

Csontokról készített CT felvételektől a CAD geometriáig

From CT scan to the CAD geometry

*Bogya Péter egyetemi hallgató, Dr. Ficzer Péter egyetemi adjunktus, Dr. Horváth Eszter egyetemi adjunktus, Dr. Lovas László egyetemi docens, BME Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék
bogyapec@bme.hu*

ABSTRACT

Human bone replacement may be required by many cases because of they radical defects. By development of additive manufacturing can causes that produce customized implants will replace the traditional fix size ones. This write shows some steps of a possible way to design costumized implants, mainly with image processing and 3D modeling.

1. BEVEZETÉS

Az additív gyártástechnológiák egyre rohamosabb fejlődése és költségeinek csökkenése révén egyre inkább elérhetővé válnak a rétegről-rétegre építkező, eddig inkább csak a gépiparban prototípus gyártásra alkalmazott, összefoglaló néven úgynevezett 3D nyomtatásos módszerek az élet minden területén [1]. Így az orvostudomány részéről is megjelent az igény ennek hasznosítására [2].

Csontok pótlására számos sebészeti beavatkozás során szükség lehet azok súlyos defektusa miatt. Napjainkban még jellemzően sorozatgyártott implantátumokat alkalmaznak, melyek csak egy bizonyos méretsorozatban készülnek. Adott esetben a páciensnek méretben legmegfelelőbb darabot választják ki és ültetik be. Azonban szélsőséges esetekben a páciens anatómiai- vagy a defektus sajátosságaiból adódóan ezek a sorozatgyártott implantátumok csak nehezen vagy egyáltalán nem használhatók. Itt merült fel az igény, hogy a sorozatgyártott példányoktól eltérjünk és egyedi implantátumokat alkossunk meg. Ezen egyedi implantátumok jobban reprezentálják az eredeti csont geometriákat, illetve a tervezés során tetszőlegesen módosítható a modell, hogy majd a kész implantátum minden szempontból megfelelő legyen [3].

Hagyományos implantátumok legtöbbször biokompatibilis korrózióálló acélból vagy titánötvözetből készülnek. Az ilyen csontpótlások mechanikai jellemzői az anyag és a kötött geometriai igények miatt nagyban eltérhetnek az emberi csontétól. A beültetéstől

számítva az idő előrehaladtával ez a nagymértékű különbség az implantátummal kapcsolatban lévő csontok károsodásához, továbbá ez a károsodás visszahatva az implantátum kilazulásához vezethet és annak szükségszerű cseréjét eredményezheti. Ebből látható, hogy nem csak a defektusok jellegéből adódóan lehet szükség egyedi implantátumokra, az additív gyártástechnológiák lehetővé teszik sokkal kedvezőbb mechanikai tulajdonság elérését is. Így az eredeti csontot, anyagjellemzőiben jól megközelítő implantátum gyártható. [4] Ezért ezeknek az implantátumoknak a számítógépes 3D modelljét úgy kell kialakítani, hogy a modellalkotás után végelemes vizsgálat is végezhető legyen rajta és annak eredménye alapján szükség szerint módosítani tudjunk a modellen, ha az túlságosan nagy mértékben eltér az eredeti csont mechanikai tulajdonságaitól [5]. Az eredeti csont anyagjellemzőire legtöbbször csak becslésekkel élhetünk mivel azok a kortól, egészségi állapottól és a csont típusától is függhetnek. [6]

2. FOLYAMAT

Az egyedi implantátumok tervezése és gyártása több lépcsőből áll, melyek közül ez a cikk a pótlandó csont 3D modelljének megalkotásával és ezután annak egyszerűsítésével, vagyis az implantátum tervezésével foglalkozik.

3. 3D MODELL ALKOTÁS

3.1. CT felvétel a defektusról

A 3D-s modellalkotáshoz szükséges bemeneti információt esetünkben egy CT (Computed Tomography) vizsgálat felvételei adják. A vizsgálat tárgya egy idős hölgy egyik kézfejből eltávolított erősen csonttrikulázos human metacarpale. A vizsgált csont CT berendezés segítségével készített DICOM állományokat tudjuk felhasználni a 3 dimenziós modell megalkotásához.



1. ábra. A human metacarpale elhelyezkedése a kézfejen

Ezek a fájlok megjelenítve szürkeárnyalatos rétegfelvételek, ahol az egyes képpontok a vizsgált szegmentum adott pontjára jellemző gyengítési értéket tárolják. A fájlok tartalmaznak egyéb adatokat is, melyek a vizsgált paciensre, illetve a rétegek távolságára és a képeken látható objektumok méretére utalnak. A legtöbb szövettípus különböző gyengítési értéktartományt képvisel. [7] Így DICOM állományok képi fájlformátumba való átalakítása után képfeldolgozási módszerekkel a vizsgált szövet, jelen esetben csont egyszerűen elkülöníthető környezetétől, hogy aztán modellt alkothassunk belőle.

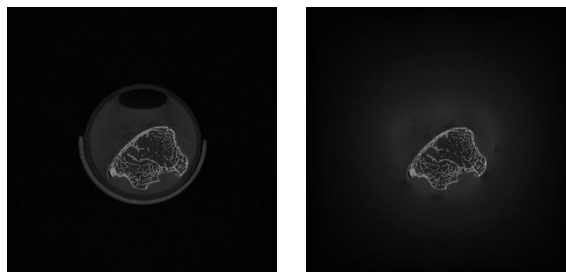
3.2. Képfeldolgozás MATLAB-ban

A CT felvételekből készített képállományok feldolgozása a MATLAB program segítségével történt, mely a mérnöki használat egyik legsokoldalúbb speciális programrendszere.

A MATLAB alkalmas arra, hogy egy benne megírt programnak megfelelően automatikusan, bármilyen beavatkozás igénye nélkül egyesével beolvassa és feldolgozza az rétegfelvételeknek megfelelő képeket. A program automatikus futása azért lehetséges, mert az egyes képek egy felvételtől származnak így képpontban meghatározott méretük és az egyes képpontok - meghatározott irányokban - egymástól való távolsága azonos. Továbbá nevük rendszerezve van és az egyes rétegek közti távolság is azonos. Ez egyben azt is jelenti, hogy szinte minden esetben, ha egy új CT felvétel feldolgozását kívánjuk megkezdeni, akkor az előzőekben felsorolt bemeneti paramétereket át kell írni a programban.

A program - a képekkel sorban haladva - egyesével olvassa be és dolgozza fel azokat. A beolvasás után az egyes képek egy 2 dimenziós mátrix formájában tárolódnak, ahol a mátrix minden eleme egy-egy képpontnak feleltethető meg. Innentől a feldolgozási műveletek is ezeket a mátrixokat használják.

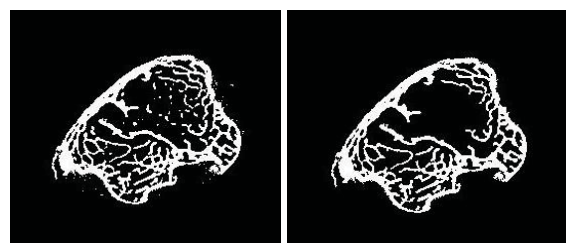
A feldolgozás első lépése a maszkolás, a csont körüli nagyobb intenzitású részek eltávolítására. Ennek érdekében egy sokszöget definiálunk a csont köré, mely egy maszkot alkot és az ezen kívül eső pixeleket megváltoztatjuk.



2. ábra. Bal oldalon egy beolvasott eredeti kép, jobb oldalon a maszkolás utáni kép

A következő lépésben binarizáljuk a képet melynek következtében a 2 dimenziós mátrix csak egyeseket és nullákat fog tartalmazni, ahol egy-egy képpontról egy meghatározott intenzitási határ alapján döntünk, hogy mivé alakítjuk.

A 3. ábra bal oldali képén jól látható, hogy a binarizálás után sok kis apró folt is maradt a képen. Ezeket az apró kis foltokat eltüntetjük, hogy később a 3 dimenziós modellnél ne legyenek kis lebegő szemcsék a csont modellje körül.

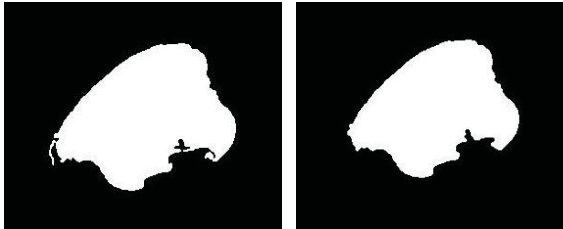


3. ábra. Bal oldalon a binarizálás utáni kép a, jobb oldalon a kis objektumok kiszűrése utáni kép

Habár az eredeti geometriát a 3. ábra jobb oldali képe közelíti meg leginkább, az ezekből a képekből előállított modellt még fejlett 3D-s nyomtatással is nehezen lehetne előállítani, ráadásul a végeselemes szimulációkat ezen a modellen lehetetlen lenne elvégezni [8]. Így a szilárdsági tulajdonságait nem lehetne előre meghatározni. Ezért a következő lépésben - a külső geometria megtartása mellett - a belső részek leegyszerűsítése a fő szempont, amit az úgynevezett lyukak feltöltésével érünk el.

A lyukak feltöltésének eredményét a 4. ábra bal oldali képe mutatja.

Ezután még egy alaktani változtatást alkalmazunk, melynek szemmel látható eredménye a csontszemek területének egyenletesebbé válása.



4. ábra. Bal oldalon a lyukak feltöltése utáni kép, jobb oldalon a 'simított' területtel rendelkező kép

3.3. Felületmodell előállítás MATLAB-ban

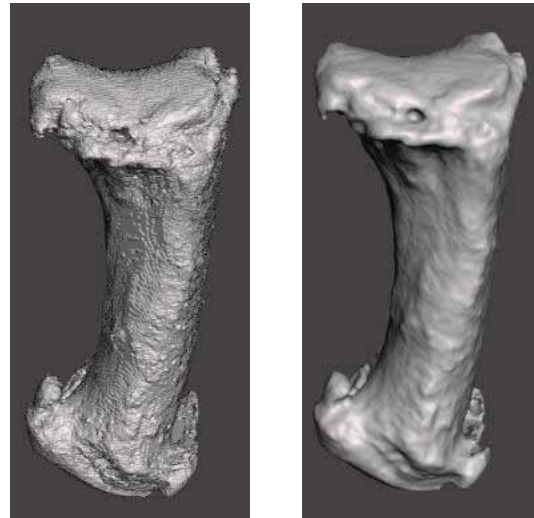
Egy darab kép feldolgozásának eredményét a 4. ábra jobb oldali képén láthatjuk. Az ábra ugyan képként megjeleníthető, azonban ez még mindig egy kizárólag bináris számokból álló kétdimenziós mátrix. Az összes kép feldolgozásából származó kétdimenziós mátrixokat egymásra pakolva egy háromdimenziós mátrixot kapunk. A háromdimenziós mátrixokon kívül még szükség van 3 darab speciális vektorra is, melyek az x, y, z irányokban a mátrix egyes rétegeinek normális irányú távolságát határozza meg egy tetszőlegesen bázisnak választott ponttól.

Most már minden adott, hogy a csontról elkészítsük a felületmodellünket. Az adatokat behívva egy másik MATLAB program képes felületmodell, azaz STL típusú fájl kimenetként generálni. Az így készült felületmodell mutatja be a 5. ábra bal oldali képe.

4. A MODELL ÁTALAKÍTÁSA

4.1. Hibák javítása

A létrehozott modell ebben a formájában még sok hibát tartalmazhat. Ezek lehetnek: a réteges felépítésből származó enyhe szögletesség, a csonttól elkülönülő lebegő objektumok, amelyek nagyobb méretük miatt nem lettek kiszűrve a képfeldolgozás során, a képfeldolgozás hibáiból adódó nem az eredeti csont részét képező kitüremkedések, a felület nyitottsága, zárványok a csont belsejében. Ezeket az esetleges hibákat javítjuk.



5. ábra. Az eredetileg előállított- (bal oldalon) és a javított felületmodell (jobb oldalon)

4.2. Testmodell megalkotása

Általánosságban a felületmodellek nem alkalmasak a végeleemes szimulációk elvégzéséhez, így azokat valamilyen tömör test modellé kell konvertálni. Az így kapott solid modell a felületmodell hálózásának megfelelő háromszögelt felülettel rendelkező test modell.

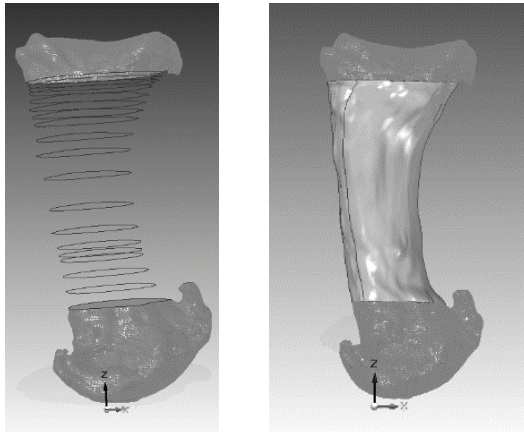
Ez a modell már alkalmas is lehetne a végeleemes modellezésére, viszont mivel a felületet felépítő háromszögek nagyon kicsik a végeleemes szoftverben csak nagyon kicsi elemmérettel lehetne behálózni. Továbbiakban ez azt is okozná, hogy nagyon sok számítást kell végeznie a szoftvernek, ami sok időt és számítógépes erőforrást igényel. Ezt elkerülendő egyszerűsítjük a modellt.

4.3. Modell egyszerűsítés

A modell egyszerűsítésére egy lehetséges módszer, hogy a modellt megfelelő helyeken elmentve a keresztmetszeteket egy NURBS típusú görbével helyettesítjük. A megalkotott görbéken keresztül úgynevezett átvezetett kihúzást végzünk el. Így újra alkotjuk a modell egy részét, aminek már nem háromszögelt a felülete [3].

Az átvezetett kihúzás arra azonban nem alkalmas, hogy két vagy több irányba elágazzon. Ezt kiküszöbölendő a modell azon részét, ahol ilyen előfordulna a kis felületháromszögek összevonásával és újradefiniálásával egyszerűsíthetünk majd a külön elágazásokra újból alkalmazható az átvezetett kihúzás módszere. Az így kapott modelleken - a jóval egyszerűbb felületi geometriájuk révén-

könnyebben végezhető el egy végelelemes analízis.



9. ábra. Bal oldalon az egyesével megrajzolt görbevonalak, jobb oldalt pedig már a göbök által újraalkotott modell

Az egyszerűsítés után kapott geometria, a gyártás után gyakorlatilag alig tér el az eredeti geometriától, ahogy ez a 10. ábrán is látható. Ez azt jelenti, hogy az egyszerűsített geometria kezelhetőségben jelentős mértékben javult, míg az egyszerűsítések során történt információvesztés (alaki eltérés az eredeti geometriától) szinte jelentéktelen.



10. ábra. Az eredeti és az egyszerűsített geometria a nyomtatás után

5. ÖSSZEGZÉS

Egy személyre szabott csontpótló implantátum tervezésének korai szakaszában a képfeldolgozás lehetőséget biztosít arra, hogy a külső geometria megtartása mellett szabadon alakítsuk a felvételeket még a modellalkotás

előtt. Majd a testmodell NURBS görbékkel történő leírása egy jó módot szolgálhat annak egyszerűsítésére.

6. KÖSZÖNETNYÍLVÁNÍTÁS

A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKIH Alapból valósul meg, a projekt címe: Egyénre szabott orvosi biológiai implantátumok és segédeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra; a pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022.

7. IRODALMAK

- [1] P. Ficzer, L. Borbás, Á. Török. Economical Investigation Of Rapid Prototyping. International Journal for Traffic and Transport Engineering 3:(3) pp. 344-350. (2013)
- [2] Ficzer P., Borbás L. Gyors prototípus anyagok orvosi alkalmazásának lehetőségei, kérdései. In: Borbás Lajos (szerk.). Korszerű anyagok és gyártástechnológiák alkalmazása a gyógyászatban. Konferencia helye, ideje: Tatabánya, Magyarország, 2014.05.30-2014.05.31. Magyar Biomechanikai Társaság, 2014. p. 17. (ISBN:978-963-88981-2-8)
- [3] Györi M., Ficzer P. Increasing Role of Sections Caused by 3D Modelling. Periodica Polytechnica-Transportation Engineering 44:(3) pp. 164-171. (2016)
- [4] Popovics J., Manó S., Kiss R. M.: Személyre szabott csontpótló implantátumok előállításának folyamata irodalomfeldolgozás alapján. Biomechanika Hungarica XI. évfolyam, 1. szám
- [5] Ficzer P., Borbás L. Csontok anyagjellemzőinek közelítése a gyártástechnológiai paraméterek módosításával 3D nyomtatás esetén. Biomechanika Hungarica 10:(2) p. 22. (2017)
- [6] Reddy MVK, Ganesh BKC, Bharathi KCK, ChittiBabu P: Use of Finite Element Analysis to Predict Type of Bone Fractures and Fracture Risks in Femur due to Osteoporosis. (2016) J Osteopor Phys Act 4:180. doi: 10.4172/2329-9509.1000180
- [7] M. Mustra, K. Delac, M. Grgic: Overview of the DICOM Standard. 50th International Symposium ELMAR-2008, 10-12 September 2008, Zadar, Croatia
- [8] Györi M., Ficzer P. Use of Sections in the Engineering Practice. Periodica Polytechnica-Transportation Engineering 45:(1) pp. 21-24. (2017)