

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

A 3D NYOMTATÁS TECHNOLÓGIÁJÁNAK ALKALMAZÁSA A CRANIOPLASTICÁBAN

Manó Sándor¹, Novák László², Csernátóny Zoltán¹

¹Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

²Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Idegsebészeti Klinika

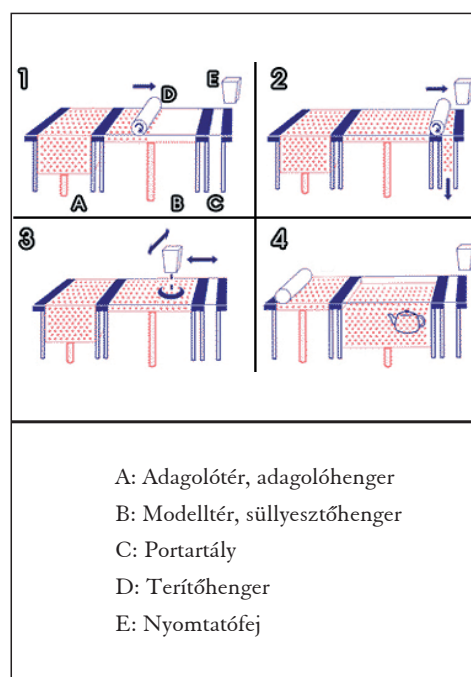
manos@med.unideb.hu

A cranioplastica manapság hazánkban általánosan alkalmazott eljárása során a sebész a koponyán keletkezett hiányt egy kézzel formázott, néhány percig képlékeny, a polimerizáció miatt felmelegedett csontcementdarabból próbálja minél elfogadhatóbban és gyorsabban „betömni”. Ez a módszer azonban még a legegyszerűbb esetben sem tekinthető pontosnak, illetve megbízhatónak, és a csonthiány geometriájának összetettebbé válásával a pótlás pontossága jelentősen lecsökkenhet.

A fenti eljárás problémáinak kiküszöbölésére, illetve kiváltására kiválóan alkalmas a Debreceni Egyetemen meghonosított, 3D nyomtatáson, valamint öntészeti módszereken alapuló technológia.

3D nyomtatás

Ahogy a legtöbb rapid prototyping módszer, a háromdimenziós nyomtatás is virtuális háromdimenziós számítógépes modellekből képes kézzelfogható, valóságos testet előállítani. Az előállítás rétegről rétegre történik, porok és ragasztó alkalmazásával. A módszer neve onnan ered, hogy a modell kialakítása során valóban nyomtatás történik, hiszen a berendezés egy nyomtatófejjel és a hozzá kapcsolódó tintapatronnal üzemel, a különbség, hogy itt nem tinta van a patronban, hanem ragasztó, és nem papírra nyomtatunk, hanem összetömörített porra. A modell kialakításának menete az alábbi lépésekből áll (1. ábra).



1. ábra. A 3D nyomtatás folyamata

1-2. A terítőhenger, az adagoló- és a süllyesztőhenger összehangolt mozgásával a berendezés az adagolótérben és a modelltérben lévő port egy szintbe hozza és egyenletesen elsimítja. A nyomtatófej parkoló pozícióban marad. A felesleges por a portartályban összegyűlik.

3. Az elsimított por felületére a nyomtatófej a nyomtatandó tárgy aktuális metszetének megfelelő alakban ragasztót juttat a por felületére. Ezután a süllyesztőhenger egy rétegvastagságnak megfelelő mértékben (0,1 mm-rel) lejjebb ereszkedik. Az adagolóhenger ugyanennyivel

felemelkedik, majd a terítőhenger a 2. ábrának megfelelően elteríti az adagolótérből származó port a modellter tetején.

Míndez így folytatódik mindaddig, amíg az utolsó réteg (azaz a modell legteteje) is elkészül.

4. A ragasztóval érintkező porszemcsékből felépülő kész modell a modellterben található száraz porral teljesen körülfogva. A nyomtatás során ez a száraz pormennyiség szolgált a kialakuló modell támasztékául.

A kész modell, illetve a benne lévő ragasztó több óráig a porágyban szárad, csak ezután következhet a kiemelés: a süllyesztőhenger fokozatos emelésével a felesleges por ecsettel történő eltávolítása mellett a modell egyre nagyobb része láthatóvá válik, majd végül kiemelhető a teljes alakzat.

Ekkor még nagyon poros, és szilárdsága sem megfelelő, ezért először egy ún. depowdering rendszerrel lefúvatjuk róla a felesleges port, majd a tartósság érdekében nagyobb szilárdságú ragasztóval bevonjuk a modell felületét.

A cranioplastica megvalósításának lépései

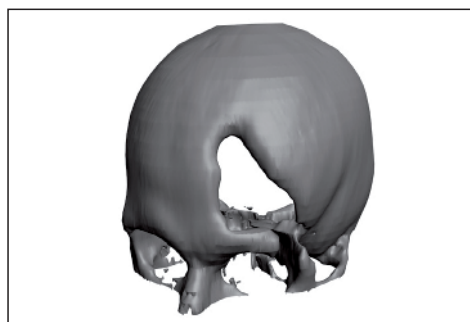
A 3D nyomtatáson alapuló cranioplastica alap gondolata az, hogy a sérült koponyáról készült CT-felvételek alapján elkészített virtuális 3D modellen – kihasználva a szimmetrikus szerkezetből adódó tükrözési lehetőségeket – előállítjuk a szükséges koponyapótlás pontos virtuális modelljét, ami ezután kinyomatható a 3D nyomtatóval. A kinyomtatott modellt öntőmintának használva készülhet el ezután a ténylegesen beültethető pótlás.

A következőkben a módszer lépéseit egy konkrét példán keresztül mutatjuk be. A 30 éves férfibeteg közötti baleset kapcsán sérült, nyílt

craniocerebrális sérülést szenvedett. Bal oldali frontális impressziós koponyatörés és homloklebenyi zúzódás történt, melyet primeren elláttak. A bal szemöldökív és a homlokcsont szabálytalan alakú hiánya miatt került sor második ülésben a cranioplasticára.

CT-felvételekből 3D modell

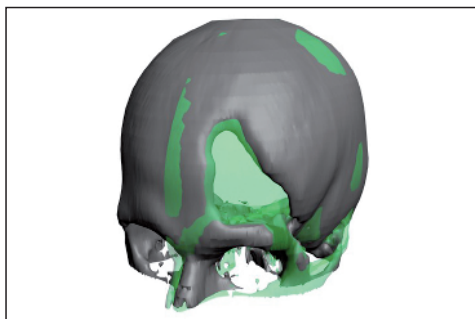
A beteg koponyájának sérült részéről nagy sűrűségű (1 mm-es függőleges irányú lépésközzel) CT-felvétel-sorozat készült. A felvétel-sorozat alapján a Mimics[®] nevű, kifejezetten erre a feladatra specializált szoftver segítségével előállítottuk a koponya 3D modelljét (2. ábra).



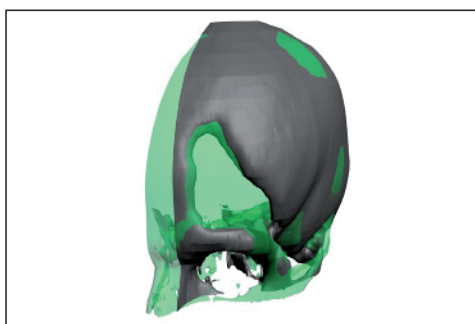
2. ábra. A CT-felvételek alapján készült virtuális koponyamodell

Szerkesztés három dimenzióban

Célunk annak a geometriai formának az előállítása, ami pontosan beleillik a koponya hiányzó részébe. A koponya szimmetriáját feltételezve először az eredeti modellt tükrözve készítünk egy új alakzatot. Következő lépésként ezt az új modellt translációs és rotációs transzformációkkal amennyire lehet, az eredetivel fedésbe hozzuk, majd az elkövetkező számítások idejének csökkentése végett a modellekről levágjuk a számunkra lényegtelen részeket (3/a és 3/b ábra).

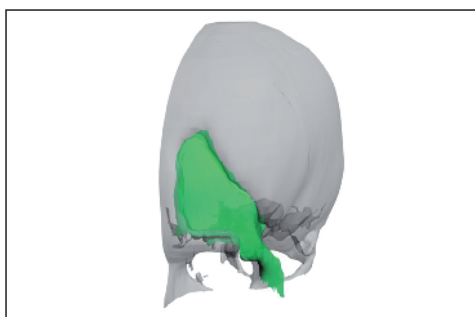


3/a ábra. Az eredeti (szürke) és a tükrözött (zöld) koponyamodellel



3/b ábra. A két modell fedésbe hozás és a fölőleges részek eltávolítása után

Az eredeti koponyahiányt a két modell különbsége fogja adni, azaz a tükrözött modellből – ami az ép koponyarészt jelképezi – Boolean-transzformációt alkalmazva kivonjuk a sérült koponyának megfelelő testet. Mivel a két test a kivonás előtt sohasem hozható egészen pontosan fedésbe, a kivonással a leendő

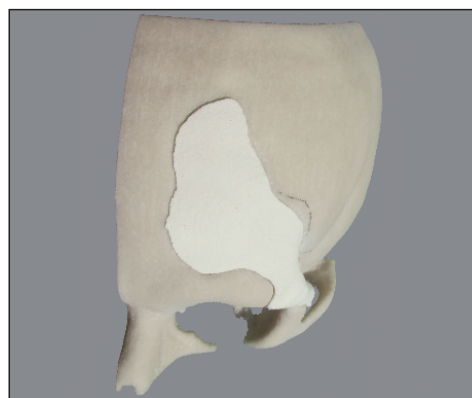


4. ábra. A pótlás kész modellje (zöld színnel)

koponyapótlás modelljén kívül kapunk némi fölőleges modellrészt is, ez azonban néhány mozdulattal könnyen eltávolítható. A szerkesztési műveletek befejeztével megkapjuk a beültetendő pótlásnak megfelelő geometriájú alakzatot (4. ábra).

3D nyomtatás

Az előző pontban részletezett módon előállított virtuális háromdimenziós modelleket – a pótlást és a sérült koponya modelljét – a 3D nyomtató segítségével kinyomtatjuk (5. ábra). A sérült koponya modelljébe így belepróbálhatjuk a pótlást, és szükség esetén még a geometrián szerkesztőprogrammal módosíthatunk, továbbá a nyomtatás végtermékeként előálló anyag vágással és csiszolással is viszonylag jól alakítható. Az így kialakított koponyapótlás geometriailag már megfelel az elvárásoknak, azonban a kívánt anyagtulajdonságokat és a sterilizálhatóságot nem biztosítja, ezért a műtét előtt még egy lépést közbe kell iktatnunk.



5. ábra. A kinyomtatott koponyarészlet és pótlás

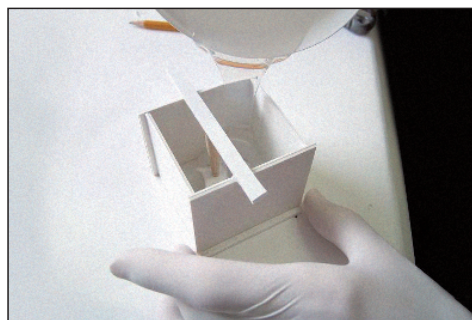
Öntészet

A kinyomtatott modellel pontosan egyező alakú, már beültetésre kész testet öntészeti eljárással állítjuk elő úgy, hogy a következő lépé-

seket követve a 3D printerből kiemelt, már véglegesített koponyapótlás-modellt mint öntőmintát használjuk fel (6. ábra).

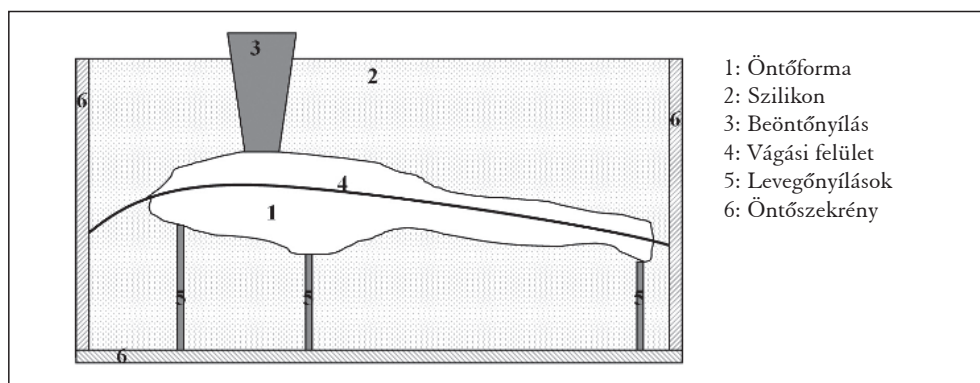
1. A koponyapótlás-modell köré 5 műanyag lap segítségével egy téglatest alakú „szekrényt” építünk.
2. Megválasztjuk a pótlás helyzetét úgy, hogy az öntés során ne maradhassanak gázzárványok.
3. A pótlás legmagasabb pontjára egy lefelé szűkülő kúpot ragasztunk, ami egy olyan nyílást fog képezni a megszilárdult öntőformán, amin keresztül majd a csontcement bejuttatható az üregbe.
4. A pótlást az aljára rögzített vékony csapokkal alátámasztjuk, amelyek a megszilárdult öntőmintán kis járatokat képezve a csontcement beöntésekor a levegő távozását fogják elősegíteni.
5. Az előzőek szerint elkészített mintát a szekrénybe helyezük és előkészítjük az öntőanyagot, a szilikon. A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában RTV 240 kétkomponensű szilikon anyagot használunk, így öntés előtt a két komponenst alaposan össze kell keverni, majd vákuum segít-

ségével eltávolítjuk a keverés hatására felgyülemelő légbuborékokat. A buborékmentes szilikon ezután az öntőszekrénybe töltjük ügyelve arra, hogy a pótlást mindenütt megfelelő vastagságban körbevegye (7. ábra). Az általunk használt szilikon teljes megszilárdulásához 50 °C-on 12 óra szükséges.



7. ábra. Az öntés művelete

6. Megszilárdulás után a szilikonból el kell távolítani az öntőmintát a beöntőnyílást és a levegőnyílásokat kialakító kiegészítővel együtt. Először a szekrényt kell elbontanunk, aztán a kiegészítőket viszonylag könnyen kiszedhetjük, azonban magát a pótlás-modellt csak a szilikonforma szétvágásával tudjuk kivenni. A vágást érdemes körülbelül a minta középfelülete mentén megejtetni, hogy az minél könnyebben eltávolítható legyen.



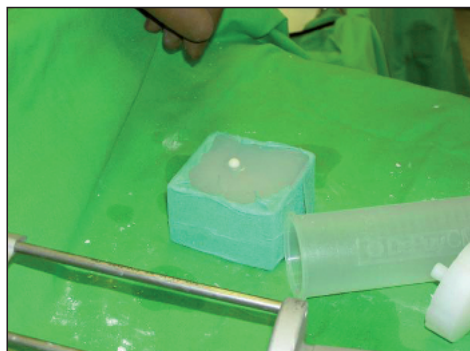
6. ábra. Az öntés elemei (metszet)

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

7. Ha sikerült eltávolítanunk teljesen az öntőmintát, akkor a szilikontömbben egy, a beépítendő koponyapótlással geometriai-
lag pontosan egyező üreg alakult ki. Ezzel megkaptuk a műtét során használható öntőformát.

Műtét

Az előzőleg sterilizált szilikon öntőformába a műtét során lágycsontcementet préselünk, ami felvéve az üreg alakját, a ténylegesen beültetendő pótlássá formálódik (8. ábra). A kész pótlás a szilikonon már megtalálható vágáson keresztül távolítható el. A nyers darabon még általában – különösen a beömlő- és levegőnyílások környékén – kisebb csiszolást végez az öntvényt készítő orvos, végül az addigra egy másik sebész által feltárt koponyába illeszti. A csontcement pótlást szükség esetén a környező kötőszövetekhez felszívódó varrattal rögzítik. A pótlás alakja olyan, hogy megakadályozza a posterior irányába történő elmozdulást.

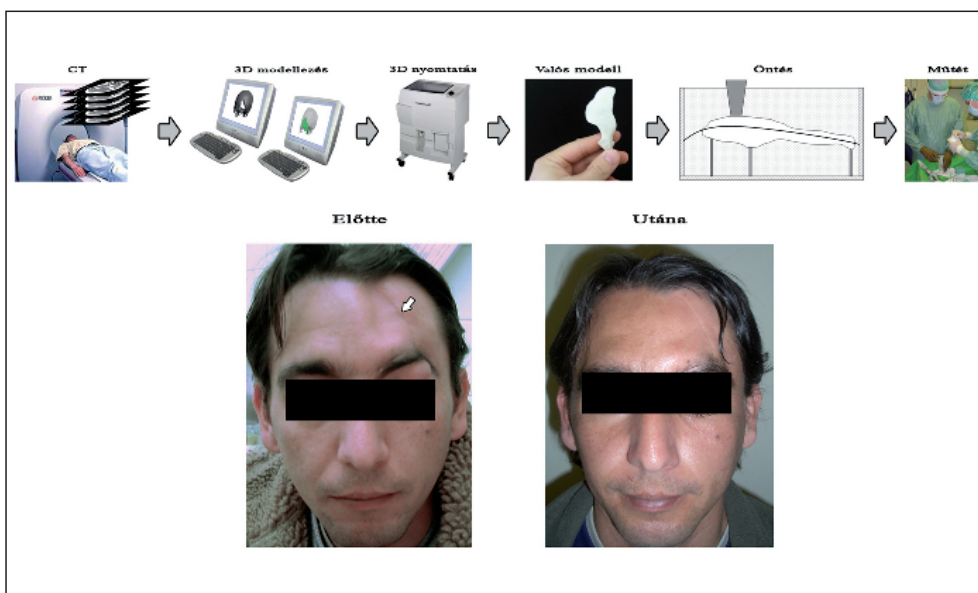


8. ábra. A műtét alatt megtöltött szilikon öntőforma

Összegzés

A Debreceni Egyetemen alkalmazott korszerű cranioplastica az általánosan alkalmazott módszerekkel összehasonlítva számos előnnyel rendelkezik. Ezek a következők:

- a beültetett csontpótlás sokkal nagyobb alakpontossága;
- feltűnően jobb kozmetikai eredmény;
- a koponyapótlás tetszőleges bonyolultságú lehet;



9. ábra. A 3D nyomtatás alkalmazása a cranioplasticában

- a csontcement polimerizációjával járó káros hőhatás teljes kiküszöbölése;
- intraoperatív problémák esetén megismételhető az öntés.

A műtétet megelőző 24 órán belül elkészül a szilikon öntőforma, illetve a 3D szerkesztés, nyomtatás, öntés költsége nem emeli jelentő-

sen a műtét összköltségét, így anyagi szempontból sem aggályos a módszer alkalmazása. Magyarországon jelenleg csak a Debreceni Egyetem klinikáin alkalmazzák az eljárást, de reméljük, hogy jelen írás is többek között hozzájárul ahhoz, hogy hazánkban is egyre több sebész ismerje meg és alkalmazza a 3D nyomtatás technológiáját a cranioplasticában.

IRODALOM

1. Csernátóny Z, Novák L, Bognár L, Ruzsáthi P, Manó S. Számítógépes tervezésű cranioplastica. Első hazai eredmények a térbeli nyomtatás orvosi alkalmazásával. Magyar Traumatol Ortop 2007;50.3:238–43.
2. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM, Redmond MJ, Thompson RG, Effeney DJ, et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. Br J Plast Surg 2000;53:200–4.
3. Girod S, Teschner M, Schrell U, Kevekordes B, Girod B. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. J Craniomaxillofac Surg 2001;29:156–8.
4. Józsa L, Fóthi E. A trepanáció utáni csonthiány területének védelme csontpótlással. A cranioplastica története az őskortól a huszadik századig. Magy Traumatol Ortop Kezseb Plasztikai Seb 2006;49:267–74.
5. Kochan D, Kai CC, Zhaohui D. Rapid prototyping issues in the 21st century. Computers in Industry 1999;39:3–10.
6. Lohfeld S, McHugh P, Serban D, Boyle D, O'Donnell G, Peckitt, N.: Engineering Assisted Surgery™: A route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants. J Mater Process Technol 2007;183:333–8.
7. Rotaru H, Baciut M, Stan H, Bran S, Chezan H, Iosif A et al. Silicone rubber mould cast polyethylmethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect. J Crano maxillofac Surg 2006;34:242–6.
8. Salako F, Aubin CÉ, Fortin C, Labelle H. Development of patient-specific surgical templates, using prototyping, for the fixation of pedicle screws. ITBM-RBM 2003;24:199–205.
9. Seitz H, Tille C, Insen S, Bermes G, Sader R, Zeilhofer HS. Rapid prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. Int Congr Ser 2004;1268:567–72.
10. Sokovic M, Kopac J. RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development. J Mater Process Technol 2006;175:398–403.
11. Wurm G, Tomanco B, Holl K, Trenkler J. Prospective Study on Cranioplasty with Individual Carbon Fiber Reinforced Polymere (CFRP) Implants Produced by Means of Stereolithography. Surg Neurol 2004;62:510–21.
12. Yeong WY, Chua CK, Leong KF, Chandrasekaran, M.: Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential. Trends Biotechnol 2004;22, 12:643–52.

A projekt a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal GVOP-3.2.1.-2004-04-0288/3.0 pályázati támogatása segítségével valósult meg.

Manó Sándor

Debreceni Egyetem, OEC Ortopédiai Klinika, Biomechanikai Laboratórium
4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. · Tel.: (+36) 52 415-155/77707