

**AZ INFRASTRUKTÚRA ÉS A GAZDASÁG
TÁVLATAI 2020 ELŐTT**

ACTA PERIODICA



**EDUTUS
EGYETEM**

XVII.

Edutus Egyetem
Tatabánya, Stúdium tér 1.

Főszerkesztő:
Némethné Dr. Gál Andrea

Felelős szerkesztő:
Forrai Márta

Szerkesztette:
Vigh László PhD

MINDEN JOG FENNTARTVA

A mű egészének, vagy bármely részének másolása, sokszorosítása,
valamint információszolgáltató rendszerben történő tárolása
és továbbítása csak a kiadó engedélyével megengedett

Lektorált

ACTA PERIODICA 17. KÖTET
EDUTUS EGYETEM KIADÁSA

www.edutus.hu

ISSN 2063-501X

2019. augusztus

Tartalomjegyzék

EGYÉNRE SZABOTT ORVOSI IMPLANTÁTUM TERVEZÉSI KÉRDÉSEI FICZERE PÉTER PHD - BORBÁS LAJOS PhD	4
AZ OKOZATI ÖSSZEFÜGGÉS ÉRTÉKELÉSE AZ ÖNVEZETŐ JÁRMŰVEK VONATKOZÁSÁBAN, KÜLÖNÖS TEKINTETTEL A DEEP LEARNING MŰKÖDÉSÉRE DR. CSITEI BÉLA	19
PIACSZEGMENTÁLÁS A VÁLASZTÁSOKON – A VÁLASZTÓI MAGATARTÁS MODELLJE DR. DEÉS SZILVIA	34
A KOMPLEX ITS ÖKOSZISZTÉMA ALAPJAI BÓDI ANTAL - DR. MAROS DÓRA PhD	48
EGY REGIONÁLIS FELSZŐOKTATÁSI INTÉZMÉNY SIKEREI A VÁLLALKOZÓ EGYETEM MEGVALÓSÍTÁSÁBAN AZ EDUTUS EGYETEM MŰSZAKI INTÉZETÉNEK PÉLDÁJA DR. PEREDY ZOLTÁN	71
DIE AUSWIRKUNGEN DES EINDRINGENS DER AUTONOMEN FAHRZEUGEN HINSICHTLICH WIRTSCHAFT UND GESELLSCHAFT SZUJÓ KRISZTINA	96
VERSENYHELYZET A BUDAPEST-ZALAEGERSZEG VASÚTI ÉS AUTÓBUSZKÖZLEKEDÉSBEN ÁCS BALÁZS	118
JÁRMŰKOMMUNIKÁCIÓ JELENTŐSÉGE A TEAMMATE KONCEPCIÓBAN KNAPP ÁDÁM – JAKÓ ZOLTÁN PhD	143
A V2G ÉS OCPP ALAPÚ OKOSTÖLTÉS KONCEPCIÓJA ÉS KONFORMANCIA VIZSGÁLATA KNAPP ÁDÁM – JAKÓ ZOLTÁN PhD	155

EGYÉNRE SZABOTT ORVOSI IMPLANTÁTUM TERVEZÉSI KÉRDÉSEI

FICZERE PÉTER PhD, egyetemi adjunktus
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
ficzere@kge.bme.hu

BORBÁS LAJOS PhD, Professor Emeritus
EDUTUS Egyetem
borbas.lajos@edutus.hu

Absztrakt

Az additív gyártástechnológiák térhódításával együtt jár a technológia fejlődése, a felhasználható anyagok választékának bővülése, valamint a technológia költségeinek csökkenése. Ezek együttesen lehetővé teszik az egyénre szabott orvosi implantátumokhoz való felhasználását. Egy sérült csont, vagy csontrészt megfelelő pótlása igen komplex feladat. Ahhoz, hogy az implantátum megfelelően illeszkedjen a környezetéhez ismernünk kell az eredeti csont, csontrészt -, valamint környezetének geometriáját. Ezt többnyire CT felvételekből visszamodellözve kaphatjuk meg. CT felvételekből viszonylag könnyen, gyorsan, nagy pontossággal készíthetünk a 3D nyomtatók számára használható stl fájlt (bemenet a 3D nyomtatók számára). Ezután többféle anyagból és többféle additív gyártástechnológiából választhatunk, különböző szempontokat figyelembe véve (terhelhetőség, költség, stb.).

Abstract

The spread of additive manufacturing technologies is accompanied by the development of technology, the expansion of the range of usable materials and the reduction of costs of the technology. All of these together facilitate the use of customized medical implants. Methodology: The supplementing a damaged bone or bone part is a very complex task. In order to fit the implant to its environment appropriately we need to know the geometry of the original bone, bone part, and the topology of its environment. This is usually done by re-modeling from CT scans. From CT images we can create stl file (input to 3D printers) suitable for 3D printers relatively easily, quickly with high precision. Then we can choose from multiple materials and multiple additive manufacturing technologies, taking into account different aspects (load capacity, cost, etc.)

Kulcsszavak: humán implantáció, CAD modell, additív gyártástechnológia

1. Bevezetés

Napjainkban az additív gyártástechnológiák - ismertebb, korábbi nevén 3D nyomtatás, gyors-prototípusgyártás - töretlenül terjednek. Terjedésének oka, hogy a hozzá szükséges berendezések egyre olcsóbbak és pontosabbak. A felhasználható anyagok száma, típusa is folyamatosan bővül, valamint technológiai szempontból is folyamatosan fejlődnek ezek a berendezések [1], [2], [3], [4]. Mindezek együttesen egyre több területen keltik fel a szakemberek érdeklődését, így alkalmazási területük is egyre szélesebb körű [4], [5], [6], [7], [8]. Az egyre bővülő felhasználás pedig további fejlesztéseket von maga után. Az egyik legnagyobb ígéretnek tűnő terület az orvosi alkalmazásoknál található [4], [9], [10]. Ezen belül is az egyénre szabott orvosi implantátumok esetében - az additív gyártástechnológiák támogatásának köszönhetően - nagy lendületet vett. Ezekkel az eljárásokkal ugyanis szinte bármilyen geometriai kialakítás legyártása megvalósítható.

Az egyénre szabott orvosi implantátumok megtervezése és készítése során számos problémával szembesülünk. Ilyen esetben fontos, hogy valamilyen módon az implantátum, - ami a hiányzó csont, csontrészt pótlását szolgálja – geometriailag pontosan illeszkedjen a páciens meglévő csontjához, valamint az eredeti csonttal azonos módon kapcsolódjon a környezetében található csontokkal. Fontos továbbá, hogy az implantátumokat a beültetéshez, rögzítéshez - mind geometriailag, mind pedig mechanikailag - megfelelően alakítsuk ki. A csontpótló implantátumokkal szemben támasztott további követelmény, hogy a beültetés után rá ható igénybevételeket elviselje. E cél érdekében korábban erős, merev anyagokból készítették az implantátumokat. Ez hosszú távon nem eredményezett tökéletes megoldást, mert az implantátum tönkretette környezetét, a páciens elvesztette stabilitását. Így olyan anyagot, illetve kialakítást szükséges tervezni, melynek rugalmassága jól közelíti az adott csont eredeti rugalmasságát.

A tervezés lépéseit megvizsgálva könnyen belátható, hogy számos helyen merülnek fel kérdőjelek. Idősebb betegek esetében a fokozottabb csonttrikulás következtében az eredeti csont geometriájának közelítése rendkívül idő - és számítási kapacitásigénnyel rendelkezik. A várható igénybevételek meghatározása, becslése is nehéz, összetett feladat, ami a méretezést rendkívüli módon megnehezíti. A megfelelő rugalmassággal és teherviselő képességgel rendelkező geometria kialakítása topológia optimalással elvileg meghatározható. Itt a legnagyobb probléma, hogy a megfelelő rugalmasságot, mint célt kell definiálnunk. Ehhez viszont az esetek döntő többségében nincs megfelelő adatunk. A rugalmassági modulussal

kapcsolatban fellelhető, szakirodalomban található adatok gyakorlatilag alkalmatlanok a cél megfelelő pontossággal történő meghatározásához [11], [12], mert azok szórása rendkívül nagy. Ilyen mértékű szórások mérnöki szempontból értelmezhetetlenek. Ezért fontos a csontok anyagjellemzőinek egzakt vizsgálata.

2. Módszer

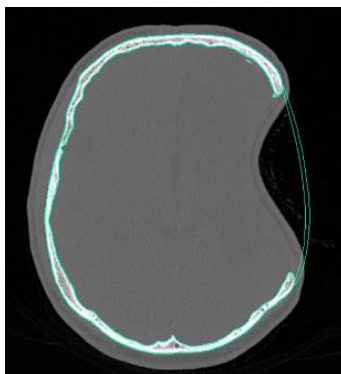
Az egyénre szabott orvosi implantátumok összetett geometriával, anyagmodellel és terhelési esetekkel jellemezhetők. Az ilyen implantátum méretezése már a hagyományos mechanikai eszközökkel, kézi számítással nem lehetséges. Ezért numerikus szimulációra van szükségünk. Egy numerikus szimulációhoz 3D geometria (CAD modell), a beépítési környezet, a kényszerek és a terhelések, igénybevételek ismerete, valamint a használható anyagmodellek, anyagjellemzők szükségesek. Fontos megjegyezni, hogy ezek a bonyolult geometriák - az esetek jelentős részében - már csak additív gyártástechnológiákkal gyárthatók, így a gyártástechnológia sajátosságainak, valamint a felhasznált anyagoknak ismerete szintén elengedhetetlen.

A 3D geometriát (CAD modellt) reverse engineering eszközökkel kell előállítani. Kiindulásként DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formátumú CT (Computer Tomography) felvételsorozatot használhatunk. Egy ilyen CT kép látható az 1. ábrán. Ezek általában szürkeárnyaltos képek.



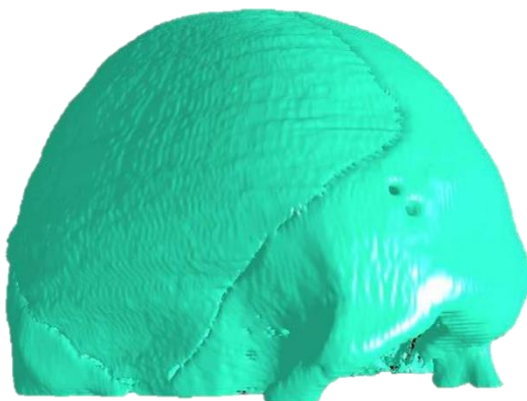
1. ábra CT felvétel

A jól kivehető kontúrokra illeszkedő görbét definiálunk az összes síkban. Ezután ezeken az általunk definiált görbéken keresztül létrehozuk a térbeli geometriát. Ugyanezen az elven az egyes rétegekbe, CT felvételekbe megrajzolhatjuk a hiányzó részt is (2. ábra).



2. ábra Kontúr felvétele CT képen

Ennél a lépésnél figyelni kell arra, hogy a kép síkjában és az arra merőleges síkban is az implantátum a meglévő részekhez érintőben és görbületben is folytonos módon csatlakozzon. Fontos továbbá, hogy az eredeti csontvastagságokat közelítsük, valamint az orvos által előírt, a műtéthez szükséges szempontoknak megfelelően alakítsuk ki a geometriát. A meglévő geometria és az implantátum együtt látható a 3. ábrán.



3. ábra 3D geometria és implantátum CT felvételekből

Meg kell jegyezni, hogy az így kapott geometria még nem CAD modell, de a 3D nyomtatók számára már alkalmas bemenet (stl). A numerikus szimulációkhoz viszont CAD modellre van szükség. A kettő közti különbséget mutatja a 4. ábra.



4. ábra CAD és stl geometria

Míg az stl geometria felületét kis háromszögekkel írjuk le, addig a CAD geometria esetében a térfogatot határoló felületet NURBS felületelemekből állítjuk elő.

Sajnos nem mindig egyszerű a 3D geometria előállítása. Sok esetben a kontúrok nem egyértelműek. Sőt, legtöbbször az implantátumot igénylő esetekben idősebb, jelentős mértékű csonttritkulással élő emberek csontjairól készült felvételek alapján kell dolgozni. Ez komoly nehézségeket okoz a visszamodellezés során [13], [14]. Egy ilyen erős csonttritkulásos beteg csontjának visszamodellezésénél felmerülő problémákat láthatunk a következő fejezetben.

A kényszerek, „beépítési környezet”, a szomszédos csontok geometriája szintén meghatározható CT felvételekből, ahogy ezt az 5. ábra is mutatja.



5. ábra Beépítési környezet, szomszédos csontok elhelyezkedése

Az egyes csontok terheléseinek, igénybevételeinek meghatározása igen nehézkes. Kérdéses, hogy a napi rutinszerű terhelésre -, vagy egy-egy kritikus igénybevétel elviselésére méretezzük-e az implantátumot. Érdekes kérdés, hogy élettartam kérdések szempontjából milyen igénybevételekkel kell számolni. A szakirodalomból kinyerhető eredmények alapján azt találjuk, hogy ugyanarra a terhelési esetre a különböző szerzők akár nagyságrendi eltérést mutató értékeket határoztak meg [15].

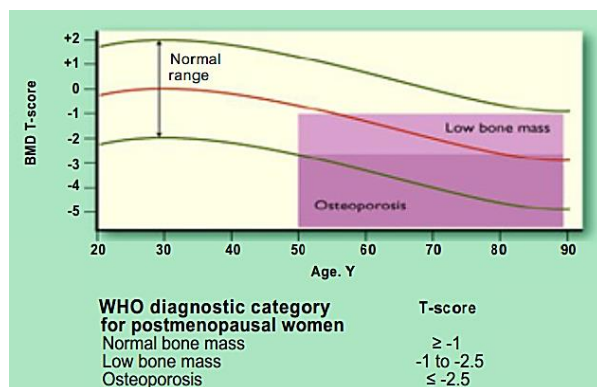
A csontok rugalmasságát közelítő kialakítás eléréséhez ismernünk kellene a csontok anyagjellemzőit. Ez egy különösen összetett kérdés, hiszen a csontoknak, csontrészeknek nagyon eltérő tulajdonságaik vannak. Többnyire szakirodalmi adatokra hivatkozva „választunk” egy adott rugalmasságot, de ennek megfelelése igencsak megkérdőjelezhető. A különböző csontok, csontrészek, csonttípusok más-más rugalmassággal jellemezhetők [16]. Ráadásul ezen értékek nagyban függenek a csontsűrűségtől is, ami pedig nemtől, és kortól is függ [17]. Ezekre az eredményekre sok esetben a vizsgálati körülmények is jelentős hatással vannak. Továbbá bizonyos kutatások szerint ugyanazon csontok ugyanazon részei ugyanolyan körülmények között vizsgálva többszöri felterhelés esetén is jelentős eltérést mutatnak.

Mivel ezek alapján a szakirodalmi adatok felhasználhatósága megkérdőjelezhető [18] ezért saját mérési eredményekre van szükség. Egy ilyen vizsgálat eredményei kerülnek bemutatásra a következő fejezetben. Sok esetben saját mérésre nincs lehetőség, így más módszert kell használni. Egy ilyen meghatározási lehetőség pl. a CT felvételek szűrkeségi fokából becsült csontsűrűség [19].

Az optimált geometria előállítás az additív gyártástechnológiák valamelyikével már kellő pontossággal megvalósítható. Természetesen a megfelelő anyagválasztáson túl figyelni kell a technológiai sajátosságokra, mint pl. a támaszanyag eltávolításának lehetőségére, az orientációfüggésre [20], [21] [22], valamint a biokompatibilitásra is.

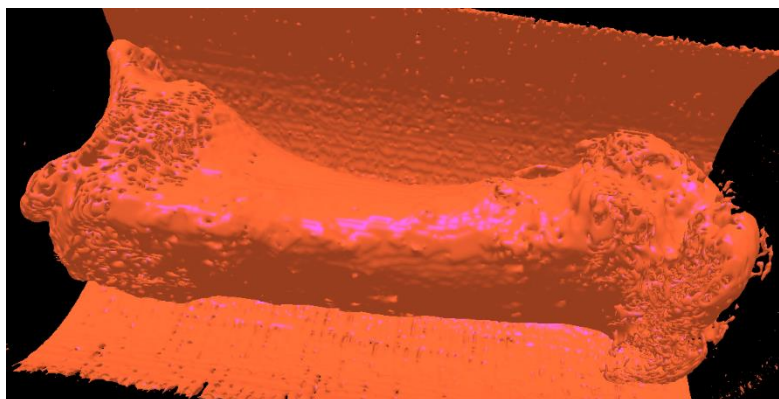
3. Eredmények

Az eddig leírtak alapján az egyénre szabott orvosi implantátumok elvileg viszonylag gyorsan és könnyen előállíthatók. Viszont a szakirodalom szerint az implantátum beépítését szükségessé tévő törések 90 %-ban 50 évesnél idősebb embereknél fordulnak elő [17]. Ez egyben azt is jelenti, hogy jelentős mértékű csonttrikulással kell számolni, ami a modellezést meglehetősen bonyolulttá teheti.



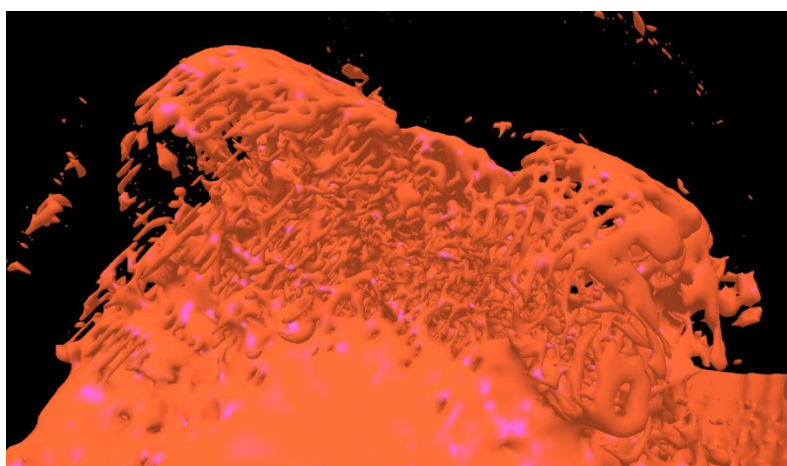
6. ábra Osteoporosis diagnózis (WHO) [23]

Ezért a korábban bemutatott (1. és 2. ábra) esettől eltérő esetet mutatunk be. A következő, 7. ábrán egy idős ember kézközépcsontjáról készített CT felvételsorozatból összeállított 3D modell látható.



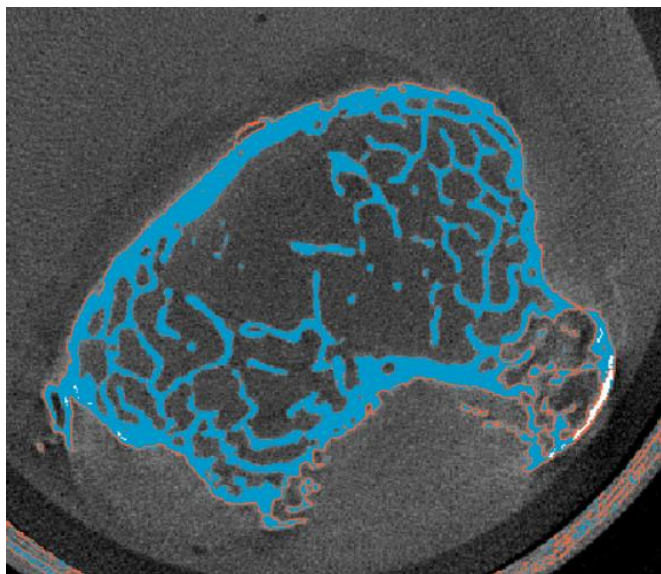
7. ábra Kézközépcsont CT felvételekből készített 3D képe

A 7. ábrán jól megfigyelhető a csonttriturálás az idős csont egyes részein. A geometria a csont egyes részein igen nagy mértékű porozitást mutat. Gyakorlatilag ezeken a területeken a csont apró darabokra szétesik. Ezt mutatja más szögből és közelebbről a 8. ábra.



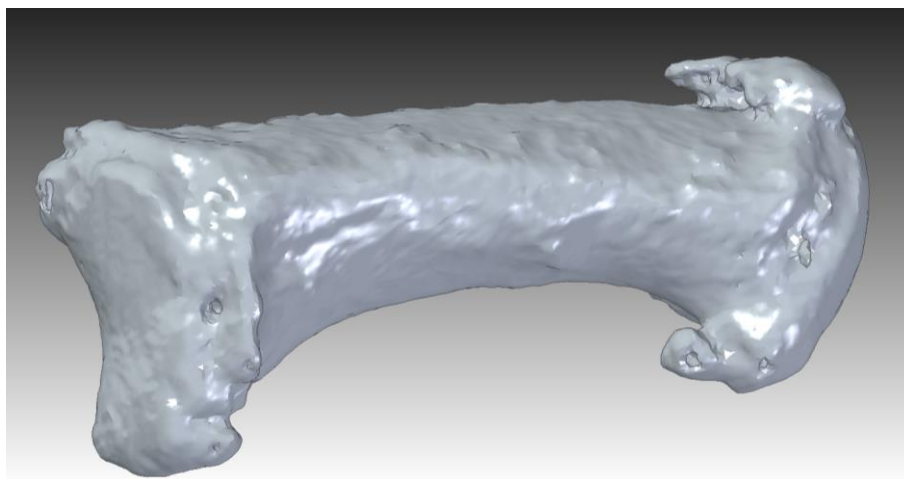
8. ábra Jelentős mértékű porozitás az idős csonton

A problémát szemlélteti az alábbi, 9. ábra is, amelyen a vizsgált csont egy keresztmetszetét láthatjuk. Az ábrán jól megfigyelhetők a szakadások, valamint az, hogy nem egy összefüggő felületet kell egy görbével lehatárolni.



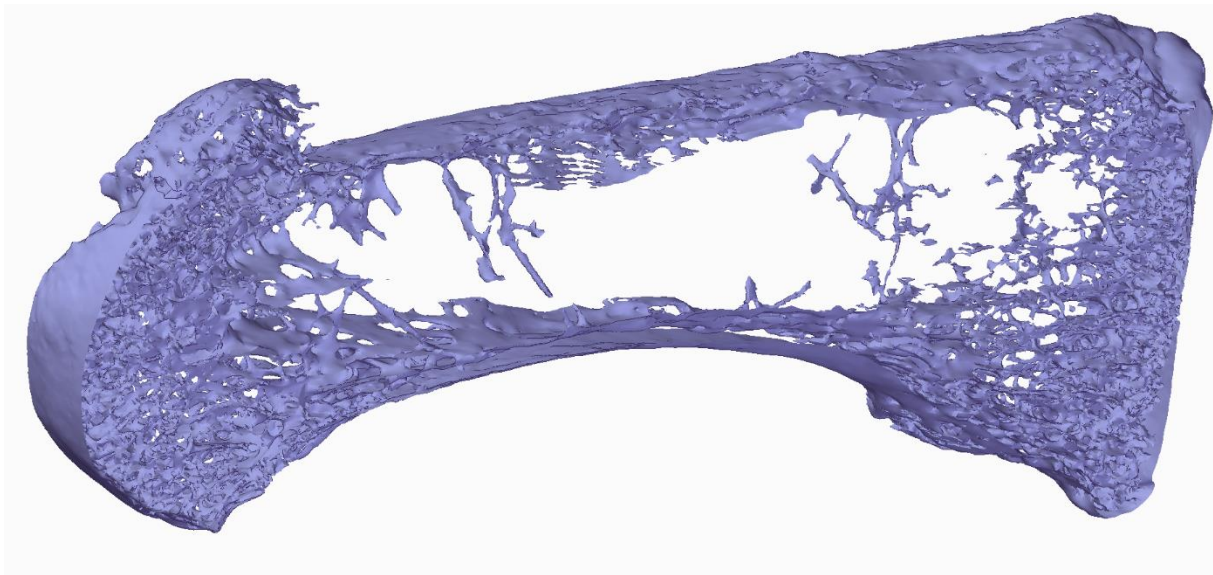
9. ábra Jelentős mértékű porozitás az idős csont egy keresztmetszetében

Ahhoz, hogy a geometrián szimulációkat végezzünk és az legyártható legyen az szükséges, hogy egy darabként tudjuk modellezni. Ennek elérése ilyen esetben rendkívül sok utómunkát igényel. Ennek eredménye látható a 10. ábrán.



10. ábra Egy darabból álló összefüggő modell

Ez így már jobbnak tűnik, de, ha a modell belsejét is vizsgáljuk, akkor egyértelművé válik a geometria összetettsége. A szimulációk elvégzéséhez ezt a geometriát kell a végeselemes hálóval közelíteni. Egy ilyen mértékben összetett, üreges geometria hálózása rendkívül nagy számítási kapacitás-igényt eredményez. A geometria egy vastagabb „szelvényén” láthatók a belső, porózus részek is (11. ábra).



11. ábra Csont belsejének porozitása

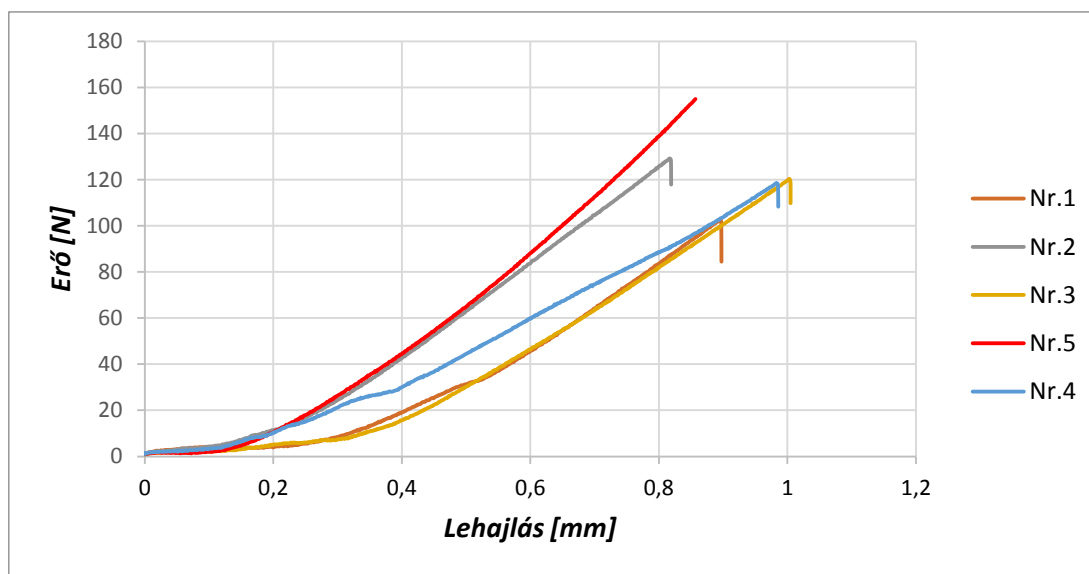
Alapvetően két fő céllal végzünk szimulációkat.

Az első esetben az adott csont pontos anyagjellemzőinek meghatározása a cél. Ebben az esetben a valós csonton mért vizsgálat, pl. 3 pontos hajlítás során mért - adott erő hatására történő – lehajlás mértékét próbáljuk a szimulációval közelíteni. Ilyenkor pontosan azonos geometriára van szükség, amit a CT felvételekből tudunk visszamodellezni. Peremfeltételként, kényszerként, terhelésként a valós vizsgálati körülményeknek megfelelően készítjük el a szimulációs környezetet. Majd az anyagjellemzők iterációs lépésekkel történő változtatásával, közelítjük a valós modellkísérletekben kapott eredményeket, pl. lehajlásértékeket.

A második esetben nem cél az adott csont pontos anyagjellemzőinek meghatározása. Ebben az esetben a célunk az, hogy az implantátum (műanyag, vagy fém) adott terhelés hatására azonos mértékű deformációt szenvedjen, mint az eredeti csont. Itt tehát csak az a fontos, hogy az implantátum a környezetéhez csatlakozó külső felületeken azonos legyen az eredeti csont geometriájával. Ez biztosítja a megfelelő peremfeltételeket, kényszereket, terhelhetőséget a szimulációhoz. Viszont ebben az esetben a cél az adott terhelés hatására azonos mértékű deformáció. Ennél a vizsgálatnál az anyagjellemzők ismertek és rögzítettek (amiből gyártani fogjuk az implantátumot), amit módosíthatunk az a belső kialakítás. Ez egy sokkal egyszerűbben előállítható modellt kíván, hiszen itt csak a külső felületeknek kell az eredetivel azonosnak lennie, belül akár tömör is lehet a geometria.

Korábban szóba került, hogy az egyénre szabott orvosi implantátumok esetében fontos, hogy az implantátum rugalmassága jól közelítse az eredeti csont rugalmasságát. Ehhez ismernünk kell az adott csont mechanikai jellemzőit. Mivel ez minden emberben más és más ezt vagy mérjük, vagy szakirodalmi adatokra hivatkozunk. A szakirodalomban viszont egymástól akár több nagyságrenddel eltérő adatokat is találhatunk azonos csontok és csontrészek esetében. Ráadásul akár többszörös eltéréseket is találhatunk ugyanazon csont vizsgálata esetében is [24]. Ez mérnöki szempontból használhatatlan, hiszen ezek a bemenő adatok a későbbi méretezés során.

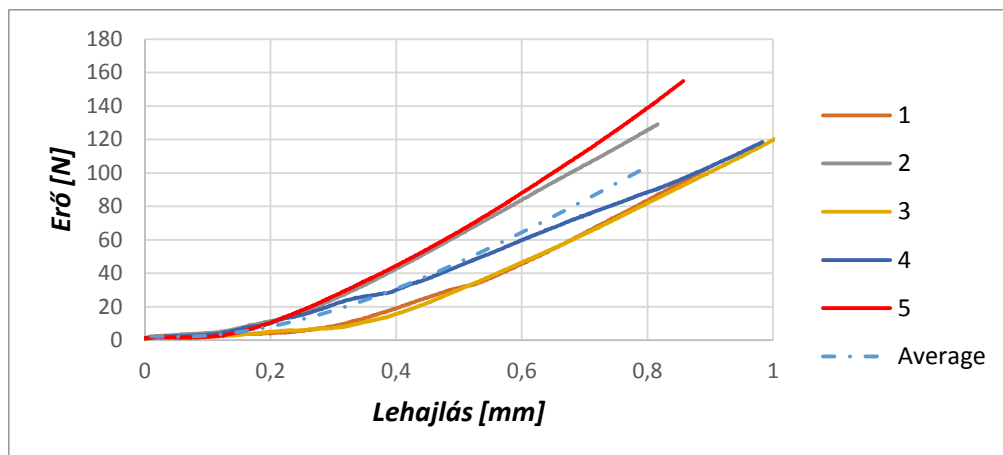
Annak vizsgálatára, hogy valóban szórhatnak-e ilyen mértékben a csontok anyagi jellemzői 3 pontos hajlítással végzett kísérlet eredményeit mutatom be. A vizsgálat során ugyanannak a kézközépcsontnak a felterhelése történt meg többször, hogy megállapíthassuk a mérés reprodukálhatóságát. A vizsgált csont egy idős női csont, jelentős mértékű osteoporosissal. Célszerű ilyen típusú csontot vizsgálni, hiszen az implantátumok döntő többségében ilyen jellegű csont pótlására van szükség. A mérési elrendezés egy 3 pontos hajlítás, melynek során az elmozdulást mértük az erő függvényében. A mérési eredményeket mutatja a 12. ábra.



12. ábra Kézközépcsont 3 pontos hajlítóvizsgálatának eredményei

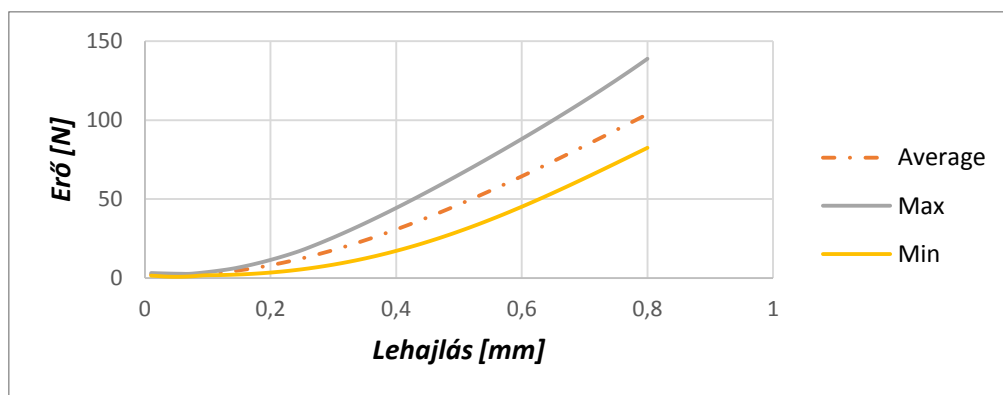
A diagramot megvizsgálva jól látható, hogy a görbék nem igazán illeszkednek egymásra. Gondolhatnánk azt is, hogy a fel- és leterhelések következtében gyengül az anyag, de a mérések sorszámait is figyelembe véve látható, hogy a terhelhetőség nem függ a terhelés sorrendjétől. Mivel nekünk a szimulációk során egy konkrét célt kell definiálni, így célszerű ezen mérési eredmények átlagát venni. Ezt természetesen csak azon a mérési tartományon

belül tehetjük meg, ahol minden görbe értelmezhető. Az így kapott eredmény a 13. ábrán látható.



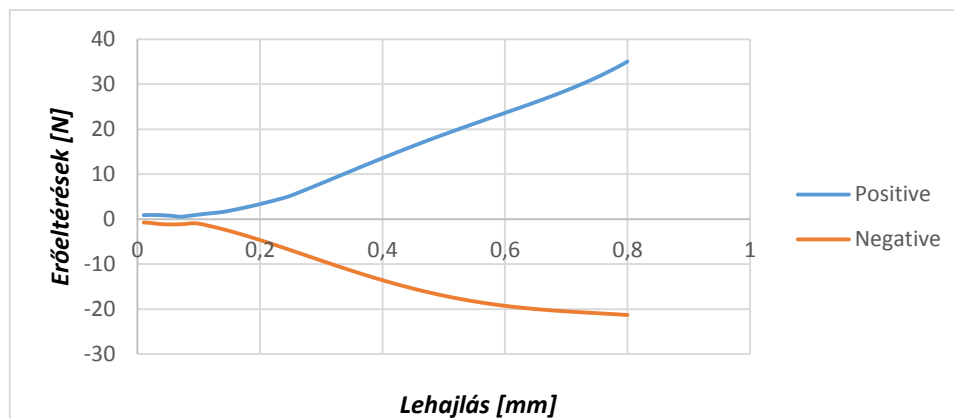
13. ábra Kézközépcsont 3 pontos hajlítóvizsgálatának eredményei és a mérések átlaga

A 13. ábrát vizsgálva jól látható, hogy a mért valós értékek jelentős mértékben eltérhetnek az átlagtól. Az átlagértékeket, valamint a mért szélső értékeket (adott terheléshez tartozó legnagyobb és legkisebb lehajlás) láthatjuk a 14. ábrán.



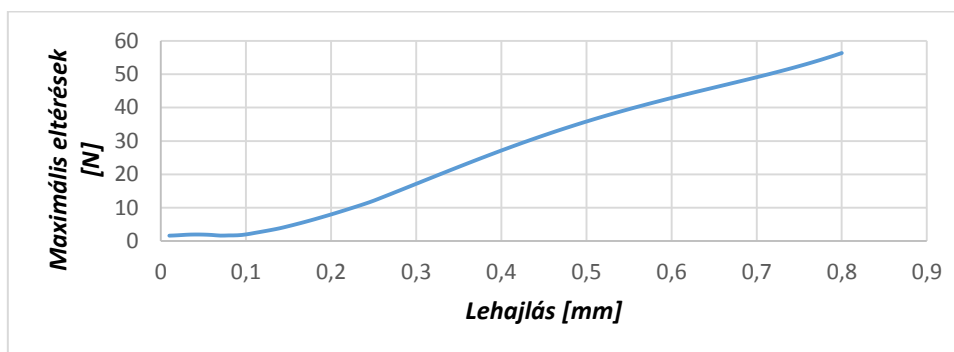
14. ábra Kézközépcsont 3 pontos hajlítóvizsgálatának átlagos, maximális és minimális lehajlási értékei adott terhelés hatására

A 14. ábrán azt is megfigyelhetjük, hogy az igénybevétel növelésével az eltérések is nőnek. Az átlagértékhez viszonyított legnagyobb pozitív és negatív eltéréseket szemlélteti a 15. ábra.



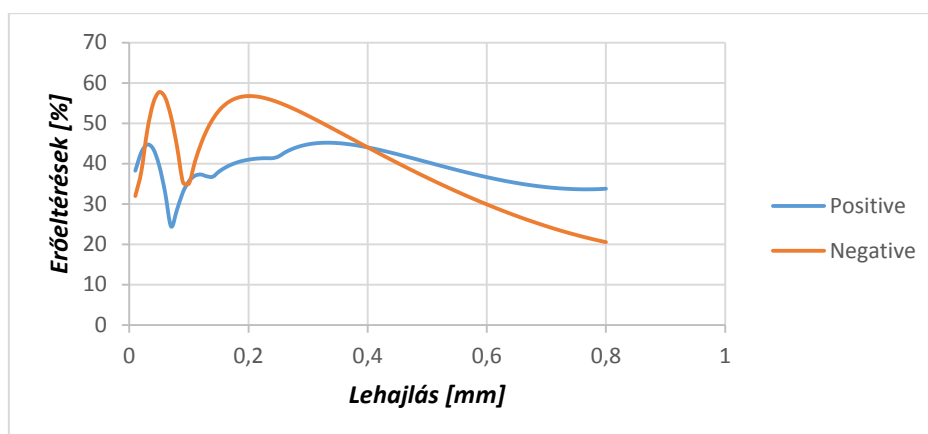
15. ábra Az átlagértéktől vett legnagyobb pozitív és negatív eltérések

Talán ennél is jobban szemlélteti a problémát a 16. ábra, ahol a mért szélső értékek közti különbséget láthatjuk a lehajlás függvényében.



16. ábra Az átlagértéktől vett maximális eltérések összege

A 16. ábrát vizsgálva jól látható, hogy a lehajlás mértékének növekedésével egyre nagyobb eltérések tapasztalhatók a különböző mérések során. További érdekességet szolgáltatnak az eredmények, ha az eltéréseket a mért értékek százalékában vizsgáljuk, ahogy az a 17. ábrán is látható.



17. ábra Az átlagértéktől vett százalékos eltérések

4. Következtetések

Összefoglalva megállapítható, hogy az egyénre szabott orvosi implantátumok esetében a geometria visszamodellezése csak az esetek kis százalékában egyszerű. Ennek oka, hogy az implantátumot igénylő csonttörések az esetek kb. 90 %-ában csonttritkulásos betegeknél lépnek fel. Ilyen esetekben pedig a csont anyagjellemzőinek meghatározása is igen nehézkessé válik.

Az implantátumok méretezése során a csontok rugalmasságának meghatározása alapvetően szükséges, hogy a későbbiekben az implantátum környezete se sérüljön, valamint a páciens stabilitása is biztosított legyen. Ugyanakkor egyértelműen bizonyított, hogy a csontok esetében mérhető anyagjellemzők értékeinek reprodukálhatósága nem megfelelő. Ez azt jelenti, hogy ugyanazon a csonton, ugyanolyan körülmények közt mért értékei is jelentősen eltérnek. Ezek akár a plusz-mínusz 40 %-ot is elérhetik. Tehát a szimulációk és a geometria visszamodellezésének megfelelő pontossága esetén is igen nagy marad a bizonytalanság.

Köszönetnyilvánítás

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

Felhasznált irodalom

[1] Ficzer P, Borbás L, Falk Gy, Orvosi implantátumok méretezéséhez szükséges anyagmodellek additív gyártástechnológiák alkalmazása esetén, BIOMECHANICA HUNGARICA 10:(2) pp. 57-58. (2017)

[2] Ficzer P, Borbás L, Falk Gy, Szebenyi G, Experimental determination of material model of machine parts produced by SLS technology, In: Francesca Cosmi (szerk.), Proceedings of 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics. 207 p., Trieste, Olaszország, 2017.09.19-2017.09.22. Trieste: Università degli Studi di Trieste, 2017. pp. 161-162., (ISBN:978-88-8303-863-1)

[3] Ficzer P, Szebenyi G, Lovas L, Borbás L, SLS eljárással elérhető anyagjellemzők egyénre szabott orvosi implantátumok méretezéséhez, GÉP LXVIII:(3) pp. 62-65. (2017)

[4] Ficzer P, Borbás L, Gyors prototípus anyagok orvosi alkalmazásának lehetőségei, kérdései, In: Borbás Lajos (szerk.), Korszerű anyagok és gyártástechnológiák alkalmazása a gyógyászatban. Tatabánya, Magyarország, 2014.05.30-2014.05.31., Magyar Biomechanikai Társaság, 2014. p. 17., (ISBN:978-963-88981-2-8)

[5] Ficzer P, Borbás L, Török Á, Usage of rapid prototyping in vehicle manufacturing, In: Stanislaw Borkowski, Dorota Klimecka-Tatar (szerk.), Toyotarity: Elements of the organization's mission. 225 p., Dnepropetrovsk: Yurii V Makovetsky, 2011. pp. 182-193., (ISBN:978-966-1507-70-7)

[6] Ficzer P, Horváth E, Török Á, Rapid prototyping as a road safety instrument, In: Kibédi-Varga Lajos (szerk.), CERSC 2012: Conference on Effectiveness of Road Safety Campaigns. 178 p., Magyarország, 2012.05.08-2012.05.10. Budapest: Premium Relations, 2012. pp. 144-149., (ISBN:978-963-08-4186-3)

[7] Ficzer P, Borbás L, New Application of 3D Printing Method for Photostress Investigation, MATERIALS TODAY: PROCEEDINGS 3:(4) pp. 969-972. (2016), 32nd DANUBIA ADRIA SYMPOSIUM on Advanced in Experimental Mechanics.

[8] Horváth Á M, Ficzer P, Rapid prototyping in medical sciences, PRODUCTION ENGINEERING ARCHIVES / ARCHIWUM INŻYNIERII PRODUKCJI 8:(3) pp. 28-31. (2015)

[9] Szűcs N A, Szép G, Szabó F, Kovács N K, Korszerű gyártástechnológiák szerepe az egyszer használatos orvostechnikai eszközök fejlesztésében, POLIMEREK 2:(8) pp. 232-237. (2016)

[10] Molnár B, Fekete K, Borbás L, Paput L, Graft lehetőségek a fülkagylóképzésben, In: Borbás Lajos (szerk.), Korszerű anyagok és gyártástechnológiák alkalmazása a gyógyászatban. Tatabánya, Magyarország, 2014.05.30-2014.05.31., Magyar Biomechanikai Társaság, 2014. Paper 16. 5 p., (ISBN:978-963-88981-2-8)

[11] Lakatos É, A csont mikroszerkezetének mechanikai viselkedése fogászati implantátumok környezetében, PhD értekezés

- [12]L. Cristofolini, M. Viceconti: Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 33 (2000), pp 279-288
- [13]Ficzere P, Bogya P, Horváth E, Lovas L, Simplified CAD model of human metacarpal for implantation, *DESIGN OF MACHINES AND STRUCTURES* 8 : 2 pp. 5-12. , 8 p. (2018)
- [14]Ficzere P, Bogya P, Horváth E, Lovas L, Csontokról készített CT felvételektől a CAD geometriáig, *GÉP LXIX.* : 4 pp. 21-24. , 4 p. (2018)
- [15]Simonovics J, Orosz P, Bujtár P, Egyedi teherviselő állkapocs implantátum optimalizálásának lehetőségei, *GÉP* 67:(7-8) pp. 85-88. (2016)
- [16]J-Y Rho, L Kuhn-Spearing, P Zioupos, Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, *Medical Engineering & Physics* 20 (1998) pp. 92–102
- [17]M V Kumar Reddy, BKC Ganesh, KCK Bharathi, P ChittiBabu, Use of Finite Element Analysis to Predict Type of Bone Fractures and Fracture Risks in Femur due to Osteoporosis, *Journal of Osteoporosis and Physical Activity*, Volume 4 • Issue 3 • 1000180, ISSN: 2329-9509, doi: 10.4172/2329- 9509.1000180
- [18]Ficzere P, Egyedi orvosi implantátumok méretezési problémái, *GÉP LXVIII:(3)* pp. 58-61. (2017)
- [19]D C Wirtz, N Schi!ers, T Pandorf , K Radermacher, D Weichert, R Forst: Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1325-1330
- [20]Ficzere P, Borbás L, Csontok anyagjellemzőinek közelítése a gyártástechnológiai paraméterek módosításával 3D nyomtatás esetén, *BIOMECHANICA HUNGARICA* 10:(2) p. 22. (2017)
- [21]Győri M, Ficzere P, Use of Sections in the Engineering Practice, *PERIODICA POLYTECHNICA-TRANSPORTATION ENGINEERING* 45:(1) pp. 21-24. (2017)
- [22]Ficzere P, Orthotrop anyagmodell alkalmazása additív gyártástechnológiával előállított alkatrész méretezése során [Usage of orthotrop material law for additive manufacturing in part design], *GÉP LXVII:(5-6)* pp. 78-81. (2016)
- [23]Juckerman JD (1996) Hip fracture. *N England J Med* 334: 1519-1525.
- [24]Luca Cristofolini, Marco Viceconti: Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 279-288