ki lehet használni, hiszen a különböző felhasználási célok során eltérő viszkozításra van szükség. A polimetil-metakrilát előnyei közé tartozik még, hogy olcsó, könnyen elérhető, biokompatibilis alternatívája a kerámiának és fémeknek.⁵ Egy másik jellemző tulajdonságuk az exoterm polimerizáció, aminek az az eredménye, hogy hőmérsékletük jellemzően 80 °C fölé emelkedik a folyamat során.¹¹ Ez meghaladja a fehérjék denaturálódásának kritikus hőmérsékletét, de az általunk alkalmazott módszer során a szilikont éri a hőhatás, így az ebből adódó problémák kiküszöbölődnek.

Az évek során számos eltérő csontcementet fejlesztettek ki. Ezek a viszkozitásukban (alacsony, közepes, magas), így polimerizációs idejükben illetve a hőtermelésükben különböznek. Az általunk használt Cemfix 3 egy magától keményedő, alacsony viszkozitású és polimerizációs hőmérsékletű cement, aminek a használatához akár fecskendőt is alkalmazhatunk. Mechanikai tulajdonságai jobbakként standard ISO 5833-nál. Ezt a típust leginkább arthroplastikában alkalmazzák, 40 g-os kiszerelésben.¹²

A defektusmodellek elkészítése

Munkánk első lépéseként minden calvarián egy-egy ugyanolyan méretű defektust készítettünk. Egy szabályos kör alakú, 65 mm átmérőjű furatot hoztunk létre a koponya egyik oldalán (öt esetben a jobb, öt esetben a bal oldalon) a temporális és parietális csontleány és a frontális leány találkozásánál, amit fához használt lyukfúróval vágunk ki. Miután a defektusok elkészültek, minden koponya egyéni sorszámot kapott, majd nagy sűrűségű CT felvételt készítettünk az egész koponyáról. (1. ábra)

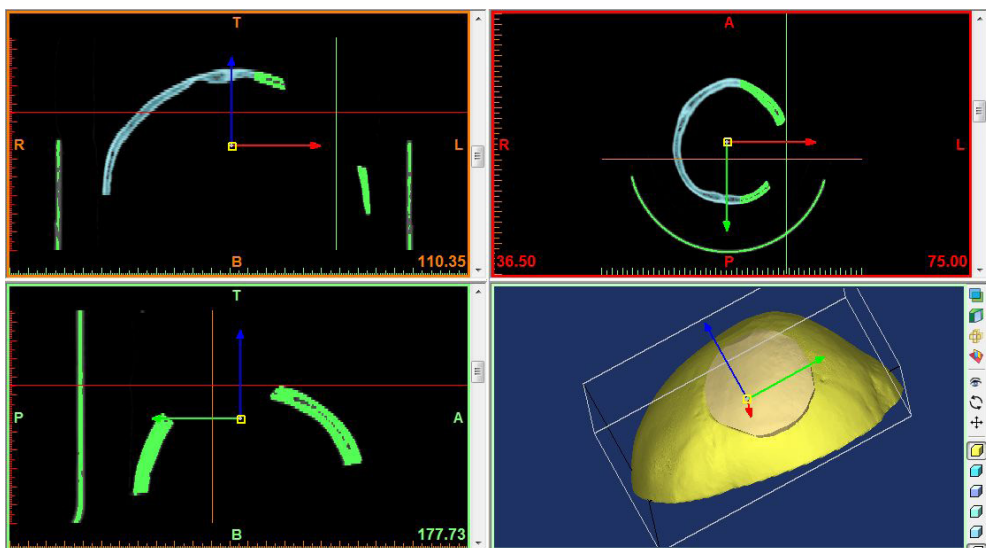


1. ábra. A vizsgált koponyák a defektusok létrehozása után

A 3D modell szoftveres elkészítése

A CT felvételek alapján elkészítettük a pótlások modelljét. Mivel a DICOM formátum a csontok 3D képét csak megjeleníteni tudja - de adatait nem bocsátja rendelkezésre - ehhez a Mimics® nevű szoftvert használtuk. Ezen szoftver arra a feladatra specializálódott, hogy

a CT képekből 3D modellt állítson elő. Ennek alapja a megfelelően kiválasztott alsó és felső Hounsfield egység, amivel ki tudjuk választani a kívánt szövetfélélt. Nekünk a csontra jellemző határok beállítása volt a cél, ami alapján elkészültek a 3D modellek. A rekonstrukció a CT felvétel minőségétől és a szeletvastagságtól függ, így maxillo-faciális csontpótlás esetén



1. ábra. A vizsgált koponyák a defektusok létrehozása után

1-1,5 mm-es szelettávolságra törekszünk. A koponya szimmetriáját feltételezve az ép oldalt a sagittalis síkra tükrözve készítettünk egy új alakzatot, majd ezt translációs és rotációs transzformációkkal az eredetivel fedésbe hoztuk. Következő lépésben a lényegtelen részeket levágtuk, hogy csökkentsük az elkövetkezendő számítások idejét. Az eredeti koponya hiányt a két modell különbsége adja, ezt Boolean-transzformációt alkalmazva kaphatjuk meg. A két test a kivonás előtt nem hozható teljesen fedésbe, így a pótláson kívül kapunk felesleges modellrészt is, amit szintén eltávolítottunk. (2. ábra) Bár a mi munkánk során nem fordult elő, de ha a defektus áthalad a szimmetriasíkon, akkor is megszerkeszthető a pótlás, bonyolultabb szerkesztési eljárásokkal, folyamatos sebészi konzultáció mellett.

A következő lépés során az elkészített virtuális modellből kézzel fogható tárgyat kell létrehozni. Ezen lépés az Objet Connex 260 típusú 3D nyomtatóval történt, ami rétegről rétegre, támaszanyag felhasználásával építi fel az adott tárgyat, így bármilyen bonyolultságú alakzatot elő tudunk állítani. Ez a rétegről rétegre történő felépítési folyamat kb. 4-5 órát vett igénybe. Ezután megtisztítottuk a munkadarabot a támaszanyagtól, belepróbtuk a defektusokba, és ha szükséges volt alakítottunk rajta csiszolással a jobb illeszkedés elérése végett. Abban az esetben, ha beültetésre szerkesztünk pótlást, érdemes a sérült csont rész modelljét is kinyomtatni, annak érdekében, hogy ellenőrizni tudjuk munkánkat, és ha szükséges tudjunk rajta javítani.

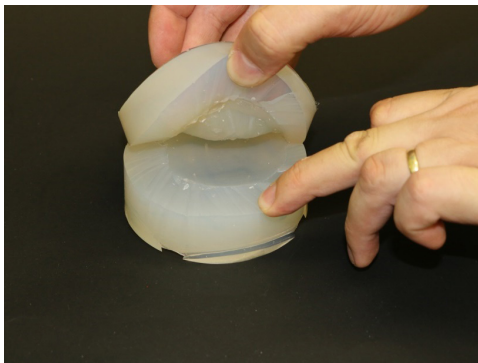
Maga a nyomtatott koponya részlet még nem lenne alkalmas a tényleges pótlásra, ugyanis geometriailag hiába felel meg, anyagtulajdonsága és sterilizálhatósága miatt nem alkalmas a beültetésre. Mivel mi azt szerettük volna vizsgálni, hogy a beültetett pótlásoknak milyen a teherbírása, a következő lépés öntőforma készítése volt.

Szilikon öntőforma készítése

Az öntőforma elkészítéséhez a nyomtatott pótlást, mint öntőmintát használtuk. Műanyag keverékek dobozok aljára kb. fél cm vastagságú négyzet alakú falapocskákat ragasztottunk, amikbe előzőleg egyforma szegeket ütöttünk, ezeken támaszkodott a mintánk. Az öntőforma elkészítéséhez a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában RTV 245 kétkomponensű szilikon anyagot használtunk. Öntés előtt megfelelő arányban a két komponenst alaposan összekevertük, majd vákuum segítségével eltávolítottuk a buborékokat, amik a keverés hatására keletkeztek. A szilikon viszkozitása nagy, így a folyamathoz jelentős vákuum (~99,99%) szükséges. A légbuborékokat azért kell eltávolítani, mert erősen gátolják a szilikon átláthatóságát, ami a későbbi öntési folyamatot nehezíti meg azáltal, hogy nem látszik jól, hogy a csontcement milyen mértékben töltötte ki az üreget.

Ezek után a buborékmentes szilikont a műanyag dobozokba öntöttük addig, hogy a szegeket ellepje, majd rájuk helyeztük a nyomtatott pótlásokat úgy, hogy a görbületük felfelé bővüljön, ezzel megakadályozva a légzárványok kialakulását. Erre öntöttünk még szilikont, hogy elfedje az öntőmintát, ezzel elérve az öntőforma kellő vastagságát. A szilikont teljes megszilárduláshoz 50 °C-on 12 órára hőkamrába helyeztük (szobahőmérsékleten 24 órára lett volna szükség).

Miután a szilikon megszilárdult, eltávolítottuk az öntőmintát. Legelőször a műanyag dobozt vágtuk le, majd a szilikon oldalán ejtettünk egy hosszanti bevágást egészen a mintánkig, hogy eltávolíthassuk azt. Fontos, hogy a szilikon formát csak a legkisebb szükséges mértékben hasítsuk szét, így biztosítva később az öntés során a pontosabb záródást. Ezzel megkaptuk az öntőformánkat, ami az öntőmintával geometriailag megegyező üreget tartalmaz. A kész öntőforma a 3. ábrán látható.



3. ábra. Az elkészült szilikon öntőforma

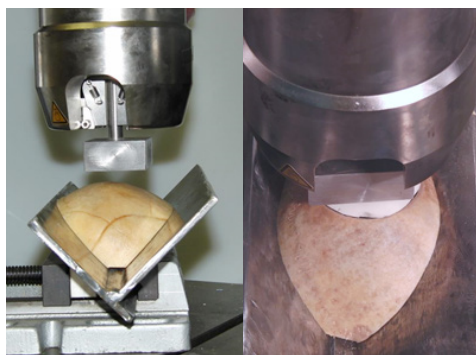
A tényleges koponyapótlás elkészítéséhez polimetil-metakrilát (PMMA) alapú Cemfix 3 típusú csontcementet használtunk. Miután összekevertük a folyékony és por komponest, a létrejövő csontcementet ún. working phase állapotában (ilyenkor még folyékony, mert a polimerizáció kezdeti fázisában van) beleöntöttük az öntőformába, majd súlyokat ráhelyezve megvártuk, míg teljesen megköt, ez kb. 8 percet vett igénybe.

Ha a pótlást beültetésre készítjük, ez a lépés a műtőben, steril körülmények között, az addigra már sterilizált szilikon öntőformával történik. A polimerizáció közben hő fejlődik, ami a kézi formázással ellentétben a szilikont melegíti, így a káros hatásai elkerülhetők.

Amikor a végleges csontcementből készült pótlás megszilárdult, az előzőleg már létrehozott nyíláson keresztül egyszerűen el tudtuk távolítani. Ezzel el is készült a vizsgálatra szánt, végleges koponyapótlásunk. Ha bonyolultabb formára van szükségünk, az öntőforma készítése során szükség lehet öntőnyílásra, illetve levegő kivezetésekre, valamint kisebb-nagyobb mértékű utólagos csiszolásra is. Miután kész lett a pótlás, belepróbáltuk a defektusba, ha szükség volt rá alakítottunk rajta és elláttuk a megfelelő sorszámmal.

Mechanikai mérések

Mivel a koponyákat a megfelelő összehasonlításhoz ketté kellett vágnunk, így terveztünk egy befogó mechanizmust a mérések pontos kivitelezése érdekében. Két félemezt derékszögben össze kellett hegeszteni, ebbe kerültek a koponya felek, az elkészített fém tartót pedig 45° -ban megdöntve egy satuba szorítottuk bele, amivel fixen rögzítettük. Az esetleges vágási pontatlanságból adódó kisebb szögtérítéseket a satu beállításával tudtuk korrigálni. A terhelés minden esetben pontosan a minta szimmetriasíkjában történt (valójában a mediansagittalis tengelyhez képest 45° -ban), a 4. ábrán látható elrendezés szerint a legmagasabb pontjából kiindulva, egy sík terhelő elem segítségével. Ez a terhelési terület a pótolta minták esetén a defektus, illetve a pótlás közepére esett.



4. ábra. A befogószerszomban rögzített calvaria darab

A vizsgálatokat egy Instron 8874 (Instron, High Wycomb, UK) típusú biomechanikai anyagvizsgáló berendezéssel végeztük el. A megfelelő szög és pozíció beállítása után (melyet úgy értünk el, hogy merőlegesen, középre helyeztük a terhelést), az Instron anyagvizsgáló gép segítségével repedés vagy törés bekövetkeztéig egyenletes sebességgel nyomást gyakoroltunk a koponyákra, miközben a nyomóerő és a deformáció mértékét folyamatosan regisztrálta

a berendezés. A könnyebb követhetőség érdekében az ép és a pótlott koponyákat párosával vizsgáltuk. A tört darabokat is jelöltük: az ép részek a koponya sorszámát, míg a pótlott részek a sorszámot és egy 'a' betűt kaptak jelölésül. Ez azért volt fontos, hogy később a törések, repedések vizsgálatánál könnyebben be tudjuk azonosítani az adott darabok hovatartozását. A mérések során információt kaptunk a nyomószilárdságról (maximális teherbírás) és az alakváltozásról, valamint ezek arányáról.

Eredmények

A vizsgált 10 macerált koponya tönkremeneteléhez szükséges erők az anatómiai különbségek miatt nagyon változatosnak adódtak mind a pótlással rendelkező, mind a pótlás nélküli, ép modelleken. Előbbieknél 378 N volt a legkisebb és 3079,4 N a legnagyobb teherbírás (szórás: 913,5 N). Utóbbiaknál a legkisebb 1537,5 N, míg a legnagyobb 7162,8 N volt, a szó-

rás pedig 1929,6 N-ra adódott. Pótlással átlagban 1585,6 N, pótlás nélkül 2785,7 N-os értéket kaptunk. A mérés eredményeit az 1. táblázatban foglaltuk össze.

A törések vonalát elemezve a pótlások esetében főként egyenes vonalú (2, 4, 5, 7, 10) és a T alakú (1, 6) törés volt jellemző, illetve volt egy peremszél törött (3), két esetben (8, 9) a koponyán hamarabb keletkezett törés illetve repedés. Az ép koponyáknál pedig teljesen változatos töréslefutást láttunk.

Elméletünk alapjául a koponyák szimmetriáját vettük, így a pótlott és ép koponyák teherbírás arányának meghatározása volt a fő cél. Ezt egy egyszerű hányados segítségével kaptuk meg: az ép koponyák teherbíró képessége a számlálóba, míg a pótlott koponyák teherbíró képessége a nevezőbe került. Az így elvégzett számítások alapján kapott értékek nagy szórást mutatnak (91,7%).

Sorszám	Teherbírás pótlás nélkül [TN] (N)	Teherbírás pótlással (N)	Arány TN/TS	Tönkremenetel
1.	1537,5	2371	0,65	pótlás tört - T alakban
2.	7162,8	1820,5	3,93	pótlás tört, koponya megrepedt
3.	5065,8	812	6,24	pótlás tört
4.	1753	755,3	2,32	pótlás tört
5.	2076,5	1407,1	1,48	pótlás tört
6.	2696,1	1515,2	1,78	pótlás tört - T alakban, koponya megrepedt
7.	2003,1	3079,4	0,65	pótlás tört
8.	1651,5	378,3	4,37	koponya repedt
9.	5102,3	518,1	9,85	koponya törött
10.	2475,5	2447,2	1,01	pótlás tört
Átlag	2785,7	1587,6	3,23	
Szórás	1929,6	913,5	2,96	
Szórás %	57,50%	69,30%	91,73%	
Átlagos arány a max. és min. nélkül			2,72	

1. táblázat. A pótlás nélküli és a pótlással rendelkező koponyák teherbírásának arányai

Két esetben a pótlás jobban bírta a terhelést (1, 7) mint az ép koponya, esetükben 0,65-ös arányt számoltunk. A legnagyobb eltérést, 9,85-ös arányt a 9-es koponyánál tapasztaltunk. Átlagban 3,23-ra adódott a két teherbírás aránya, míg a kapott értékeink minimális és maximális értékét nem számítva ugyanez az arány 2,72-re csökkent.

A valós keresztmetszet figyelembevétele miatt a koponyák törései mentén megmértük a vastagságukat. A teherbíró képességet elosztottuk a vastagsággal és ez alapján megkaptuk a koponyák teherbírását a vastagsággal arányosítva (N/mm-ben). Ép koponyák esetében a legkisebb érték 100,8 a legnagyobb 548,7 lett (átlag: 264,4 és szórás: 129,9). A pótolta koponyáknál a legkisebb érték 330,6, legnagyobb pedig 1590,4. Szórásuk 448,53, átlaguk pedig 697,6 (2. táblázat).

Sorszám	Pótlás nélküli koponya teherbírása a vastagsággal arányosítva [TNC] (N/mm)	Pótolta koponya teherbírása a vastagsággal arányosítva [TSC]
1.	330,6	330,9
2.	1590,4	325,1
3.	1324,2	229,4
4.	427,9	162,7
5.	379,9	249,9
6.	628,2	250,9
7.	516,6	548,7
8.	385,4	100,8
9.	994,1	121,3
10.	397,7	324,8
Átlag	697,6	264,4
Szórás	129,9	448,5

2. táblázat. Pótolta és pótlás nélküli koponyák teherbírása a vastagsággal arányosítva

Sorszám	Teherbírások Aránya TN/TS	Vastagsággal korrigált arány TNC/TSC
1.	0,65	0,99
2.	3,93	4,89
3.	6,24	5,77
4.	2,32	2,63
5.	1,48	1,52
6.	1,78	2,5
7.	0,65	0,94
8.	4,37	3,82
9.	9,85	8,19
10.	1,01	1,22
Átlag	3,23	3,25
Szórás	2,96	2,41

3. táblázat. Vastagsággal korrigált pótolta és pótlás nélküli koponyák aránya és a korrigálás nélküli arányok

Hasonlóan a korrigálás nélküli adathoz, kiszámoltuk ezen kapott eredmények arányát, vagyis a vastagsággal korrigált pótolta és ép koponyák arányát. Átlagban 3,25-ös arányt kaptunk, míg a szórás 2,4-es értékre csökkent (3. táblázat).

A 4. táblázatban látható az összesítése a méréseknek.

Megbeszélés

Kis esetszámmal dolgoztunk, így a statisztika törvényei alapján a kiugró számok feltűnőbbek és a szórások is jóval nagyobbra adódnak. A koponyák teherbírása, törése, repedése között pontos összefüggések feltárásához nagyobb mintára lenne szükség, azonban a mérésekből megállapítható, hogy az ismertetett módon, csontcementtel pótolta koponyák teherbírása bizonyosan kisebb, mint az ép koponyáé, ezért a törés, repedés szinte

Sorszám	Teherbírás pótlás nélkül [TN] (N)	Teherbírás pótlással [TS] (N)	Arány TN/TS	Pótlás nélküli koponya teherbírás a vastagsággal arányosítva [TNC] (N/mm)	Pótlott koponya teherbírás vastagsággal arányosítva [TSC] (N/mm)	Vastagsággal korrigált teherbírási arány TNC/TSC	Tönkre-menetel
1.	1537,5	2371	0,65	330,9	330,6	0,99	pótlás tört - T alakban
2.	7162,8	1820,5	3,93	325,1	1590,4	4,89	pótlás tört, koponya megrepedt
3.	5065,8	812	6,24	229,4	1324,2	5,77	pótlás tört
4.	1753	755,3	2,32	162,7	427,9	2,63	pótlás tört
5.	2076,5	1407,1	1,48	249,9	379,9	1,52	pótlás tört
6.	2696,1	1515,2	1,78	250,9	628,2	2,5	pótlás tört - T alakban, koponya megrepedt
7.	2003,1	3079,4	0,65	548,7	516,6	0,94	pótlás tört
8.	1651,5	378,3	4,37	100,8	385,4	3,82	koponya repedt
9.	5102,3	518,1	9,85	121,3	994,1	8,19	koponya törött
10.	2475,5	2447,2	1,01	324,8	397,7	1,22	pótlás tört
Átlag	2785,7	1587,6	3,23	264,4	697,6	3,25	
Szórás	1929,6	913,5	2,96	448,5	129,9	2,41	
Átlagos arány a max. és min. nélkül			2,72				

4. táblázat. Összesítő táblázat a pótlás nélküli és pótlással rendelkező koponyákról

biztosan a pótláson jelentkeznek. Továbbá az is látszik, hogy a vastagság figyelembe vételével a szórások csökkenthetőek

Következtetések

Az eredmények alapján arra a következtetésre jutottunk, hogy a koponyák vastagsága, és a csontállomány minősége nagyban befolyásolja a teherbírást, ez okozza az ép koponyák esetében a nagy szórást. Mivel a pótlások tükrözéssel készülnek, így ez a sokféleség megjelenik

az implantátumok esetében is. Ennek ellenére kijelenthetjük, hogy az átlagos terhelés 150 kg-nak megfelelő, de a legkisebb értékkel rendelkező koponya is elbír 38,58 kg behatást, ami jelentősen kisebb, mint amivel mindennapi tevékenység során találkozunk.

Továbbá a kapott adatokból láthatjuk, hogy a pótlások 80%-a kisebb hatásra tört, ami azért szerencsés, mert ha ütés hatására nem a koponya törne, hanem az implantátum, megakadályozva ezzel egy jóval veszélyesebb sérülést.

IRODALOMJEGYZÉK

1. *Yi-Wen C, Cheng-Ting S, Chen-Yang C, Yu-Cheng L.* The Development of Skull Prosthesis Through Active Contour Model. *Journal of Medical systems* 2017 Sep 9;41(10):164 DOI 10.1007/s10916-017-0808-2
2. *Aatman MS, Henry J, Stephen S.* Materials used in cranioplasty: a history and analysis. *Neurosurgical focus.* 2014;36(4):E19
3. *Rosenfeld JV, Cooper DJ.* What is the role for decompressive craniectomy in severe traumatic brain injury? Re: Decompressive craniectomy: surgical control of intracranial hypertension may improve outcome. *Injury.* 2010;41(9):899-900.
4. *Honeybul S, Ho KM, Gillett GR.* Reconsidering the role of decompressive craniectomy for neurological emergencies. *Journal of critical care.* 2017;39:185-9.
5. *Feroze AH, Walmsley GG, Choudhri O, Lorenz HP, Grant GA, Edwards MS.* Evolution of cranioplasty techniques in neurosurgery: historical review, pediatric considerations, and current trends. *J Neurosurg.* 2015;123(4):1098-107.
6. *Joshi DO, Tanç PH, Mahida HK, Dhani MA, Vedpathak HS, Karle AS.* Bone Grafting : An Overview. *Veterinary World.* 2010;3(4):198-200.
7. *Marchac D, Greensmith A.* Long-term experience with methylmethacrylate cranioplasty in craniofacial surgery. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* 2008;61(7):744-752.
8. *Stratasys PolyJet* Available from: URL: <https://www.stratasysdirect.com/materials/polyjet>.
9. *Stratasys Connex3 Objet260* Available from: URL: <https://www.stratasys.com/3d-printers/objet260-connex3>.
10. *Altropol* Available from: URL: www.altropol.de.
11. *Vaishya R, Chauhan M, Vaish A.* Bone cement. *Journal of clinical orthopaedics and trauma.* 2013;4(4):157-63.
12. *Teknimed* Available from: URL: <https://www.teknimed.com/portfolio-items/cemfix3/>.

A projekt a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal NKFIH K113180 azonosító jelű pályázatának támogatásával valósult meg.

Manó Sándor

Debreceni Egyetem, ÁOK, Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium
H-4032, Debrecen, Nagyerdei krt. 98.
Tel.:(+36)52 411-600/55177