

Nem tömör szerkezetű, 3D nyomtatott orvostechnikai implantátumot modellező próbatetek vizsgálata

Investigation of hollow, cell structured, 3D printed specimens modelling a medical device

TEMESI Tamás^{1,}, Dr. KISS Zoltán^{2,3}*

¹ Doktorandusz, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Polimertechnika Tanszék. 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3., Magyarország

² Adjunktus, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Polimertechnika Tanszék. 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3., Magyarország

³ Adjunktus, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont. 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3., Magyarország

* E-mail: temesit@pt.bme.hu

Tel.: (+36-1) 463 1489, Fax: (+36-1) 463 1527, honlap: www.pt.bme.hu

Összefoglaló

Kutatásunk során biokompatibilis polimer anyagból készült, nem tömör szerkezetű, orvostechnikai implantátumot modellező próbateteket terveztünk meg és készítettünk el sztereolitográfiai (SLA) eljárással. Két különböző cellastruktúrát hasonlítottunk össze mechanikai (zömítő és hajlító) vizsgálatok segítségével: az ún. egységcellás, szimmetrikus cellaszerkezetet, valamint a Voronoi-diagram segítségével definiált sztochasztikus cellastruktúrát. Ez utóbbi merevség tekintetében ugyan elmaradt az egységcellás szerkezetű próbatetekétől, azonban a térhálósított alapanyagból készült próbatetek hajlítása során elnyújtott feszültség-alakváltozás görbéket kaptunk, amelyek nagymértékű energiaelnyelő képességre és ezáltal az emberi csontoknál is elengedhetetlen jó dinamikus tulajdonságok meglétére utalnak a próbatetekben.

Abstract

In our experiments, we measured the mechanical properties of 3D printed (stereolithography using laser curable resin) specimens modelling a medical device with special cell structures: half of the specimens were printed applying a symmetrical unit cell, while the other half had a stochastic cell structure described by the so-called Voronoi-diagram. While the specimens with the stochastic cell structure had lower stiffness values compared to the specimens with the symmetrical unit cell, during the bending of the former, we registered an elongated stress-strain curve indicating that the specimens with the Voronoi cell structure had considerable energy absorbing capacity which directly correlates with good dynamic properties similar to those of human bone tissue.

Kulcsszavak

3D nyomtatás, orvostechnika, implantátum, Voronoi-cella, mechanikai vizsgálatok

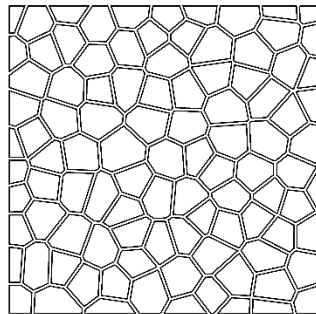
1. BEVEZETÉS

Az ortopéd sebészet egyik, modern technológiák felhasználásával újragondolható területe a csontpótlás, aminek szükségességét legtöbb esetben trauma, daganat vagy fertőzés (osteomyelitis) váltja ki. A károsodott szövetek eltávolítását követően a keletkezett csonthiányt valamiféleképpen pótolni kell. A csontbeültetés körülményes mivolta miatt egyre nagyobb szerepet kapnak napjainkban a mesterséges

anyagokból gyártott implantátumok [1-3]. A megújuló erőforrásból előállított, biokompatibilis polimerek ígéretes anyagként szolgálhatnak a csontdefektusok kezelésére, a prototípusgyártásban népszerűvé vált additív gyártástechnológiák pedig új utakat nyitnak az implantátum kialakítását illetően [4-6]. A 3D nyomtatási eljárások nagyfokú geometriai szabadsága lehetővé teszi tetszőleges, akár folytonosan változó tulajdonságokkal bíró cellastruktúrák alkalmazását is, amivel a beépülés folyamatának támogatása mellett az implantátum mechanikai tulajdonságai is szabályozhatóvá válnak. A különböző cellaszerkezetek más-más (mechanikai, hőtani, akusztikus, ...) tulajdonságokkal rendelkeznek [7].

Annak ellenére, hogy az additív gyártás egyik legnagyobb előnye a nem teljesen tömör (rácsos) szerkezetek kialakításának lehetősége, ezek alkalmazása nem minden esetben biztosít jobb tulajdonságokkal bíró terméket. Ha egyetlen célunk a merevség maximalizálása, akkor tömör felépítésű, ún. húzás-domináns megoldásokat érdemes alkalmazni. Ezzel szemben egy csontpótlásra tervezett implantátumnak a csonthoz hasonló tulajdonságokkal kell bírnia: egyszerre kell merevnek és rugalmasnak lennie, ezzel ellenállva a statikus és dinamikus igénybevételeknek is. Ilyen esetben ún. hajlítás-domináns cellastruktúrákat érdemes alkalmazni, mivel ezek kiváló energiaelnyelő képességgel rendelkeznek, amelyet jól szemléltet a mechanikai terhelésre adott nagy relatív nyúlásválaszuk.

A Voronoi-diagram ún. Dirichlet-Voronoi cellákból áll, amelyek úgy képezhetők, hogy a felbontani kívánt síkra vagy 3D-s térrészre sztochasztikusan véges mennyiségű x_i pontot helyezünk el. Ezután számítógépes algoritmus segítségével meghatározhatók azon síkterületek (1. ábra) vagy térrészek, amelyek egy kijelölt x ponthoz közelebb esnek, mint bármely másik x_{i-1} ponthoz. Az így kialakuló, határvonalakkal jól jellemezhető cellák összessége alkotja a síkbeli vagy térbeli Voronoi-diagramot. Ennek felhasználásával modellezik pl. a különböző mesterséges habok, valamint a szitakötő szárnyainak felépítését is [8].



1. ábra
Síkbeli Voronoi diagram [8]

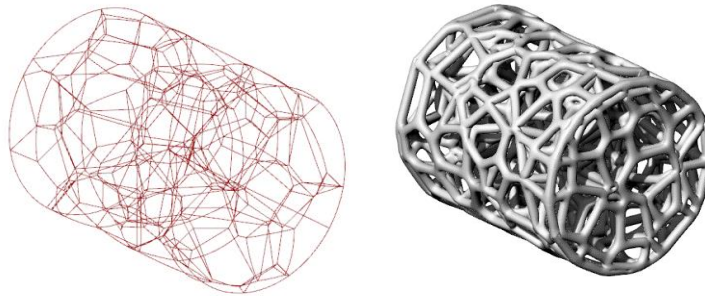
Jelen cikkben két különböző szerkezeti felépítésű, 3D nyomtatási eljárással (sztereolitográfiával) előállított próbatestek mechanikai tulajdonságait vizsgáltuk meg. A próbatestek egy része egységcellás, szimmetrikus szerkezeti felépítésű volt, míg a többi próbatest sztochasztikus cellastruktúráját a térbeli Voronoi-diagram segítségével definiáltuk.

2. ANYAGOK ÉS VIZSGÁLATI MÓDSZEREK

A szabályos cellastruktúrával készített próbatest modelljének előállítása az nTopology Element egységcellás rácsgeneráló szoftverének ingyenes verziójával történt. A Voronoi-diagrammal képzett rácsszerkezetet a Rhino NURBS modellező program Grasshopper beépülő moduljával készítettük el, a szerkezet megvastagítására pedig a T-Spline modult használtuk fel.

A zömítő és hajlító próbatestek nyomtatása egy Formlabs Form 2 típusú SLA 3D nyomtatóval történt meg, a gyártó által szállított Clear V4 típusú, lézersugárással térhálósítható fotopolimer gyanta alapanyagból. A zömítő próbatestek 25 μm , a hajlító próbatestek 50 μm rétegvastagsággal kerültek kinyomtatásra. A zömítővizsgálatokhoz felhasznált próbatestek nyomtatása során 55%-os térkitöltési tényezőt alkalmaztunk. Mivel az SLA berendezés a gyártás során nem képes tökéletesen kitérhálósítani a gyanta alapanyagot, ezért a próbatesteket Climacell 111 típusú UV kondicionáló berendezésben 10 percig utóterhálósítottuk (a megfelelő utóterhálósításhoz szükséges időt a próbatesteken végzett differenciál pászttázó kalorimetriás (DSC) vizsgálatok alapján határoztuk meg).

A zömítővizsgálatokat egy Zwick Z020 típusú, míg a hajlítóvizsgálatokat egy Zwick Z005 típusú univerzális anyagvizsgáló berendezésen végeztük el. A zömítés során a befogópofák és a próbatestek kontaktfelülete közötti súrlódásból adódó probléma mérséklése végett a kontaktfelületeket T-Silox Oxett A1 szilikon zsírral kentük be. A zömítő méréseket szobahőmérsékleten, normál páratartalom mellett végeztük el, 5 mm/perc sebességgel, $\varnothing 32 \times 40$ mm-es, hengeres alakú próbatesteken (2. ábra). A hárompontos hajlítóvizsgálatokat az MSZ EN ISO 178:2001 szabványnak megfelelően, $80 \times 20 \times 10$ mm-es próbatesteken végeztük, 64 mm széles alátámasztással, 10%-os határlehajlásig, 5 mm/perc sebességgel, szobahőmérsékleten, normál páratartalom mellett.



2. ábra

Voronoi-diagrammal képzett, hajlítás-domináns cellastruktúra és a próbatest 3D modellje

3. EREDMÉNYEK

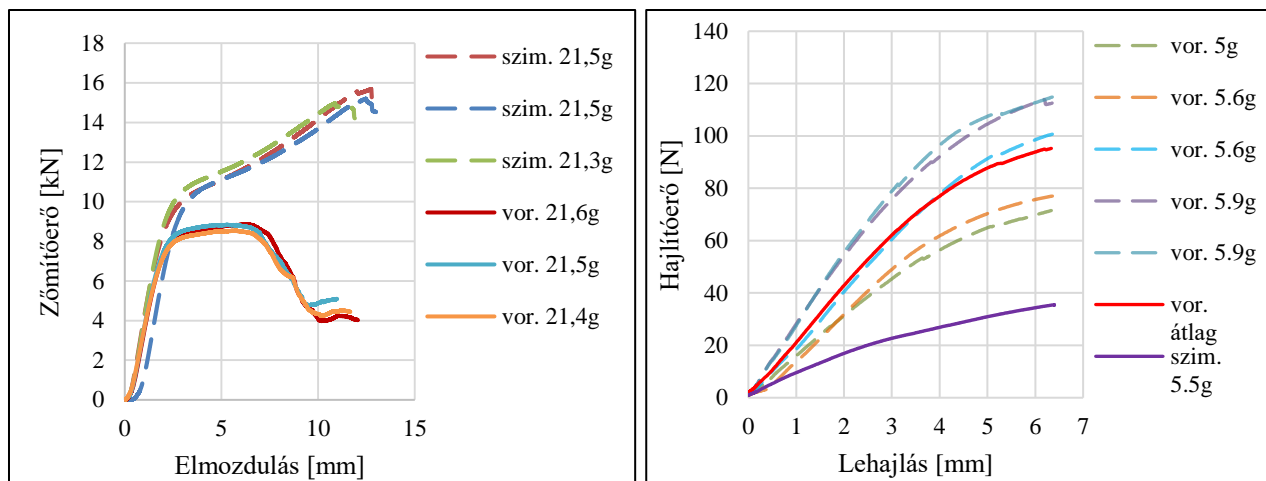
3.1. Zömítővizsgálatok

A mérési eredmények alapján kijelenthető, hogy az egyenletes ponthalmaz eloszlású Voronoi-struktúra a próbatestben található gerendák multidirekcionális elhelyezkedése miatt a szimmetrikus szerkezetű próbatestekhez képest kisebb teherviselő képességgel rendelkezik (3. ábra bal oldalán).

A zömítővizsgálatok kezdetén, a terhelésvételi szakaszon a szimmetrikus cellaszerkezetű és a hajlítás-domináns Voronoi-struktúrával készített próbatestek hasonló, lineáris karakterisztikájúak, azonban az esetek többségében a szimmetrikus rácsszerkezetű próbatestek nagyobb rugalmassági modulussal rendelkeztek. A görbék következő szakaszán, amely jellegét tekintve a vízszinteshez közelített mindkét struktúra esetén, történt az energiaelnyelés. Minél hosszabban elnyúló volt ez a szakasz, annál nagyobb energiát volt képes alakváltozással abszorbeálni a cellaszerkezet. Ez a szakasz egészen addig folytatódott, amíg valahol a próbatestben egyes gerendák elérték a nyomószilárdságukat. A szimmetrikus szerkezeteknél ez a határ kitolódott, mivel ezek gerendáin többé-kevésbé arányosan oszlott el a terhelés, míg a Voronoi cellaszerkezetben a terhelés eloszlása aránytalan volt. A roncsolódás szakaszában a szerkezetek gerendái ridegtörés következtében mentek tönkre. A Voronoi-cellás próbatestek görbéinek utolsó szakasza felhajló karakterisztikát mutatott, amelynek oka, hogy a gerendák a zömítés hatására közeledtek egymáshoz, majd amikor a deformáció következtében elfogyott a rendelkezésre álló szabad térrész, összetömörültek, ezáltal a szerkezet ismét nagyobb terhelést volt képes felvenni.

3.2. Hajlítóvizsgálatok

A kapott görbék (3. ábra jobb oldalán) alapján kijelenthető, hogy a szimmetrikus, egységcellás felépítésű próbatestek a rideg anyagokra jellemző, lineárist közelítő karakterisztikát mutattak, míg a Voronoi-cellás próbatestek görbéi egy meredeken induló kezdeti szakasz után, a lehajlás mértékének növelésével a hajlítóerő növekedése mértékének fokozatos, de egyenletes csökkenését mutatták. A görbéket kiértékelve kijelenthető, hogy a hajlítás-specifikus Voronoi-cellaszerkezet a nagymértékű energiaelnyelő képessége miatt jó csillapítási képességgel is rendelkezik, emiatt statikus terhelés felvétele mellett dinamikus erőhatások csillapítására is jól alkalmazható.



3. ábra

55% térkitöltési tényezőjű próbatetek zömítővizsgálatának és hajlítóvizsgálatának eredményei

4. KONKLÚZIÓK

A Voronoi-diagrammal képzett sztochasztikus rácsszerkezet – hajlítás-domináns természetének köszönhetően – merevség tekintetében ugyan elmaradt a szabályos cellastruktúrájú próbatestektől, elnyújtott feszültség-alakváltozás görbéi alapján viszont számos előnnyel kecsegtet: az alkalmazott rideg SLA alapanyagot gyakorlatilag képlékenyíteni lehet azáltal, hogy a próbatest tömörségét (térkitöltési tényezőjét) csökkentjük és a próbatetek felépítését a Voronoi-diagrammal határozzuk meg. Így nem csak a rugalmasságot lehet növelni, de akár a tönkremenetelt is el lehet nyújtani vagy akár el is lehet kerülni. A Voronoi-diagramot képző ponthalmaz lokális sűrítésével pedig hatalmas kiaknázható potenciál van a technológiában.

5. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Jelen publikáció az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP-18-3 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának, valamint a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal (NKFIH) NVKP_16-1-2016-0022 pályázatának támogatásával készült. A szerzők köszönik Ébend Andrásnak a próbatetek vizsgálata során nyújtott segítségét.



6. IRODALOMJEGYZÉK

- [1] John O. Milewski: Additive Manufacturing of Metals – From Fundamental Technology to Rocket Nozzles, Medical Implants and Custom Jewelry. Springer International Publishing AG, Switzerland, 2017.
- [2] Czvikovszky Tibor, Nagy Péter: Polimerek az orvostechikában. Műegyetemi Kiadó, Budapest, 2003.
- [3] Vinny R. Sastri: Plastics in Medical Devices. Properties, Requirements and Applications. William Andrew, Oxford, UK, 2014.
- [4] Gogolewski S.: Bioresorbable polymers in trauma and bone surgery. Injury, 4, p. 28-39, 2000.
- [5] Sze-Wing Mok, Razmara Nizak, et al.: From the printer: Potential of three-dimensional printing for orthopaedic applications, Journal of Orthopaedic Translation, 6, p. 42-49, 2016.
- [6] Chee Meng B. Ho, Sum H. Ng, and Yong-Jin Yoon.: A Review on 3D Printed Bioimplants, International Journal Of Precision Engineering And Manufacturing, 16(5), p. 1035-1046, (2015).
- [7] Jun W., Niels A., et al.: Infill optimization for additive manufacturing – approaching bone-like porous structures. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 24 (2), p. 1127-1140, (2018).
- [8] Bronstein A., Bronstein M., Kimmel R.: Numerical geometry of non-rigid shapes. Springer Verlag, New York, (2008).