

OTDK DOLGOZAT

Polgár Erik

Emberi fülkagyló nyomtatása 3D technológiával sebészeti alkalmazások számára

Konzulens:

Dr. Wersényi György

Győr
2022 november

Széchenyi István Egyetem
Gépész, Informatikai és Villamosmérnöki Kar

TDK dolgozat

Emberi fülkagyló nyomtatása 3D
technológiával sebészeti alkalmazások
számára

konzulens:

Dr. Wersényi György
adjunktus
GIVK Távközlési Tanszék

Polgár Erik

Villamosmérnök alapszakos
hallgató, 6. félév

dolgozat lezárva:

2022. november 1.

Tartalmi összefoglaló

Polgár Erik: Emberi fülkagyló nyomtatása 3D technológiával sebészeti alkalmazások számára

Konzulens: Prof. Dr. habil. Wersényi György, SZE, GIVK, távközlési tanszék

Kulcsszavak: Szkennelés, képfeldolgozás, 3D nyomtatás, olcsó és egyszerű munkafolyamat, protézis

A jelen dokumentum azt fejti ki, hogy sikeresen létrehoztunk egy folyamatot, amely alapján könnyedén és gyorsan, 3D nyomtatás segítségével létre lehet hozni fülkagyló-protéziseket. Bemutatásra kerülnek a lépések, amelyek elvezetnek onnan, hogy a páciens megjelenik a rendelőben odáig, hogy egyedi replikát tudunk biztosítani számára, amely nem csupán esztétikai célokat szolgál, hanem funkcionalitás szempontjából is megfelelőnek bizonyul. A szkennelést követően rendelkezésre álló 3D pontfelhőket nyílt forráskódú szoftverrel nyomtatóbarát formára alakítva, különböző anyagtípusokat alkalmazva valósultak meg 3D nyomtatás által a protézisek. A cél sérült fülkagylójú páciensek életminőségének javítása plasztikai sebészeti beavatkozásokkal, majd a jövőben konkrét akusztikai térhallás-vizsgálatok a funkcionalitás tesztelésére.

Kivonat

Emberi testrészek 3D nyomtatása aktuális kutatási terület a bioinformatikában. Interdiszciplináris terület a mérnöki, informatikai és orvosi tudományterületek között. A drága bioanyagok és sejtalapú technikákkal szemben, amelyek belső vagy mozgó testrészekhez (pl. szívbillentyű, végtagprotézisek) használatosak, a külső, nem mozgatott testrészek egyszerűbb és gyorsabb megoldásokkal is megvalósíthatók. Ennek során egy olyan munkafolyamat került kialakításra, amely gyors, költséghatékony, és a teljes eljárást optimalizálja a szkenneléstől a rekonstrukciós beavatkozásig, ahol a folyamat bemenete és a kimenete is maga a páciens. Ebben a kutatásban a fülkagyló-nyomtatás lehetőségeit vizsgáljuk (rapid prototyping) a 3D szkenneléstől a 3D képfeldolgozáson át a prototípusok kinyomtatásáig. A folyamatba fül-orr-gégészek és plasztikai sebészek is bevonásra kerültek. A már rendelkezésre álló 3D pontfelhőket egy nyílt forráskódú programmal nyomtatóbaráttá alakítva különböző anyagtípusok kinyomtatása valósult meg. Először olcsó, kemény anyagú próbatestek, majd puha anyagokból készült replikák. Ez nem csupán esztétikai kérdés a betegek számára, de a fülkagyló funkcionalitásában is jelentős szerepű az akusztikai információ (térhallás) feldolgozása során. A cél sérült fülkagylójú páciensek életminőségének javítása plasztikai sebészeti beavatkozásokkal, majd a jövőben konkrét akusztikai térhallás-vizsgálatok a funkcionalitás tesztelésére.

Tartalomjegyzék

Tartalmi összefoglaló.....	3
Kivonat	3
Tartalomjegyzék	4
1 Bevezetés	5
2 Szakirodalmi áttekintés	7
2.1 3D szkennelés	7
2.1.1 Álló és fix szkennertípusok.....	7
2.1.2 Kézi szkennerek	9
2.2 Képfeldolgozás	11
2.3 3D nyomtatás	11
3 3D munkafolyamat létrehozása.....	12
3.1 Folyamatábra.....	12
4 Módszerek.....	13
4.1 Szkennelés és utómunka	13
4.2 Nyomtatás	15
4.3 Fül nyomtatása	16
4.4 Orr nyomtatása	21
5 Eredmények ismertetése, értékelése	23
5.1 Környezeti terhelések.....	23
5.2 A nyomtatványok orvosi alkalmazása.....	25
6 Következtetések, javaslatok	28
7 Jövőbeni munka	29
8 Összefoglalás	30
9 Irodalomjegyzék	31
10 Függelék - 3D nyomtatás alapjai.....	34

1 Bevezetés

A 3D technológia fejlődése lehetőséget biztosít olyan nyomtatványok (replikák, protézisek) készítésére, amelyek az egészségügyben is felhasználhatók. A korábban drága, ritkán használatos és kiforratlan eljárások mára olcsón, gyorsan és könnyen hozzáférhető módon elérhetők. Nem csupán a nyomtatóberendezések, hanem a felhasznált anyagok és az eljáráshoz kapcsolódó szoftveres támogatás is elérhető. Hasonlóan, a nyomtatványok digitális modelljét előállító 3D szkennerek is nagy fejlődésen mentek keresztül. A korábbi nagyméretű, kimondottan drága, helyhez kötött berendezéseket felváltották a kisebb „állványos” és a kézi szkennerek, amelyek akár házi használatra is alkalmasak lehetnek. Megjelent a fél-professzionális szegmens a piacon, amely iskolák, intézetek, kisebb cégek és vállalatok, vagy akár orvosi rendelők és kórházak számára is elérhetővé teszik a technológiát. Az ilyen rendszerek ára a mindennapi otthoni felhasználáshoz még drágák (ahogy korábban a lézernyomtatók esetén is volt), de szolgáltatások és üzleti célokra már megfelelőek. Ugyanakkor itt sem mindegy, hogy egy kiépítésre kerülő rendszer a több tízezer eurós nagyságrendtartományban végül mekkora befektetést igényel.

A Széchenyi István Egyetemen, együttműködve a győri oktatókórházzal, a pécsi egyetemmel és klinikával, valamint a nürnbergi egyetemmel olyan kutatási projekt indult, amelyben a fenti lehetőségek kiaknázására fókuszálunk. A célterület a bioinformatika, rekunstrukciós sebészet és a 3D képfeldolgozás területe. Ezen belül olyan replikák előállítása egy optimalizált munkafolyamat során, amely a meglévő, de drága és időigényes eljárásokat idő- és költséghatékony módon valósítja meg. Ez a kutatás egyértelműen felderítő (exploratory) jellegű alkalmazott kutatás az innováció területéről: nem tudományos alapismeretinket bővítjük, hanem a meglévő lehetőségekből válogatva kutatjuk fel azokat, amelyeket érdemes használni a végcél érdekében.

Személyre szabott, individuális bioprotézisek készítéséhez élő sejteket (biomaterials) vagy szöveteket is fel lehet használni [1-3]. Ezek a mai napig rendkívül költséges eljárások, különösen, ha belső szervek, szövetek, mozgó funkcionális testrészekről van szó (ízületek, szívbillentyű, erek, söntök stb.), amelyeknél ráadásul a kilökődés veszélye is fennál, valamint komoly műtéti beavatkozásokkal jár. Ennél olcsóbb és egyszerűbbek azok az eljárások, ahol külső, önmagában nem feltétlenül vagy részben mozgó protéziseket kell előállítani. Továbbá, ahol a hozzáférés egyszerűbben biztosított, a beavatkozás sem nehézkes, netán az elkészült elemek könnyen javíthatók, cserélhetők (ortopédiai művégtagok, fogászati implantátumok). A

kettő közötti határmezsgyén találhatók azok a testrészek, amelyek inkább az utóbbi csoportba tartoznak, de mégis többek egyszerű végtagprotézisnél.

Az első ilyen kemény-anyagú megoldások a fogászatban jöttek elő [4]. Kevésbé kemény, puha anyagok felhasználása orr esetén már 2012-ben megtörtént [5-11]. Ezt követően a fül is fókuszba került [12-14]. Utóbbiak közös jellemzője, hogy külső szervek, nem merevek, hanem relatív puha-porcos anyagból állnak, bőrrel fedettek.

A plasztikai sebészet területe az egyik legfontosabb, amely előnyt kovácsolhat ebből a technológiából. Itt az esztétika és funkcionalitás is fontos szerepet tölt be [15-22]. Fülkagyló és orr esetén közös vonás, hogy az arcon található, feltűnő helyen lévő külső testrészekről van szó, amelyek főleg esztétikai szempontból relevánsak. A fület szinte egyáltalán nem, az orrot kis mértékben tudjuk mozgatni, de az orr mozgásának sem szaglási funkciója van. Így nagyon bonyolult replikák készítésére nincs szükség [23, 24]. Készült speciális nyomtatóberendezés kimondottan arc-testrészek nyomtatására is [25]. A fülkagyló annyival másabb, hogy itt az akusztika szerep is megjelenik a tárhallás esetén, különösen csecsemők és kisgyerekek születési rendellenessége esetén lehet fontos a jövőben (anotia, microtia) [26-28].

3D szkennelés során a való világ tárgyairól 3D modellek készülnek, amelyhez különböző technológiát alkalmazhatunk. A legfontosabbak eszközök strukturált fényforrású szkennert, LiDAR-t, Time Of Flight (TOF) szkennert használnak [29-34], amelyeknek fontos alcsoportját képezik a kézi lézeres szkennerek [35-39]. A mostani projekthez is több szkennert került felhasználásra, A 3D model pontfelhőjének utófeldolgozásához nyílt forráskódú ingyenes szoftverek is elérhetők [40, 41]. A jövőben érdekes területet lehet az ún. “3D total body photography”, amely 2D képekből állít elő 3D modellt. Ilyet már alkalmaztak pl. melanómák korai felismeréséhez [42-44]. Megfelelő minőség esetén ez kiválthatja a 3D szkennert és egyszerű 2D fotókkal helyettesítheti azt.

Gyakran azonban ez a fenti folyamat nem alkot koherens egységet: a képek elkészítése, manipulálása, a nyomtatás külön-külön valósul meg, nem pedig egy optimalizált (idő- és költséghatékony) folyamatban. Egy 2022-es konferencián bemutatott cikkben a szerzők javaslatot fogalmaztak meg egy teljeskörű gyártási folyamat lépéseire, amely tartalmaz (relatív) olcsó kézi szkennert, ingyenes nyílt forráskódú képmanipuláló szoftvert, valamint jövőbeni nyomtatási eljárásokat és anyagokat [45]. A cél az advanced manufacturing és rapid prototyping keretében gyors és költséghatékony módszer kidolgozása az első ponttól (páciens szkennelése) az utolsóig (nyomtatott replika sebészeti felhasználása) [46-49]. A kutatás első fázisában a szkennerek tesztelése zajlott, ezt követően került sor a képek utófeldolgozására és az első prototípusok nyomtatására.

Ez a dolgozat röviden bemutatja a szükséges alapokat a bevezető további részében. Ezt követi a saját kutatásban történt felhasználás: a szkennerek és a szkennelt képek tulajdonságai, az utómunka lépései, majd a nyomtatványok előállítása. A jövőbeni kitekintést egy rövid összefoglaló zárja.

2 Szakirodalmi áttekintés

2.1 3D szkennelés

A munkafolyamat létrehozáshoz első lépésként a szkennelést valósítjuk meg, így először egy rövid áttekintés következik a lehetőségekről.

Beszélhetünk optikai szkennerről vagy lézer szkennerről. Különbség, hogy az optikai változat valamilyen fényforrást (megvilágítást), míg a lézer változat lézeres letapogatást alkalmaz.

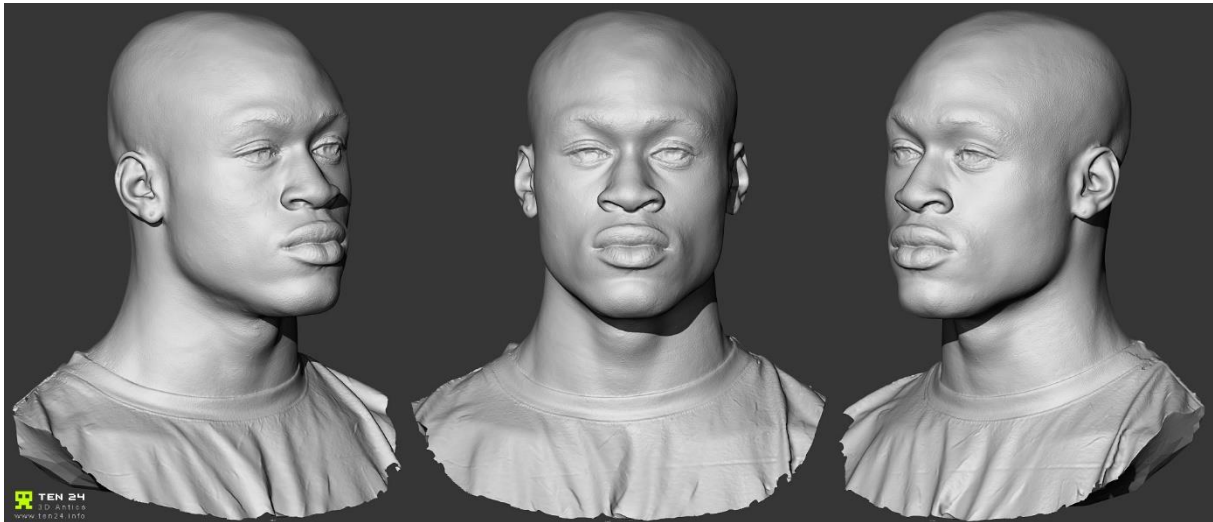
2.1.1 Álló és fix szkennerek típusok

A szkennerek egyik fő osztálya a nagyobb méretű fix szkennerek és a kisebb méretű, de fixen elhelyezett alap típusok, amelyek régóta léteznek. Néhány példán keresztül lehet bemutatni a főbb jellemzőket.

Egy olcsóbb optikai elvű típus a Range Vision Scanner (1. ábra).



1. ábra. Range Vision Scanner



2. ábra Range Vision Scanner

A szkennelési távolság 0.2 m-1 m amelyet markerek segíthetnek. A mentés STL fájlba történik. Az 5-7 s hosszú izzós megvilágítás mellett akár ~1.000.000 háromszöget is képezhet 7 másodperc alatt. A kamera felbontása 0.05 mm és 1,3 Mpx-2 Mpx (2. ábra).

Szintén olcsó és elterjedt eszköz az X-BOX Kinect. A felbontása azonban csak 3 mm így a kisebb méretek szkenneléséhez nem alkalmazható. Ha méretarányosan alkalmazzuk, akkor egész emberalakot vagy kisebb nem túl részletes darabokhoz megfelelő (3. ábra).



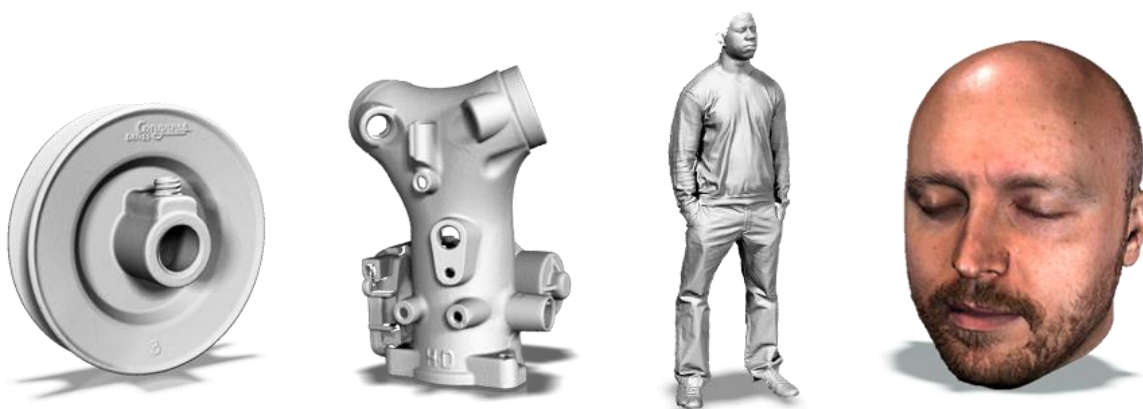
3. ábra A Kinect és az általa készített képek

Mivel a kamera, ami benne van nem nagy felbontású és a felbontás a távolság függvényében romlik így finom munkákhoz nem ajánlatos.

Az állványos szkennerek egy gyors és már professzionális típusa az optikai elvű HDI 3D SCANNER (4. ábra). Részletgazdagság színes képek készíthetők. Egy beolvasás 1,5 másodpercig tart és ~2 millió pont/sec sebességű. USB, Fire Wire és ethernet csatlakozással érkezik, STL, OBJ, ASC, és PLY kiterjesztéseket kezel. WIN kompatibilis. Pontossága 60 µm-180 µm-ig terjed (5. ábra).



4. ábra HDI 3d Scanner



5. ábra HDI 3d Scannerrel készült képek

2.1.2 Kézi szkennerek

A kézi (handheld) típusok előnye, hogy kis méretűek, hordozhatók, könnyen használhatók, és a mobilitást kihasználva bárhol, bármikor bevetethők. Ezek a fajták a legújabb fejlesztések közé tartoznak, minőségük és pontosságuk megfelelő, ár-érték arányban versenyképesek, így akár egy kórház, magánrendelő is megengedheti magának. kutatásunkban ilyen eszközzel készült képeket használunk fel.

Az egyik elérhető típus a HandySCAN 3D szkennер (6. ábra). Pontos és részletgazdag képet szolgáltat, könnyen kezelhető és használható. Másodpercenként a 3 lézer letapogató 480.000-szer pásztáz, és egy egész raszteres vagy rasztermentes 3 dimenziós képet készít a saját programja segítségével. USB csatlakozóval ellátott a gyorsabb kommunikáció végett, és rengeteg formátumban képes dolgozni (.dae, .fbx, .ma, .obj, .ply, .stl, .txt, .wrl, .x3d, .x3dz, .zpr).



6. ábra HandySCAN 3D és egy folyamat működés közben

A szkennelési távolság 10 cm-től 4 méterig is terjedhet. Felhasználási köre tág, egészen az autóipartól, profi alkalmazásokon át az orvostudományig.

Hasonló árfekvésben elérhető a GO!SCAN3D, amely a Creaform által valaha kifejlesztett eddigi leggyorsabb és legkönnyebben használható rendszer (7. ábra). A termékfejlesztési fázis hatékony eszköze, amely gyors és megbízható mérési eredményeket generál. A fehér fénnel működő Go!SCAN SPARK lehetővé teszi bármilyen tárgy mindenféle beállítás nélküli pontos szkennelését, melyhez a tárgy geometriáját vagy textúráját használja. Lenyűgöző, részletgazdag eredményt kapunk gazdag színpalettán.



7. ábra A Creaform Go!Scan

2.2 Képfeldolgozás

A szkennelés után szükség van egy olyan szoftverre, amely a 3D polygon mesh-hálókat kezeli. Célja, hogy a bementi formátumok sokaságát olvassa, megjelenítse, azokat manipulálni lehessen (javítani, törölni, méretre vágni, forgatni stb.), végül nyomtatóbarát formátumba exportálja. A sok professzionális, fizetős megoldás helyett léteznek nyílt felhasználású változatok is.

A 3D modell egy pontfelhő vagy háromszögekből álló ún. polygon-mesh. A MeshLab egy olyan nyílt program, amely képes a fenti feladatok ellátására. Az Autodesk Fusion 360 szintén megfelelő választás, de ingyenes licenz csak korlátozott ideig vagy kutatási célokra érhető el. Mindkettő megfelelő, noha bizonyos funkciók csak az egyikben vagy másikon érhetők el, esetleg használhatók könnyebben. A ponthálók binárisak vagy ASCII formátumúak. A leggyakoribb az STL, OBJ, és a PLY.

2.3 3D nyomtatás

3D nyomtatás már régóta használatos az orvostudományban is. Korábban ideiglenes pótlásokra használták, elsősorban fogászatban, ahol az individuális méretezés kulcsfontosságú. kemény anyagokat használva viszonylag olcsón állíthatók elő fogászati implantátumok, de akár végtag protézisek is. Ahol azonban puhább anyagokra van szükség, mozgó részek, ízületek, lágy szövetek, ott drágább eljárásokra van szükség.

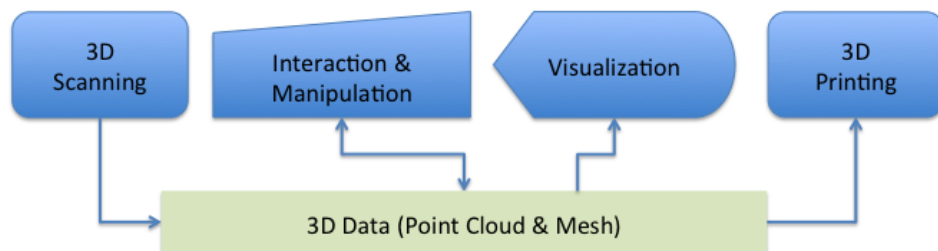
A mai technológia lehetővé teszi biokompatibilis műanyagok felhasználását a LOM technikához (laminated object manufacturing), hydrogel, vagy ezüst nanorészecskés megoldásokhoz [6,7,13,46]. A bioanyagok együtt tudnak élni az emberi szövettel is, sőt, magát a szövetet is lehet nyomtatni, növeszteni. Noha ezek nagyon előremutató high-tech megoldások, ritkák, rendkívül drágák és nem is mindig szükségesek mindennapi egyszerű felhasználáshoz. A technika másik véglete, amikor kézi munkával „szobrászkodik” a sebész a műtőben, foglalva a műtőt, eltöltve sok időt és energiát a helyben történő individuális replika előállítására. Ennek a költségeit, időigényét és humán erőforrását lehetne csökkenteni olyan köztes megoldásokkal, ahol az olcsóbb, időtakarékos rapid gyártás bevezethető. Az elérhető nyomtatók mára kitöltik e két végtel között az űrt, elsősorban akkor, ha jórészt esztétikai szerepről van szó (külső testrészek, amelyek nem mozognak). Az Additive Manufacturing

(AM) vagy a Rapid Prototyping (RP) elnevezések ilyen megoldásokat takarnak. AM esetén lehetséges tintasugár alapú nyomtatás, FDM (fused deposition modelling), SLA (stereolithography) vagy éppen SLS (selective laser sintering). A függelékben részletesebb működési leírás található az egyes módszerekről.

3 3D munkafolyamat létrehozása

3.1 Folyamatábra

A kutatási projektünk lényege egy olyan munkafolyamat (workflow pipeline) megalkotása, amely az összes 3D lépést tartalmazza, ajánlást tesz alkalmazott eszközökre, módszerekre s anyagokra, optimalizálja a folyamatot, így a „pácienstől-páciensig” terjedő folyamatot teszteli. Az elképzelés az, hogy a rendelőbe lépő beteg (pl. megsérült a fülkagylója és hiányos), a helyszínen szkennelhető legyen olcsón gyorsan az orvos által, később bármilyen számítógépen a szükséges utómunka megvalósuljon, majd rapid prototípus gyártással az individuális replika vagy annak része, akár több példányban (szín, anyag stb.) elkészüljön, így annak „felszerelése” a lehető leggyorsabban és egyszerűbben megtörténhessen. Ez pl. TB-finanszírozás esetén is jelentős szempont. A 8. ábra egy ilyen munkafolyamat koncepciót mutat az egyes lépésekkel.



8. ábra Folyamat-blokkdiagram 3D gyártás számára

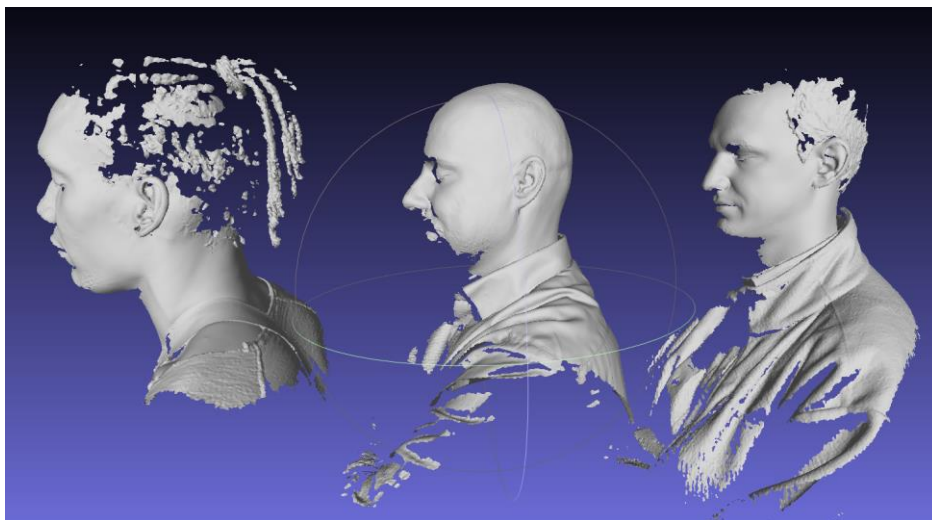
A továbbiakban a kutatásban megvalósított lépések kerülnek bemutatásra.

4 Módszerek

4.1 Szkennelés és utómunka

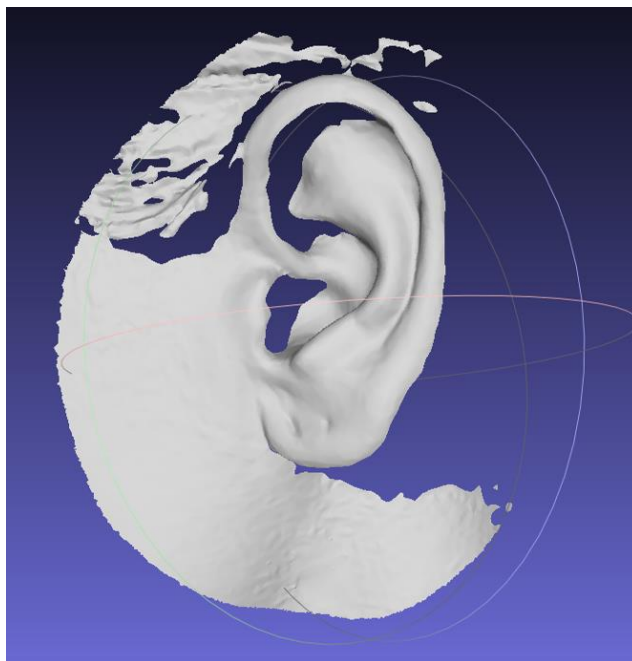
A kutatás a kézi szkennerok felmérésével és próbafelvételek készítésével indult. Több eszköz is kipróbálásra került, amelyből a korábbi fejezetben bemutatott két típust választottuk ki. A Creaform Go!SCAN 3D kézi szkenner segítségével letapogatásra került több emberi fej digitális pontfelhőként tárolva. Ezek a pontfelhők a MeshLab segítségével kerültek utófeldolgozásra.

A 9. ábra nyers pontfelhőket mutat. Látható, hogy a felbontás megfelelő, ugyanakkor vannak hibák, lyukak, amelyek javításra szorulnak.



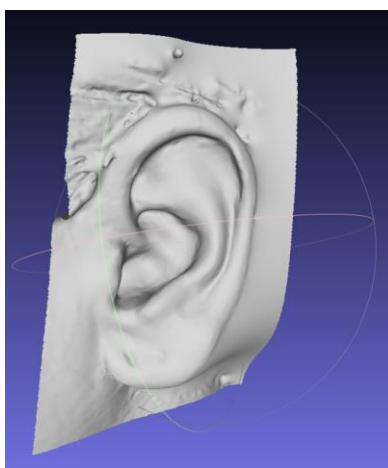
9. ábra Creaform Go!Scan kézi szkenner nyers pontfelhői emberi fejről készült felvételek után.

Első lépésként a felesleget kellett eltávolítani a szkennelt modelltől. Mivel a cél a fülkagyló, minden nem ide tartozó fejrészlet törlésre kerül (méretre vágás). Arra kell ügyelni, hogy a koponyából is maradjon egyfajta „alap”, amelyből később akár manuálisan, akár digitálisan tovább lehet faragni (10. ábra).



10. ábra Méretre trimmelt (crop) fülkagyló a nyers pontfelhőből vágva

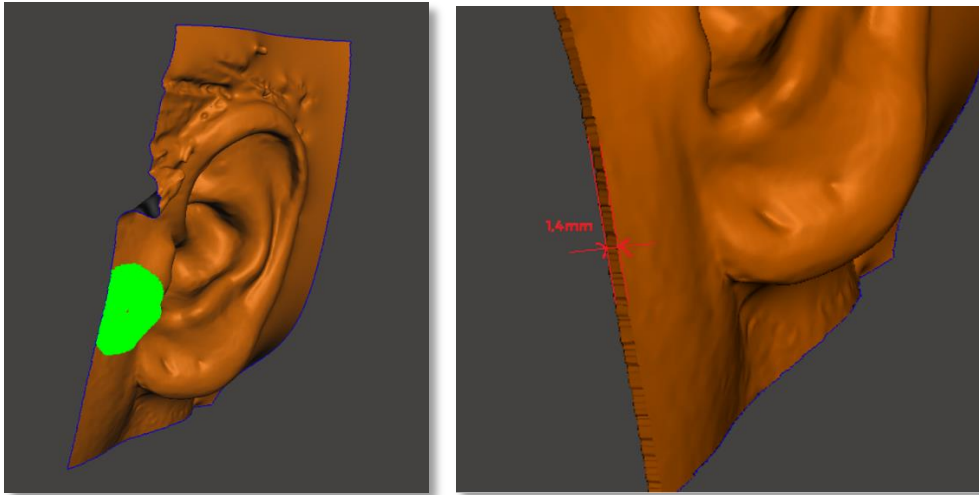
Ez a pontfelhő a szkennelésből adódó hibák miatt még nem megfelelő. Ahova nem „látott” a szkennner, ott lyukak keletkeztek. Ezek javítására digitális rekonstrukciót alkalmazunk. A program több lehetőséget is biztosít erre, de a Poisson-eloszláson alapuló rekonstrukció hozta meg a kellően jó eredményt (11. ábra).



11. ábra A fülkagyló digitális rekonstrukciója (lyukpótlás)

Ezek a hálók ebben az állapotukban még nem rendelkeznek vastagsággal. Ahhoz, hogy nyomtatásra kész állapotba hozzuk, szükség van arra, hogy vastagságot adjunk a modellnek (12. ábra). Végül már csak az aprólékos finomhangolás szükséges, hogy minél jobban körül legyen vágva a számunkra hasznos rész, így kevesebb felesleget nyomtatva, és elkerülve a

hosszas utómunkát a későbbi nyomtatványon. Amennyiben számunkra pl. a másik fülre lenne szükség - de nem áll módunkban azt szkennelni (az illető elvesztette stb.) - lehetőségünk van tükrözni a másik oldalit. Ez azonban nem tökéletes megoldás a két fül kis aszimmetriája miatt.



12. ábra Nyomtatóbarát modell megfelelő vastagsággal

4.2 Nyomtatás

Manapság a műanyagipar nagy jelentőséget élvez a használati tárgyaink körében. Mindenhol megtalálható egészen a személyes környezetünkig, teafőző burkolat, telefon tokok stb. Széleskörben használt alapanyagok között vannak egészen hajlékony fajták, és ennek ellenkezője is, a nagyon kemény kopásmentes anyagok. Ezeket eddig csak szubsztraktív gyártással tudtuk egy nagyobb darabból elkészíteni (anyagleválasztásos módszerrel, pl. CNC eszterga, marógépek). A fröccsöntésnél egy előre elkészített formába nyomjuk be a felmelegített és folyékony anyagot nagy nyomással, hagyjuk megdermedni, majd utókezelés után mehet további felhasználásra.

Munkám időszerű és egyben legfontosabb része a nyomtatványok előállítása. Ehhez először kemény anyagból készültek replikák költséghatékonyság okán. A nyomtatók az egyetem területén található Mobilis élményközpont digitális alkotóműhelyében találhatók meg. Itt több típus és anyag is rendelkezésre áll.

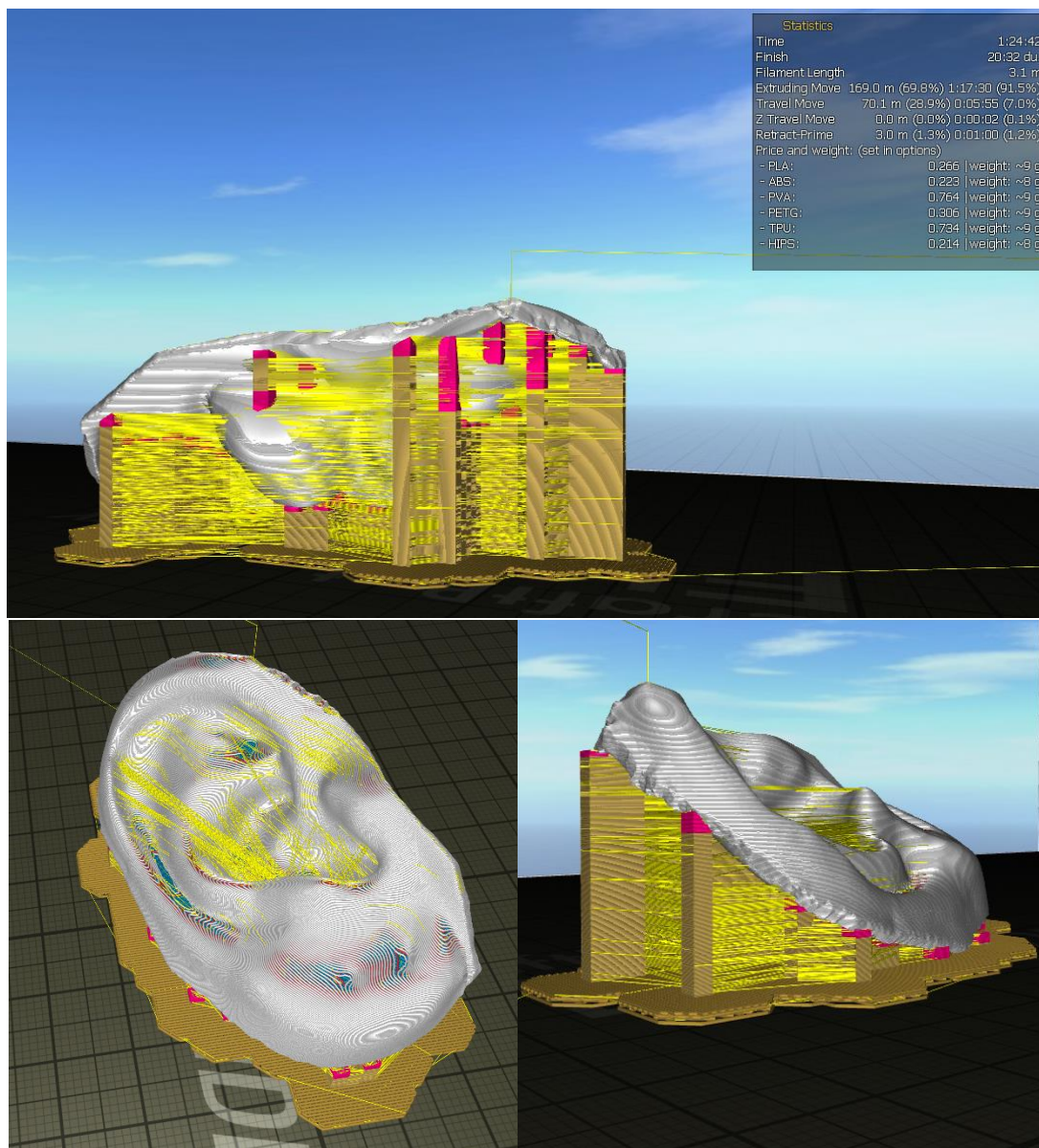
A kész mesh-ek nyomtatására a Craftbot Flow XL és Craftbot Flow IDEX nyomtatókat használjuk (13. ábra).



13. ábra A felhasznált Craftbot berendezések

4.3 Fül nyomtatása

A teljesen elkészült mesheket a 3D nyomtató programjába helyezve láthatjuk, hogy milyen esetleges hibák maradtak, ami miatt az nem nyomtatható (pl. kis falvastagság, lyukak). Itt látható az is, hogy mennyi anyag (általában 20-30 ml között) és mennyi támasztó pálcá szükséges hozzá, továbbá a nyomtatás időtartamát is kimutatja (ezek nagyon optimista időbecslések, a valóságban ez közel a duplája is lehet). A pálcákra azért van szükség, mert a nyomtató a levegőbe nem képes nyomtatni, és azt a részt, ami a levegőben van, alátámasztja ezekkel a pálcákkal. A 14. ábra mutatja a program felületét.



14. ábra A nyomtató saját programjának felülete (screenshot)

A 15. ábra az elkészült első, kemény anyagú prototípust mutatja. Láthatók a támasztók, a talp, amire az egész készült. Ezek úgy vannak tervezve, hogy könnyedén eltávolíthatók, és egy kis csiszolással teljesen mentesíthető a sorjától. Mivel ez egy nem jól sikerült nyomtatás, ezért nincs lecsiszolva, de látható maga a nyomtatvány az egyéb támasztó elemek nélkül is. Ezzel a nyomtatással az volt a probléma, hogy a fül véget ért az oldalánál, tehát a hátsó része nincs meg.



15. ábra Az első sorjázott kemény anyagú prototípus

A fül feljavítása és teljessé formálása után készült egy újabb nyomtatvány (16. ábra).

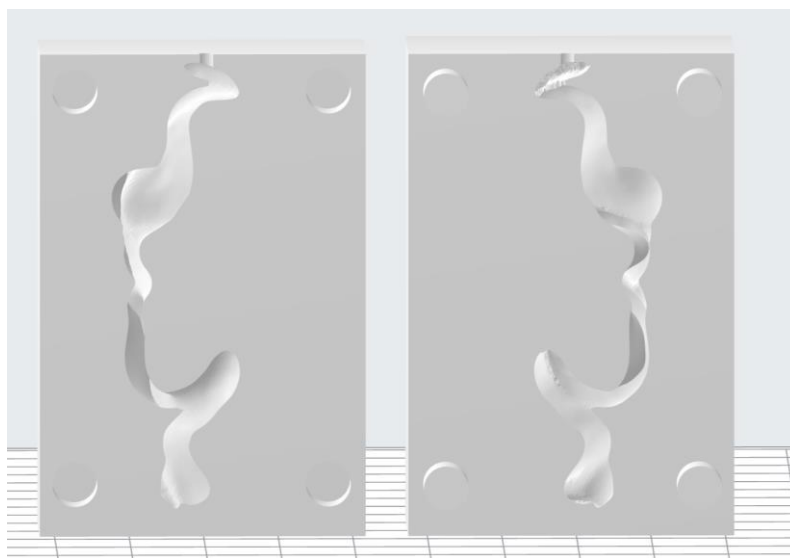


16. ábra Egy teljes fülkagyló kemény anyagból

Ezekre a nyomtatásokra azért volt szükség, hogy meg lehessen nézni, miként néz ki egy ilyen a valóságban, és ki lehessen választani azt, amelyet puha, fűlszerű anyagból tudunk nyomtatni, vagy annak öntőformát készíteni. Utóbbi azért érdekes, mert alternatív megoldásként felmerült, hogy ne a fület nyomtassuk ki, hanem annak negatívját, amely olcsó, kemény anyagból megvalósítható. Így ez egyfajta öntőformának lehetne jó, ahol beletöltjük a kiöntésre szánt anyagot (folyékony hőre lágyuló vagy keményedő gumik, gyanták, kétkomponensű keverékek)

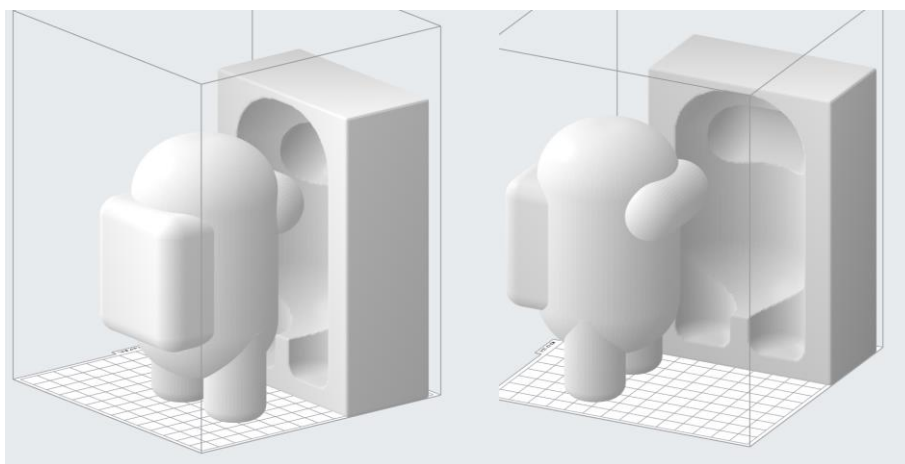
egy erre a célra tervezett csövön keresztül. Egyszerűbb fülkagyló-pótlékot, amely nem a teljes geometriát tartalmazza, ez a módszer működik (lásd lejjebb).

Itt több akadály is adódik. Először, egyik korábban használt programban sem találtam módot öntőforma készítésre. A tanulói licensszel ingyen használható Autodesk Fusion 360 nevű program volt képes erre. Másodszor, a fül alakja miatt egyáltalán nem egyszerű megfelelő öntőformát készíteni hozzá. Az üregek, visszahajlások miatt hiába vágjuk ketté a formát később akár manuálisan, akár digitálisan a nyomtatás előtt, nem érjük el a célt. A 17. ábra mutatja, hogy bizonyos helyeken olyan üregek vannak, amelyek folytonossági hibákat generálnak.



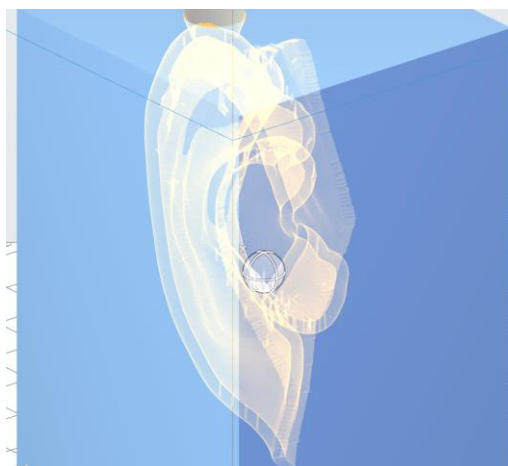
17. ábra Öntőforma terve

Amennyiben egy tömör, szabályos testet szeretnénk kiönteni, az egyenes mentén kettévágott formából a kész test egyszerűen kivehető lenne (pl. egy gömb, vagy a 18. számú ábrán látható figura esetén).



18. ábra Egy tömör felületű, visszahajlások nélküli öntőforma

A fül esetében ez nem kivitelezhető. Hiába vágjuk el egyenes mentén a formát, a kész kiöntött fület akkor sem lehet kiszedni a formából. 3D nyomtatás esetén az üregek pont úgy működnek, mint a levegőben lévő elemek: hogy ki lehessen nyomtatni, alá kell támasztani. Lehetőségünk van a támasztó elemeket olyan anyagból nyomtatni, ami víz hatására oldódik, és egyszerűen vízzel feltöltve a formát, az kioldódik belőle. Beszerzésre került olyan vízdékony filament, amely egy nyomtatás során képes a szilárd műanyagot, valamint a vízdékony anyagot egybe nyomtatni, így később utóbbi egyszerű vízbemerítéssel kioldható. A digitális kettévágást elhagyva, egy darabban valósítva meg a formát, a kiöntött fülről kell a végén eltávolítani a szükségtelen negatívot (19., 20. ábra). Ez a módszer csak a kemény anyagú nyomtatóban működik, puha műgyantás fülnyomtatás és a vízdéható filament egyszerre nem használható.



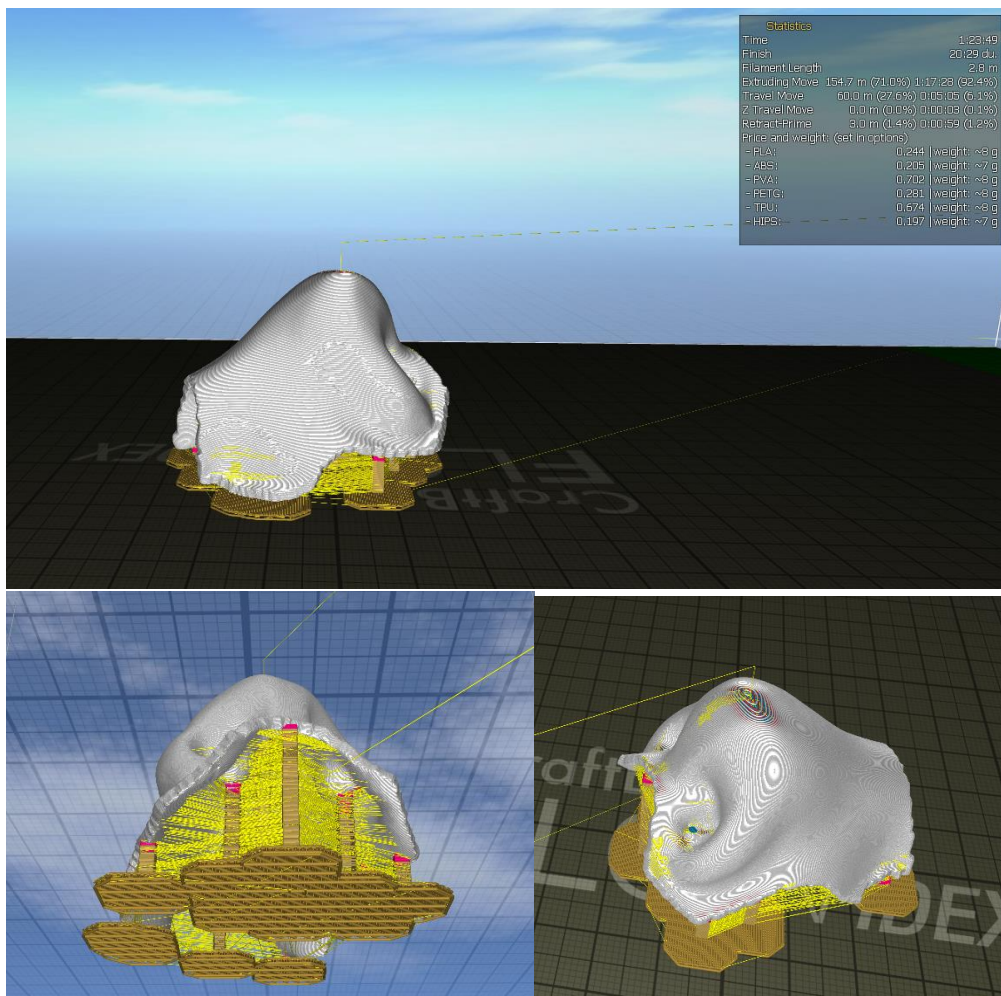
19. ábra Öntőforma képe negatívhoz



20. ábra Alátámasztások, melyek vízben oldható módon távolíthatók el

4.4 Orr nyomtatása

Noha a fő tevékenység elsőnek a fülkagylók elkészítése, a szkennelések során keletkeztek orr-képek is, így egy orr nyomtatása is megvalósult (21. ábra).



21. ábra Orr-replika a nyomtató programjában.

Végül más szögben lett kinyomtatva, mint az ábra mutatja, de ugyanez az orr készült el. Az elforgatásra azért volt szükség, mert ahogy a képen áll, úgy sokkal több támasztó elemre lett volna szükség, ahhoz képest, mintha az oldalára lenne forgatva. Elforgatás után az orr jobb oldalán lett megtámasztva az egész modell. Az elkészült nyomtatvány a 22. ábrán látható.



22. ábra Orr külső része kemény anyagból nyomtatva

Az orr egyszerűbb feladat, méretben és kialakításban is könnyebben kezelhető, az egyetlen kritikus pontja az orrlyuk mélységének kialakítása. Funkcionális szempontból sem olyan jelentős, hiszen „írányzaglással” nem rendelkezünk, ezért elsősorban esztétikai szerepe van.

Az orrból is készült puha műgyantás nyomtatás. Az első körben selejtes sikerült, a vékony felületek elszakadtak, a nyomtatványnak nem volt elég tartása. További menetekben vastagított felszínű modellek kerültek kinyomtatásra.

5 Eredmények ismertetése, értékelése

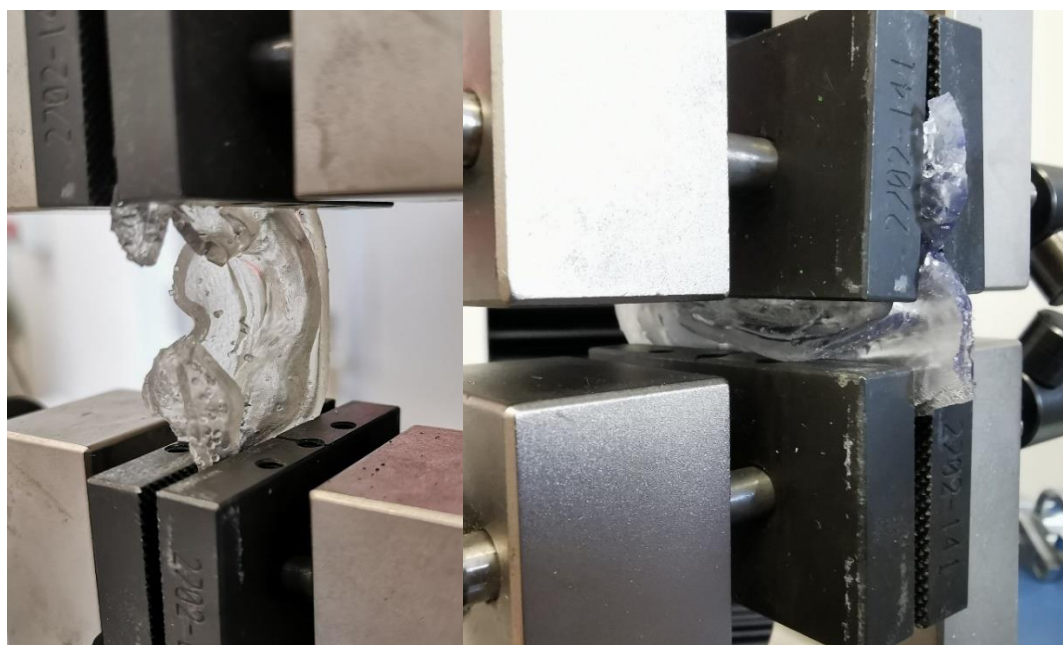
5.1 Környezeti terhelések

A kész nyomtatványokat alávetettük környezeti és mechanika igénybevételnek. Erre az első nem túl jól sikerült selejtes, sérült példányok alkalmasak voltak (23. ábra). Noha szabványos hőkezelés vagy nedvesség-ellenállás vizsgálat nem történt, egyszerű tesztekkel vizsgálható volt, történik-e formai, anyagminőségi vagy bármilyen elváltozás érzékszervi ellenőrzéssel. Az összes anyagmintát hideg (10 fokos) és meleg (38 fokos) vízbe merítve két órán áztattuk. Negyed óránként ellenőrizve az állapotot, a kézzel is érezhető hőmérséklet-változáson kívül nem volt egyéb hatás tapasztalható (nem oldódott, puhult fel lényegesen), a hasonló műanyagokhoz elvárt módon viselkedtek. Hasonlóan, néhány mindennapos vegyszer, amellyel testünk is érintkezhet, alkalmazásra került: kézi szappanos mosás, mosogatószer, arcszesz, de ezek sem okoztak károsodást. Végül, rövid idejű hőhatásnak és hűtőhatásnak tettük ki: forró gőz fölé helyezve, ill. a -15 fokos mélyhűtőben fagyasztva. A gőzkezelés néhány percig tartott, a puha műanyagok érezhetően kissé puhábbak lettek, de nem roncsolódtak. Feltételezhető, hogy ebben az állapotában a nyúlás-szakítás más lenne, mint szobahőmérsékleten, de akár a tűző napot is minden gond nélkül elviseli (a gőzkabin vagy a szauna használata már kérdéses, itt érdemes lehet további szabványos vizsgálatokat is végezni). A mélyhűtőben 10 órát töltöttek a minták, a tapintásra hideg nyomtatványokon semmilyen más egyéb elváltozás és szubjektív minőségváltozás nem következett be. Ezeknek a gyorseszteknek az volt a célja, hogy igazoljuk az anyaggyártó hasonló állításait a felhasználási területek szempontjából, ill. hogy felderítsük, az emberi mindennapi használat során felmerülő hő- és nedvességviszonyok mellett várható-e egy sebészeti rögzített replika elváltozása.



23. ábra Műgyantás nyomtatványok, amelyek selejtesek lettek. A sorjás rész nehezen távolítható el, valamint a vékony rétegek sérülékenyek.

A győri egyetem anyagvizsgálati laborjában rendelkezésre áll szakítógépet (Instron 3344). Ebben szabványos mérési eljárásban a behelyezett próbatestet tengelyirányban húzva vizsgálható mekkora erőhatás (N) és húzási sebesség (mm/min) mellett mekkora a nyúlás (%) ill. mikor szakad el a minta. A 24. ábra mutatja a befogott mintát két tengely mentén. A vizsgálathoz a selejtes darabokat használtuk, amelyek több helyen is sérültek voltak, így nem optimális próbatestek, ugyanakkor a geometriát is tartalmazzák, valamint egyfajta alsókorlát-bebecslést adhatnak a szakításra (feltételezve, hogy a nem sérült anyag ettől jobban is ellenáll a húzásnak).



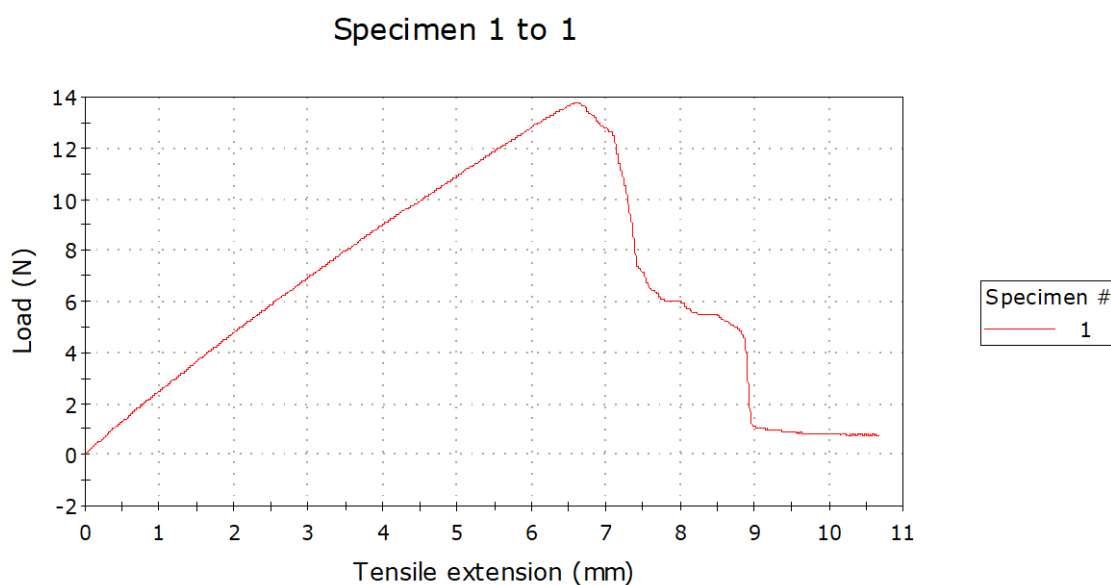
24. ábra Szakítópróbák két tengely mentén.

Az 1. táblázat mutatja hat mérés eredményét hossz- ill. keresztirányban, különböző sebességek esetén. A N-ban megadott erőérték az a szám, amelynél az adott százalékos nyúlás bekövetkezik, majd a sérülés (részleges vagy teljes szakadás). A szakadás legtöbbször részleges volt, amikor a geometria megváltozott, roncsolódott a minta, de esetenként még a teljes kettéválás nem következett be. Előfordult, hogy a félig roncsolt állapotban az anyag elfordult és további húzás után szakadt el. A mérések pontatlanok, nem reprodukálhatók, egyfajta bebecslést adnak arra nézve, hogy ez a fajta anyag és ez a geometria kibírja-e azokat a mindennapi terheléseket, amelyeket az igazi fül is kibír. A 25. ábra az első minta mérési görbéjét mutatja, a mm-ben megadott elmozdulás és a N-ban megadott erő kapcsolatát. Ez a minta 13 N-ig egyenletesen nyúlt, majd kb. 6,5 mm után részben elszakadt, végül 9 mm után teljesen. A többi minta görbéje is hasonló lefutás. Az első roncsolódási pont az érdekes. A táblázat és a diagramok alapján elmondható, hogy hossz- és keresztirányban is jelentős erő szükséges a roncsoláshoz, elérheti a 1,5-3 kg terhelést. Ennyitől az ép emberi fül is károsodhatna, de legalábbis fájdalmat okoz. A húzási sebességek elég lassúak, egyenletesek, elképzelhető, hogy gyorsabb, impulzus-szerű rántások hamarabb okoznának károsodást. A továbbiakban feltételezhető, hogy a károsodások nem az anyagban magában, hanem a rögzítési pontoknál

következhettek be, így a különböző ragasztási és egyéb rögzítési módszerek újra vizsgálandók a jövőben.

	ID	Load at Tensile Strength (N)	Tensile strain at Tensile Strength (%)	Megjegyzés	Sebesség
1	ful-h1	13.00028	12.21	hosszirány	10 mm/min
2	ful1-k1	22.49656	4.18	keresztirány	10 mm/min
3	ful2-h2	34.24739	21.97	hosszirány	500mm/min
4	ful2-h3	29.36339	10.31	hosszirány	500mm/min
5	ful3-h4	32.68609	13.99	hosszirány	10 mm/min
6	ful3-k2	4.24176	5.73	keresztirány	10 mm/min

1. táblázat Szakítópróbák eredményei adott húzási sebesség mellett.

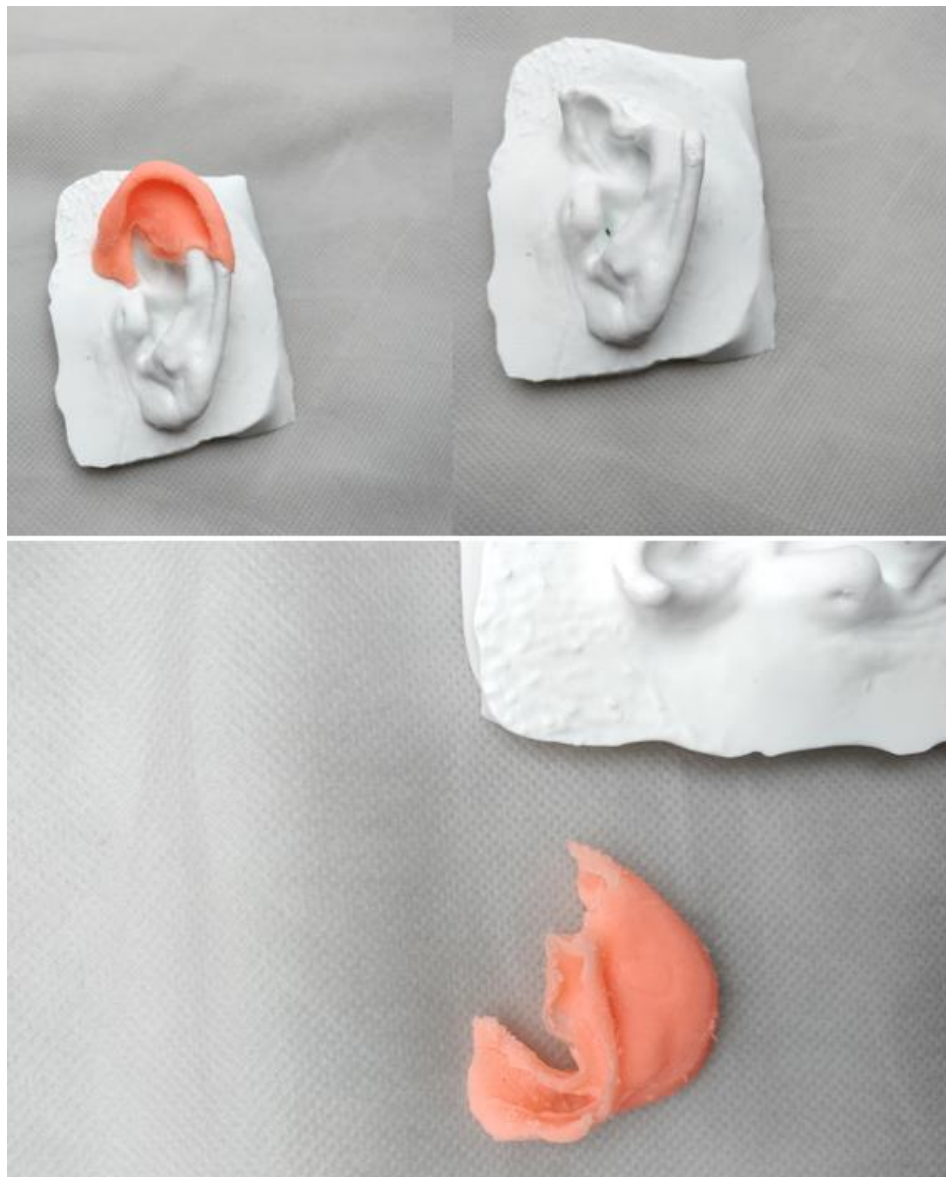


25. ábra Szakítópróba hosszirányban 10 mm/min húzási sebesség mellett.

5.2 A nyomtatványok orvosi alkalmazása

Az együttműködő partnereink közül kiemelendő a pécsi egyetem orvosi karának segítségével, akik szintén készítettek saját szkenneléseket és nyomtatványokat. A 26. ábra a pécsi klinikán készült

rekonstrukciós cézzattal. Egy páciens részben sérült fülkagylójához készült pótlás, amelyet kutya harapott le. A hiányzó részt a meglévő fül tükörképéből állították elő, amelyet rámodelleztek a sérült fülkagylóra. Itt derült fény az aszimmetria meglétére: utólagos szobrászkodást igényelt a prototípus méretre igazítása. A pótlás maga egy a csonkra ráülő, peremmel rendelkező „félcső”, amelyet rögzíteni lehet. Jelenleg az első, olcsóbb anyagból készült prototípust teszteli a beteg.

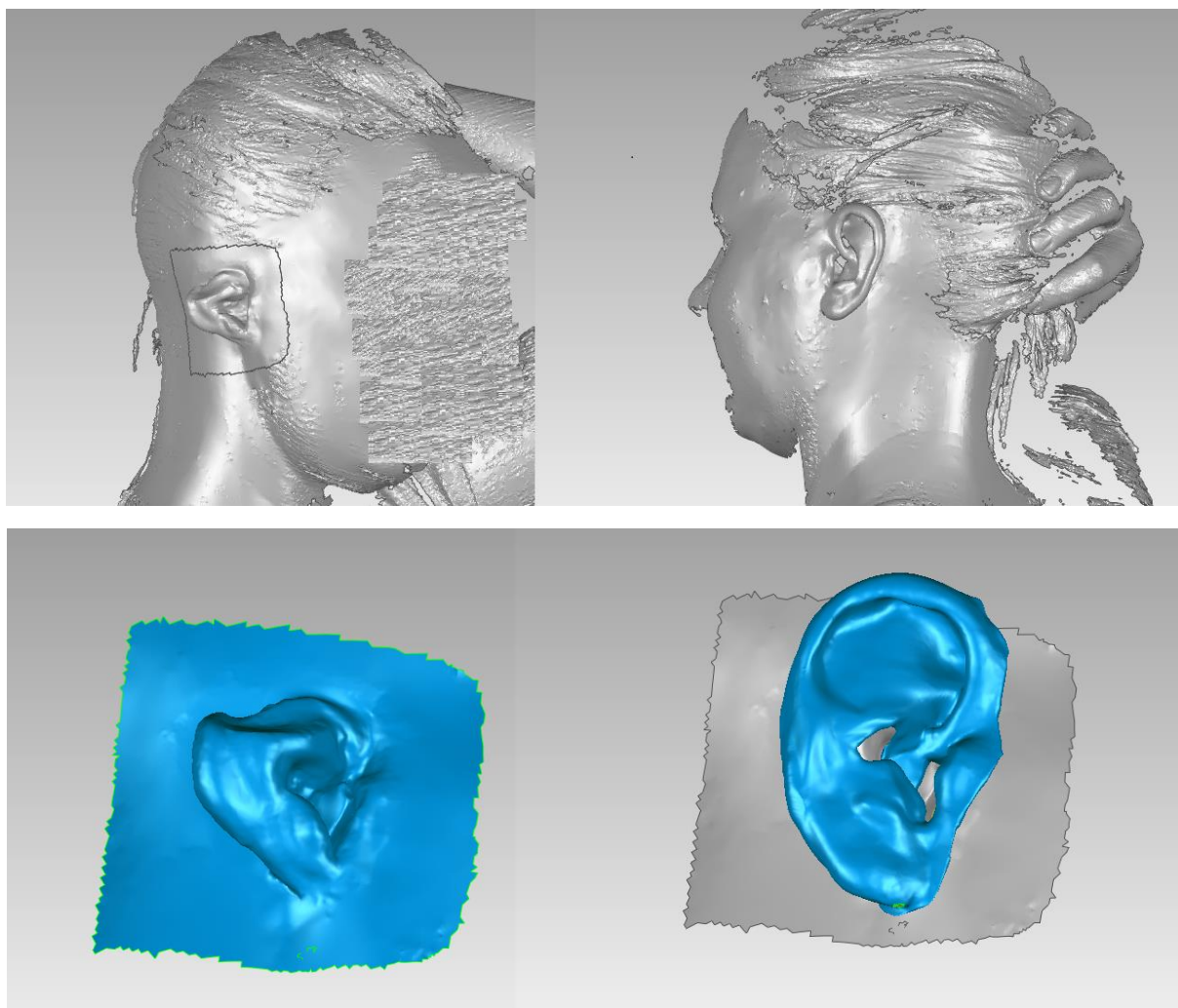


26. ábra Félig hiányos emberi fül pótlása (Gasz Balázs - PTE)

Fontos ismérve, hogy a rögzítés módja protézisragasztóval történik, így „levehető”. A beteg esténként leveszi, és reggel újra felrakja, hosszú távon akár egy készlettel is rendelkezhet, ha leesik, elveszik, sérül. A másik ideiglenes rögzítés egy pirszing-szerű megoldás lenne, ahol mint egy tűzőgép kapcsai rögzítenénk a két részt. Permanens megoldásként vagy a bőr alá ültetett megoldás, vagy egy konkrét talapzattal rendelkező teljes fülkagyló replika lehetne (ahol a betegnek teljesen hiányzik a füle), amelyet a koponyához csavarozunk. A varrás nem tűnik jó opciónak a rögzítéshez. Az elsődleges cél puha szilikonanyag használata (Mold Star). Ebben a

példában nem a pozitív minta, hanem a negatív kerül kinyomtatásra és kiöntésre. Összesen 6-7 selejt-nyomtatvány után állt elő a használható változat, amely sok utómunkát, lényegében végetlen ideig tartó finomítást igényelne.

A 27. ábra egy másik a pécsi egyetemen futó rekonstrukciós projektet mutat. Fiatal női beteg egyik fülkagylóján születésétől fogva fejlődési rendellenességgel él. A jobb oldali fülcsont és a bal oldali ép fülkagyló került beszkenelésre, majd a csont kemény alapanyagból nyomtatásra. A másik, ép fület tükrözés után illesztenénk a csontkra vagy köré, puha anyagból nyomtatva.



27. ábra. Fiatal női beteg jobb oldali fülkagylójának rekonstrukciós beavatkozásához készült képek (fent) és a nyomtatásra szánt modellek (lent). A bal alsó képen látható modellre több replika kerül illesztésre a jövőben, amely végén az optimális megoldás megszületik. (Gasz Balázs - PTE)

A végtermékhez a legjobb minőséget egy PolyJet technológia jelentené. Sima, pontos nyomtatványokat tesz lehetővé, akár bioprinting üzemmódban is anatómiai nyomtatókkal. A pontosság mikroszkopikus méretű (0,014 mm), vékony falak, komplex geometriák is előállíthatók sokféle anyagból [50-52]. A megoldás hátránya, hogy nagyon drága, és a cserélhető, elveszíthető replikák esetén nem kifizetődő.

6 Következtetések, javaslatok

Jelen pillanatban úgy vélem a projekt a megfelelő irányba halad. A pécsi futó projektből lehet hasznos következtetéseket levonni a rögzítésről, a fül anyagáról, valamint a replika funkcionalitásáról. Maga a folyamat elérte a célját, megfelelő áron lehet protézist készíteni, akár egy napon belül (ha nem vesszük figyelembe, hogy nyomtatás után az anyagnak van száradási ideje). A fennmaradó kérdés az, hogy az elkészült nyomtatvány és a rögzítési mód megfelel-e minden igénynek. Hosszútávon is lehet-e viselni, mindenféle komplikáció nélkül és akusztikai szempontból is teljesíti-e az elvárásokat. Fontos lehet még megvizsgálni több, megfelelőnek tűnő anyagot, ugyanis annak ellenére, hogy elméletben hosszútávon sem okozhat problémát, ha mégis bekövetkezne bőrirritáció vagy esetleg egy allergiás reakció, jó, ha van egyéb alternatíva is.

7 Jövőbeni munka

A végső cél, hogy rehabilitációs sebészeti beavatkozás során az elkészült, személyre szabott replikák rögzítésre kerüljenek a betegeken. Rendelkezésre áll olyan anyag, amelyből a kinyomtatott testrész hosszútávon is érintkezhet bőrfelülettel. Amennyiben a rögzítését is sikerül megoldani, már egy megfelelő alapot képezhet a tökéletesítéshez. Ehhez a győri oktatókorházzal, valamint a Pécsi Tudományegyetem 3D laborja és fül-orr-gégészeti osztályának kutatóorvosaival dolgozunk együtt. A több, különböző anyagból készült replikákat megvizsgáljuk meg. Jelenleg két páciens számára készült tényleges, részleges sérülést kijavító fülkagyló-pótlás.

A közeljövőben cél további elasztikus anyagokból nyomtatott, valamint egy öntőformában kiöntött fül létrehozása. Az elvárások szerint az általunk használt Elastic 50A nevű anyagból nyomtatott fül nagyban hasonlít egy valódihoz, de további bioanyagból készületeket is vizsgálunk. Fontos a rögzítési módszerek megvizsgálása, elemzése.

Ha ezeken a próbákon jó eredményeket érünk el, akkor el lehet gondolkodni azon, hogy még élethűbbé tegyük a modellt. Pl. a porcos részeket keményebb műanyagból készítjük el, majd erre az elasztikus anyagból húzzuk rá a puhább és bőrt imitáló részt. Továbbá, a színek kiválasztása is esztétikai javulást okozhat (PolyJet-tel könnyen keverhetők a színek).

A fül esetén további fontos szerep a funkcionalitás, így a páciensekkel végzett objektív mérés technika (akusztikai átviteli függvény és irányhatás mérése), valamint a szubjektív pszichoakusztikai vizsgálatok érdekes ismereteket adhatnak a térhallás-változásról. A szubjektív vizsgálatok mellett/helyett szóba jöhet a nyomtatványok közvetlen mérés technikai felhasználása, amelynek során a sérült és a javított változatú fejet/fület használjuk fel a mérőmikrofonokkal.

8 Összefoglalás

A dolgozat célja a gyakorlatban is alkalmazható, esztétikai és funkcionalitás szempontból is megfelelő humán testrész-replikák készítése. Az interdiszciplináris terület megköveteli a mérnöki, informatikai és az orvosi tudományok együttműködését.

A Széchenyi István Egyetemen folyó tudományos feltáró kutatás keretében olyan 3D-alapú rendszer kerül kifejlesztésre, amely munkafolyamat-lépéseken át mutatja be az utat a páciens megérkezésétől a 3D (kézi) szkennelésen és utómunkán át a kész replikák kinyomtatásáig. A végcél a sérült, hiányos fülkagylók, esetleg orr plasztikai sebészeti pótlása, amely esztétikai és funkcionalitási szereppel is bír.

Fontos cél, hogy bár léteznek hasonló eljárások és nem ez az első eset nyomtatványok elkészítésére, egy viszonylag gyors, költséghatékony, egyszerű munkafolyamat álljon elő, amely egy kórházon belül megvalósítható.

Az eredmények alapján a jelenleg már elérhető kézi 3D szkennerek alkalmasak a felvételekre, a rendelkezésre álló ingyenes open-source képfeldolgozó programok használata könnyen elsajátítható, valamint puha polimer, műgyanta és bio nyomtatható anyagok néhány óra alatt kész nyomtatványokat tudnak előállítani. A sebészeti felhasználás és tesztelés jelenleg is folyik, ahol a fő kérdés az utólagos „szobrászkodás” időigénye, a rögzítési technikák vizsgálata, valamint a funkcionális javulás (tárhallás-akusztikai) ellenőrzése.

9 Irodalomjegyzék

- [1] K. Hyun-Wook. “Scientists Prove Feasibility of “Printing” Replacement Tissue.” <https://newsroom.wakehealth.edu/news-releases/2016/02/scientists-prove-feasibility-of-printing-replacement-tissue>
- [2] A. Aimar, A. Palermo, and B. Innocenti, “The role of 3D printing in medical applications: a state of the art,” *Journal of healthcare engineering*, Article ID 5340616, 2019.
- [3] J. Jang, J. Y. Park, G. Gao, and D. W. Cho, “Biomaterials-based 3D cell printing for next-generation therapeutics and diagnostics,” *Biomaterials*, vol. 156, pp. 88-106, 2018.
- [4] <http://www.3shape.com/>
- [5] M. P. Evison, and R. W. V. Bruegge (Eds.), “*Computer-aided forensic facial comparison*,” CRC Press, 2010.
- [6] J. Gartner. “3D-Drucker erzeugen biologisch verträgliche Nasen Prothese (Update).” <http://3druck.com/forschung/3d-drucker-erzeugen-biologisch-vertraegliche-nasen-prothese-357217/>
- [7] A. W. Shahrom, P. Vanezis, R. C. Chapman, A. Gonzales, C. Blenkinsop, and M. L. Rossi, M. L., „Techniques in facial identification: computer-aided facial reconstruction using a laser scanner and video superimposition,” *International Journal of Legal Medicine*, vol. 108, no. 4., pp. 194–200, 1996.
- [8] J. Reece. „Mcor-Doctors in Belgium use Mcor Paper-Based 3D Printing to Dramatically Reduce Surgical Time.” <https://additivemanufacturing.com/2013/10/20/mcor-doctors-in-belgium-use-mcor-paper-based-3d-printing-to-dramatically-reduce-surgical-time/>
- [9] <https://www.youtube.com/watch?v=Aarsp7bEr9c>
- [10] I. H. Habboush, K. D. Mitchell, R. V. Mulkern, P. D. Barnes, and S. T. Treves, “Registration and alignment of three-dimensional images: an interactive visual approach,” *Radiology*, vol. 199, no. 2., pp. 573–578, 1996.
- [11] A. M. Oliveira, C. Quaresma, and B. A. R. Soares, “Development of a 3D-printed body-powered prosthesis with flexible materials,” *In Advances and Current Trends in Biomechanics*, pp. 294-298, CRC Press, 2021.
- [12] J. Sullivan, “Printable ‘bionic’ ear melds electronics and biology,” <https://www.princeton.edu/news/2013/05/08/printable-bionic-ear-melds-electronics-and-biology>
- [13] M. S. Mannoor, Z. Jiang, T. James, Y. L. Kong, K. A. Malatesta, W. O. Soboyejo, and M. C. McAlpine, “3D printed bionic ears,” *Nano Letters*, vol. 13., no. 6., pp. 2634–2639, 2013.
- [14] <https://custom.ultimateears.com/>
- [15] F. Fu, and Y. Luximon, “A systematic review on ear anthropometry and its industrial design applications,” *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, vol. 30., no. 3., pp. 176–194, 2020.
- [16] E. Mussi, R. Furferi, Y. Volpe, F. Facchini, K. S. McGreevy, and F. Uccheddu, “Ear reconstruction simulation: from handcrafting to 3D printing,” *Bioengineering*, vol. 6., no. 1., p. 14, 2019.
- [17] A. J. Lin, J. L. Bernstein, and J. A. Spector, J. A., “Ear Reconstruction and 3D Printing: Is It Reality?,” *Current Surgery Reports*, vol. 6., no. 2., pp. 1–10. 2018.
- [18] N. Bhamare, K. Tardalkar, P. Parulekar, A. Khadilkar, and M. Joshi, “3D printing of human ear pinna using cartilage specific ink,” *Biomedical Materials*, vol. 16., no. 5., 055008, 2021.
- [19] T. H. Jovic, E. J. Combella, Z. M. Jessop, and I. S. Whitaker, “Using 3D Printing Technology to Teach Cartilage Framework Carving for Ear Reconstruction,” *Frontiers in Surgery*, vol. 7., p. 44, 2020.
- [20] N. Bhamare, K. Tardalkar, A. Khadilkar, P. Parulekar, and M. G. Joshi, “Tissue engineering of human ear pinna,” *Cell and Tissue Banking*, pp. 1–17, 2022.
- [21] A. Argyropoulos, and P. N. Botsaris, “Modern Applications of 3D Printing: The Case of an Artificial Ear Splint Model,” *Methods and Protocols*, vol. 4., no. 3., p. 54, 2021.
- [22] B. K. Jung, J. Y. Kim, Y. S. Kim, T. S. Roh, A. Seo, K. H. Park, and I. S. Yun, “Ideal scaffold design for total ear reconstruction using a three-dimensional printing technique,” *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 107., no. 4., pp. 1295–1303, 2019.
- [23] S. Fukuhara, S. Shiomi, B. Yang, K. Kim, S. F. Bolling, J. Haft, and G. M. Deeb, “Early structural valve degeneration of Trifecta bioprosthesis,” *The Annals of Thoracic Surgery*, vol. 109, no. 3, pp. 720-727, 2020.

- [24] N. Bruns, and C. Krettek, "3D-printing in trauma surgery: Planning, printing and processing," *Der Unfallchirurg*, vol. 122, no. 4, pp. 270-277, 2019.
- [25] C. D. Fay, A. Jeiranikhameneh, S. Sayyar, S. Talebian, A. Nagle, K. Cheng, and G. G. Wallace, "Development of a customised 3D printer as a potential tool for direct printing of patient-specific facial prosthesis," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 120, no. 11, pp. 7143-7155, 2022.
- [26] J. Xu, Z. M. Aung, S. Cheong, T. Won, R. Zhang, F. Xu, and D. Han, "Evaluation of effectiveness of three-dimensional printed ear splint therapy following ear elevation surgery in microtia patients: A randomized controlled trial," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 48, no. 8, pp. 786-791, 2020.
- [27] J. Rezmer, I. Wasilewska, and Ł. Świątek, "Use of 3d printing technology in the treatment of microtia and other outer ear deformities," *Journal of Education, Health and Sport*, vol. 12, no. 9, pp. 381-387, 2022.
- [28] M. T. Ross, R. Cruz, C. Hutchinson, W. L. Arnott, M. A. Woodruff, and S. K. Powell, "Aesthetic reconstruction of microtia: a review of current techniques and new 3D printing approaches," *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 13, no. 2, pp. 117-130, 2018.
- [29] D. Fofi, T. Sliwa, and Y. Voisin, "A Comparative Survey on Invisible Structured Light," In: *SPIE Electronic Imaging — Machine Vision Applications in Industrial Inspection XII*. San Jose, USA. pp. 90-97, 2004.
- [30] R. Morano, C. Ozturk, R. Conn, S. Dubin, S. Zietz, and J. Nissano, "Structured light using pseudorandom codes", *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 20., no. 3., pp. 322-327, 1998.
- [31] T. Raj, F. H. Hashim, A. B. Huddin, M. F. Ibrahim, and A. Hussain, "A Survey on LiDAR Scanning Mechanisms," *Electronics*, vol. 9., no. 5., p. 741, 2020.
- [32] J. Geng, "Structured-light 3D surface imaging: a tutorial," *Advances in Optics and Photonics*, vol. 3., no. 2., pp. 128-160, 2011.
- [33] S. Zhang, "High-speed 3D shape measurement with structured light methods: A review," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 106., pp. 119-131, 2018.
- [34] S. Chen, W. Tao, H. Zhao, and N. Lv, "A Review: Application Research of Intelligent 3D Detection Technology Based on Linear-Structured Light," *Transactions on Intelligent Welding Manufacturing*, pp. 35-45, 2021.
- [35] U. Özsoy, R. Sekerci, A. Hizay, Y. Yildirim, and H. Uysal, "Assessment of reproducibility and reliability of facial expressions using 3D handheld scanner," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 47., no. 6., pp. 895-901, 2019.
- [36] K. C. Koban, S. Cotozana, K. Frank, J. B. Green, L. Etzel, Z. Li, and T. L. Schenck, "Precision in 3-dimensional surface imaging of the face: a handheld scanner comparison performed in a cadaveric model," *Aesthetic Surgery Journal*, vol. 39., no. 4., NP36-NP44, 2019.
- [37] S. Xia, S. Guo, J. Li, and C. Istook, "Comparison of different body measurement techniques: 3D stationary scanner, 3D handheld scanner, and tape measurement," *The Journal of the Textile Institute*, vol. 110, no. 8., pp. 1-11, 2019.
- [38] L. Rumbo-Rodríguez, M. Sánchez-SanSegundo, R. Ferrer-Cascales, N. García-D'Urso, J. A. Hurtado-Sánchez, and A. Zaragoza-Martí, "Comparison of Body Scanner and Manual Anthropometric Measurements of Body Shape: A Systematic Review," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18., no. 12., 6213, 2021.
- [39] <https://www.creaform3d.com/en/handheld-portable-3d-scanner-goscan-3d>
- [40] M. Botsch, L. Kobbelt, M. Pauly, P. Alliez, P., and B. Lévy, "Polygon mesh processing," CRC Press, 2010.
- [41] MeshLab 2020.12 release notes. Official GitHub Repository. 2020-12-01.
- [42] I. Y. Tian, B. K. Ng, M. C. Wong, S. Kennedy, P. Hwaung, N. Kelly, and J. A. Shepherd, "Predicting 3D body shape and body composition from conventional 2D photography," *Medical Physics*, vol. 47, no. 12., pp. 6232-6245, 2020.
- [43] M. Zhao, J. Kawahara, K. Abhishek, S. Shamanian, and G. Hamarneh, "Skin3D: Detection and longitudinal tracking of pigmented skin lesions in 3D total-body textured meshes," *Medical Image Analysis*, vol. 77, 102329, 2022.
- [44] A. Hornung, T. Steeb, A. Wessely, T. J. Brinker, T. Breakell, M. Erdmann, and M. V. Heppt, "The Value of Total Body Photography for the Early Detection of Melanoma: A Systematic Review," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18., no. 4, 1726, p 16., 2021.

- [45] Gy. Wersényi, T. Wittenberg, and A. Sudár, "Handheld 3D Scanning and Image Processing for Printing Body Parts - A Workflow Concept and Current Results," In *1st International Conference on Internet of Digital Reality*, IEEE, pp. 1–7, 2022.
- [46] S. M. Islam, M. Bennamoun, R. A. Owens, and R. Davies, "A review of recent advances in 3D ear- and expression-invariant face biometrics," *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 44., no. 3., pp. 1–34, 2012.
- [47] X. Sun, G. Wang, L. Wang, H. Sun, and X. Wei, "3D ear recognition using local salience and principal manifold," *Graphical Models*, vol. 76., no.5., pp. 402–412, 2014.
- [48] A. Pflug, A. Winterstein, and C. Busch, „Ear detection in 3D profile images based on surface curvature,” In *2012 Eighth International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing*, IEEE, pp. 1–6, 2012.
- [49] A. Nuseir, M. M. D. Hatamleh, A. Alnazzawi, M. Al-Rabab'ah, B. Kamel, and E. Jaradat, "Direct 3D printing of flexible nasal prosthesis: optimized digital workflow from scan to fit," *Journal of Prosthodontics*, vol. 28, no. 1, pp. 10-14, 2019.
- [50] N. Vidakis, M. Petousis, N. Vaxevanidis, and J. Kechagias, "Surface roughness investigation of Poly-Jet 3D printing," *Mathematics*, vol. 8, no. 10, p. 1758, 2020.
- [51] P. Pandey, and M. Taufik, "A Review on PolyJet 3-D Printing Process and Its Applications," *Recent Advances in Mechanical Engineering*, pp. 401-410, 2023 (2022 online).
- [52] N. Muthuram, P. S. Madhav, D. K. Vasan, M. E. Mohan, and G. Prajeeth, "A review of recent literatures in poly jet printing process," *Materials Today: Proceedings*, pp. 1-15, 2022. doi.org/10.1016/j.matpr.2022.08.090
- [53] G. Krupa, "A 3D nyomtatás otthoni lehetőségei, avagy mire is használható a technológia a mindennapokban," *Journal of Applied Multimedia* 3./XI./2016, pp. 35-43, 2016.

10 Függelék - 3D nyomtatás alapjai

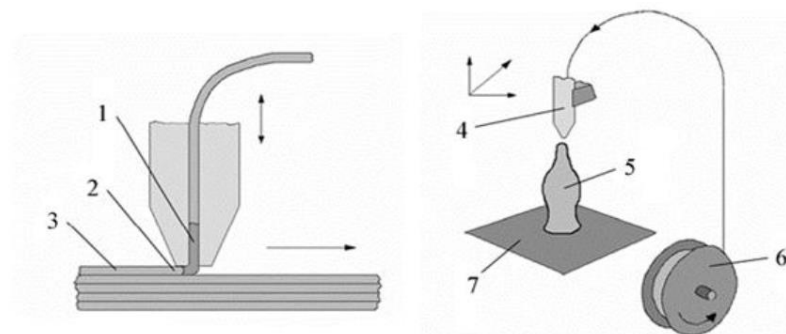
1980-as évek közepe felé már kidolgozták a 3D nyomtatás alapjait, de csak egy kis csoport foglalkozott tovább vele. Mára azonban a mindennapos gyártástechnológia része. Jó összefoglalás található egy 2016-os cikkben [53].

Alapelv szerint ez is ugyanaz, mint már több működő CNC és egyéb program-vezérelt koordináta-pályás rendszer. Többféle kialakítás létezik. Az egyik szerint G-kódos (koordináta-pályás rendszer) olvasztásos elven egy extruder fejen keresztül felhevített szálát épít fel egymásra a rétegenként. Ennek nincs túl nagy felbontása, ezért nem is olyan pontos. A koordinátákat a beszinkelt alapról fordítja maga a program át. Egy másik elv olyan, mint a sima fénymásoló működése, csak itt Z-tengely is van. Ennek pontossága már 100 mikronos, ami már elég pontosnak mondható.

A 3D-s nyomtatás legelterjedtebb felhasználási módja a prototípusgyártás. Számítógépen előre megtervezett séma alapján egy erre a célra készített speciális berendezésen, méretarányosan, különböző anyagokból – főképp polimerből, műanyagból – készíthető el a prototípus. Jellemzően mérettől függ a készítési idő, egy tenyérnyi méretű tárgy 6-8 óra alatt készül el. A leggyakrabban használt anyag az ABS polimer, ami kemény, strapabíró és viszonylag olcsó. Alapanyag szerint leginkább ABS és PLA műanyagot használnak, de manapság már fém, fa, kerámia, szövetanyag is előfordulhat.

Ömlédékrétegezés (Fused Deposition Modeling, FDM)

FDM esetén egymásra olvasztjuk a műanyagrétegeket célzott koordináta alapján, amit CAD/CAM rendszer vezérel. Itt a lényeg az a bizonyos extruder fej, amiben magas hőmérsékletre hevítjük az alapanyagot, itt az folyékonnyá válik, majd adott méretben célba vesszük és végül letéve megdermed, hozzákötődik a mellette lévőhöz. A technológiai rétegvastagság 0.025 mm-től 1.25 mm-ig terjed, alapanyaga lehet ABS, PLA, Nylon, és már manapság kapható fém- és faforgácsot tartalmazó is.



Az ömlédékrétegezés (FDM) elve 1) ömladék állapotba hozott anyag, 2) megszilárdulás kezdete, 3) megszilárdult állapot, 4) hevített FDM fej, 5) modell, 6) anyagadagolás, 7) mozgó asztal

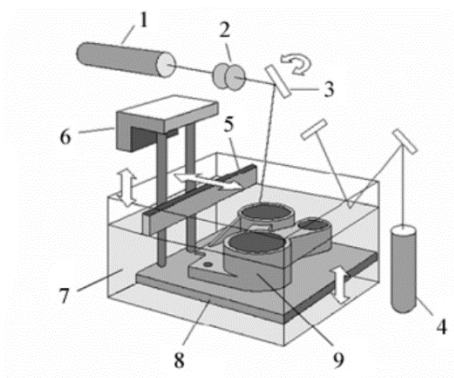


Ára manapság már a közfelhasználási körben pár száz dollár.

Lézer sztereo litográfia (SLA)

Ez a technológia a lézer segédelmével nagy teljesítménnyel olvasztja meg és ragasztja egymáshoz a rétegeket. Fénymásoló géphez hasonlóan működik, de a tinta helyett folyadékot polimerizál egy előre meghatározott koordináta szerint, amelyet CAD/CAM program vezérel és égeti össze.

Ennek pontossága már elég jó bizonyos prototípusok előállításra. Alapanyaga szerint széles a választék, hagyományos ipari műanyagok és nylonok. Nagy pontossága és az alapanyagok okán az orvoslásban is nagy hasznát vesszük.

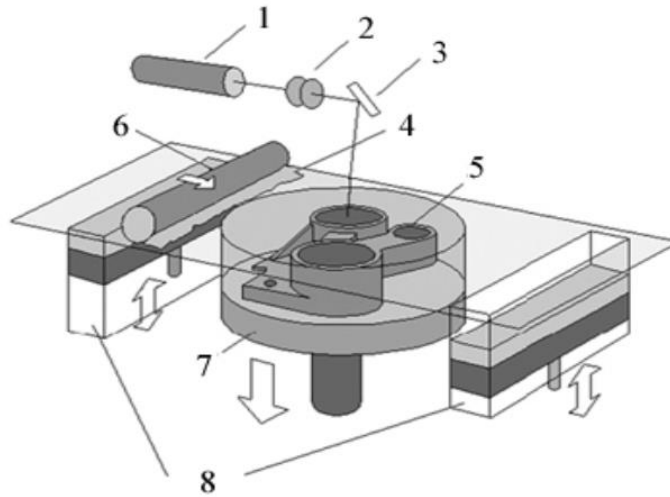


A lézer sztereolitográfias berendezés (SLA) vázlata 1) HeCd vagy YVO4 lézer, 2) fókuszáló lencsék, 3) tükör, 4) HeNe lézer a vastagság mérésére, 5) simító lemez, 6) alaplemez mozgató szerkezet, 7) folyékony műanyag gyanta, 8) alaplemez, 9) elkészült modell)

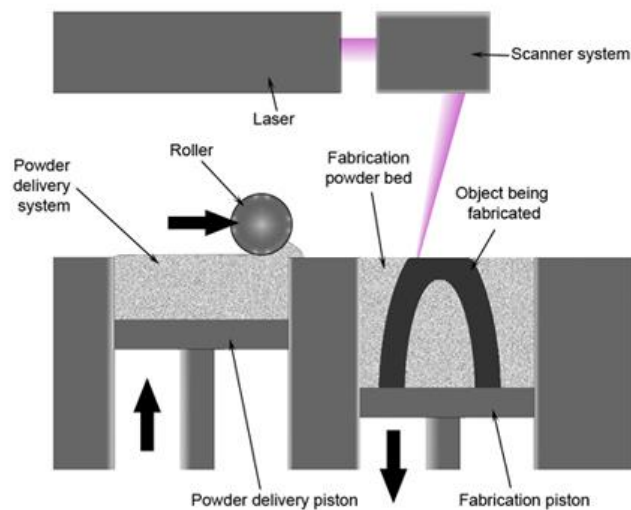
Ezen a képen az látható, hogy a folyadékban van az alapanyag, ami viasz, alatta pedig a lézer. Felfelé járva a lézer rétegenként világítja meg, és a Z-tengely felfelé halad a nyomtatás sebességében. Ezzel nagy pontosság érhető el, és negatívba is nyomtatva öntőformaként használható, akár orvosi alkalmazásban is.

Szelektív lézer szinterézis (SLS)

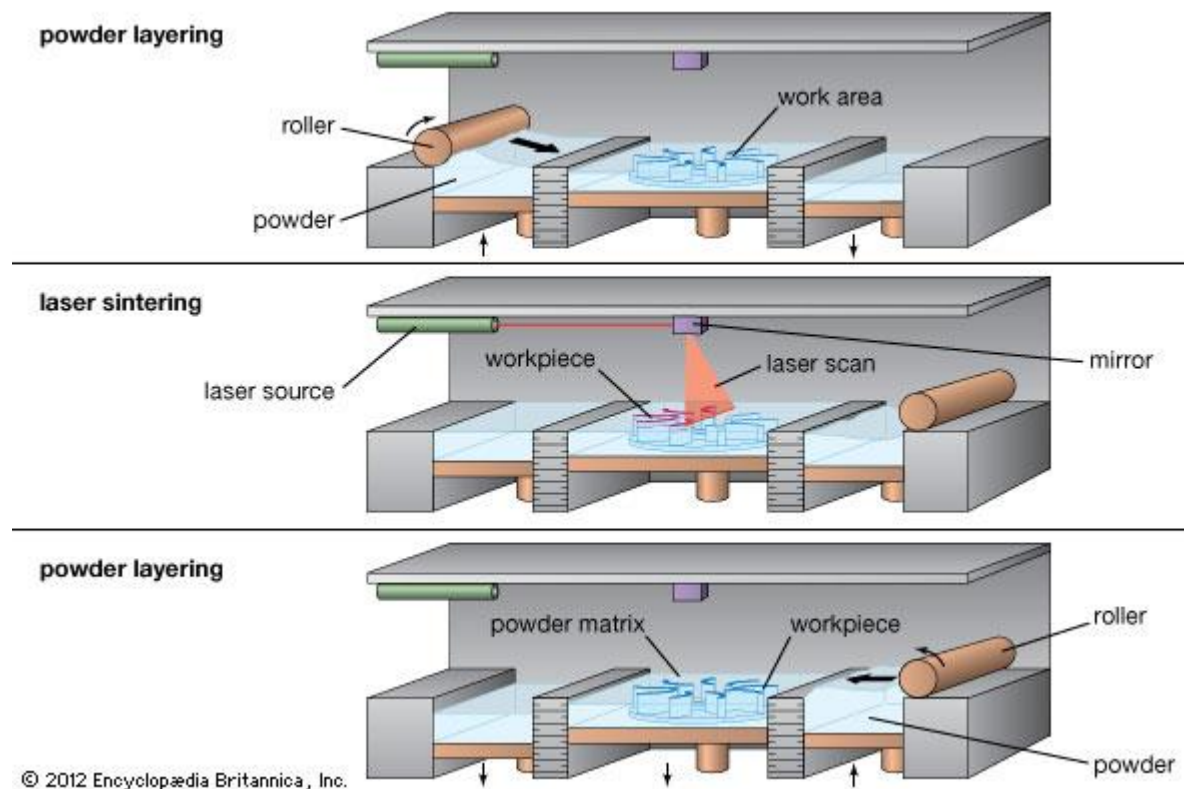
Alapelve szerint ugyanaz, mint az SLA-gépek, csak azzal a kis különbséggel, hogy itt nem folyadékot, hanem port polimerizálunk. Alapanyagok szerint nagy a választék, sima ipari alapoktól egészen a biomorf anyagokig terjed.



Szelektív lézer szinterező (SLS) berendezés vázlata 1) CO₂ lézer, 2) fókuszáló lencsék, 3) tükör, 4) szinterezetlen por, 5) modell, 6) terítőhenger, 7) alaplemez, 8) adagoló tartályok

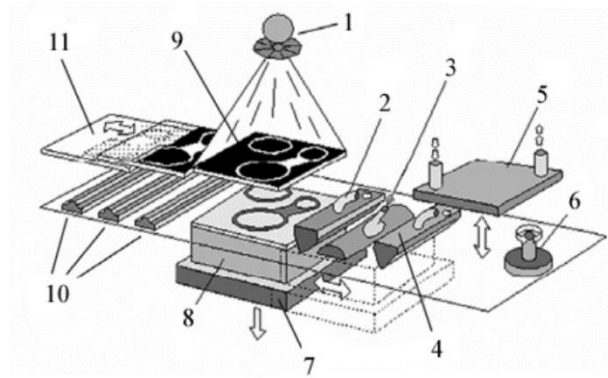


Pontossága 50 mikron rétegenként. Ára már kicsit magasabb, kb. 5-10 milló Ft. De ha az orvoslásban szeretnénk használni, elérheti akár a 100 milliós tételt is.



Réteges fotopolimerizáció (Instant Slice Curing, ISC)

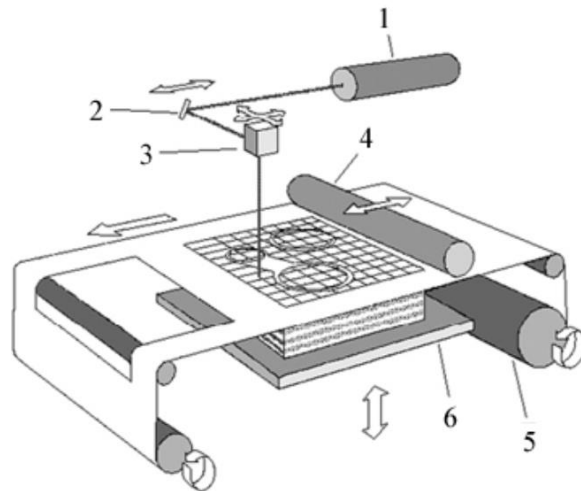
Itt nem lézersugárral polimerizálunk, hanem maszkok segítségével rétegenkénti maszkolással, majd UV-fénnyel kötjük össze az anyagot. A maszkot elektrosztatikus töltés formában üvegre viszik, majd a tunerrel előhívják, végül levilágítás után letisztítva az üveglapot jöhet a következő réteg.



Instant Slice Curing ISC prototípus gyártási eljárás 1) UV lámpa, 2) polimer bevezetés, 3) polimer elvezetés, 4) viasz elvezetés, 5) hűtőlap a viasz megszilárdításához, 6) marófej a viaszréteg marásához, 7) asztal, 8) viasztömb belsejében a modellel, 9) maszk, 10) elektrosztatikus feltöltés, maszk létrehozás, maszk törlés, 11) maszkhordozó

Támaszanyagként viaszt használnak, ami könnyen eltávolítható a munka végeztével. Rétegvastagsága 0.15 mm, egy óra alatt 15 mm, azaz 100 réteg tehető egymásra.

Réteges kivágás és felépítés (Laminated Object Manufacturing, LOM)



Réteges kivágás és felépítés (LOM) 1) CO₂ lézer, 2) optika, 3) x-y pozicionálás, 4) vasalóhenger, 5) papír, 6) munkaasztal

Ennél a technikánál előre megtervezett rétegek vannak kivágva és egymáshoz ragasztva. A maradékot a gép félreteszi és eltávolítja, hogy a későbbi munkában ne zavarjon. Rétegvastagsága 0.05 mm.



Magyarországon is elérhető már a Stratasys gyártó Objet szériájának egyik asztali változata, SLS elven működő printere UV fényes levilágítással, 8 féle anyagból, külön anyagtulajdonsággal. Átlátszó merev, átlátszatlan fehér merev, átlátszatlan kék merev, áttetsző fekete merev, szürke átlátszatlan merev, polypropilén-szerű és magas hőállóságú változatban, valamint a nem mérgező fotopolimer Full Cure705 típus is.