

## **Talabérné Kulcsár Klaudia**

Okleveles Gépészmérnök

Okleveles Mérnök tanár

Orvostechnikai eszközgyártási és- fogalmazási minőség és megfelelés biztositása  
szakmérnök

## **Fogászati implantátumok mechanikai vizsgálatainak új elméleti, informatikai, kísérleti módszerei és eredményei**

Doktori tézisek

Témavezető:

Dr. Zsoldos Ibolya

Egyetemi tanár

Széchenyi István Egyetem

Multidiszciplináris Műszaki Tudományi Doktori Iskola

Győr, 2023

# 1. Motiváció és célkitűzések

Ti-6Al-4V titán ötvözetből előállított fogászati implantátumok témájában terveztem és végeztem a PhD kutatást. A szakirodalom elemzése során egyértelmű volt, hogy a ma már széles körben alkalmazott implantátum anyag és technológia igen fejlett, azonban sok probléma és további fejlesztési lehetőség merül fel az alkalmazások során. Két kutatóhelyen találtam meg a lehetőségeket saját elméleti és kísérleti kutatásokhoz, ezeken a munkahelyeken dolgoztam párhuzamosan:

- Dent-Art-Technik Fogtechnikai Kft., Győr,
- Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai tanszék

Mindkét helyen hagyományai vannak az innovatív kutatásnak a legújabb 3D technikák területén, elsősorban 3D tervezés, modellezés és szimulációk, valamint fém 3D nyomtatás területén. Figyelembevéve a szakirodalom fejlődését, a felmerülő problémákat, az elérhető elméleti és kísérleti kutatási lehetőségeket, valamint a saját habitust, alkalmas kutatási célokat tűztem ki PhD munkám számára. A célok (és kidolgozások) elméleti alapkutatástól kezdve a fogtechnikában alkalmazott kutatásig terjednek, mindegyik a legkorszerűbb 3D technikai módszertanra épül:

- Mechanikai szempontból optimális, porózus mikroszerkezet meghatározása 3D modellezés és mechanikai végeelem szimulációs módszerrel. Az eredmények validálása kísérleti úton a szerkezetek fém 3D nyomtatásával, computer tomográf alapú 3D szerkezeti rekonstrukcióval, és mechanikai vizsgálatokkal.
- Mechanikai szempontból optimális, egyedi fogászati implantátumok tervezése, a kedvező szerkezet meghatározása mechanikai végeelem szimulációs módszerrel.
- Egyedi, új kísérleti eszköz tervezése és építése egyedi fogászati implantátumok mechanikai tesztelésére. A mechanikai feszültségi állapotok megoszlásának meghatározása a fogászati alap és felépítmény részekben. Összevetés elméleti számításokkal.

## 2. Az alkalmazott módszerek és eredmények

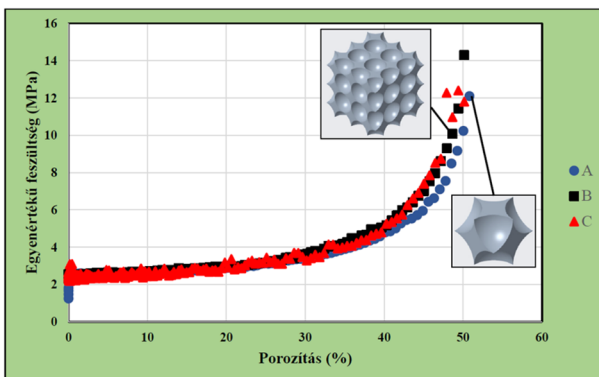
Kutatásom egyik szegmensét a szelektív lézerolvasztással előállított nyitott porózus titán minták optimális mikroszerkezetének és mechanikai tulajdonságainak vizsgálata tette ki. A háromdimenziós nyomtatási technológia lehetővé teszi a nyitott cellás porózus szerkezetek előállítását. Ennek vannak előnyei, de nem csak súlycsökkentés szempontjából. Az implantátum struktúrájában javul az oszeintegrációs folyamat, jobb mechanikai integráció épül ki, mivel a nyitott cellás porózus struktúrák a csontszövetet utánzó trabekuláris szerkezetre emlékeztetnek. Lehetőséget teremt továbbá az implantátumok új felületi kezeléseire, (pl. őssejtes, vagy gyógyszeres kezeléseire), mivel a felületre helyezett szereket a pórusok segítenek megtartani, tárolni. Implantátumváz biológiai vagy gyógyszeres felületkezelési kutatások a legutolsó években indultak meg, ezen biotechnológiai, gyógyszerész és orvosbiológiai területek ma kiemelten támogatott területek az Európai Unióban. A vizsgálataim során a négy legismertebb kristályrács alapján kialakított cellás szerkezetekkel foglalkoztam. A szilárdsági vizsgálatokat végesem analízis segítségével valósítottam meg. A testmodellekben alkalmazott kristályrácsok megfelelnek az egyszerű köbös, lapközepes köbös, térközepes köbös, valamint gyémántrács szerkezeti felépítésének. Végesem szimuláció segítségével kimutattam, hogy a strukturált szerkezeteknél a nyitott cellás és zártcellás szerkezetek esetében a porozitás szerint számottevően eltérő feszültségek adódnak az anyagszerkezetekben. A végesem szimulációk eredményeit összehasonlítva a legjobb megoldást nyújtó strukturált szerkezeten mechanikai vizsgálatokat, CT rekonstrukciót végeztem. A leggyakoribb köbös kristályszerkezeteket – egyszerű köbös, térközepes köbös, lapközepes köbös és gyémánt kristályszerkezet – alapul véve terveztem meg a vizsgálati mintáimat. A kristályszerkezet elemi cellájából úgy képeztünk 3D modellt, hogy a rácspontokban lévő atomok helyén gömböket vágtam ki a tömör egységnyi kockából. A gömbök sugarát fokozatosan növeltem, azaz a szerkezet térkitöltését, tömegét csökkentettem. A fokozatos tömegcsökkentés során

minden egyes lépés után mechanikai végeelem szimulációt futtattam. Meghatároztam, hogy a térkitöltés (tömeg) csökkentésével a szerkezet milyen mértékben veszít a teherbíró képességéből, jelen esetben a nyomószilárdságból. Vizsgáltam továbbá a 3D nyomtatásra való alkalmasságát is.

Az egyszerű köbös modelleknél az egycellás és többcellás szerkezeteknél is 199 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 19,9 mm. Az 1. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása.

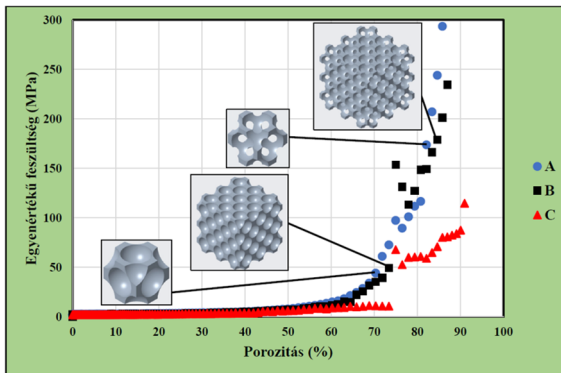
A diagramban alkalmazott jelölések a következők:

- „A” jelölést alkalmaztam az egycellás modellben ébredő egyenértékű feszültségre a porozitás függvényében,
- „B” jelölés mutatja a többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség értékei a porozitás függvényében,
- „C” jelöléssel pedig a többcellás modell belső cellájában ébredő egyenértékű feszültség értékeit a porozitás függvényében.



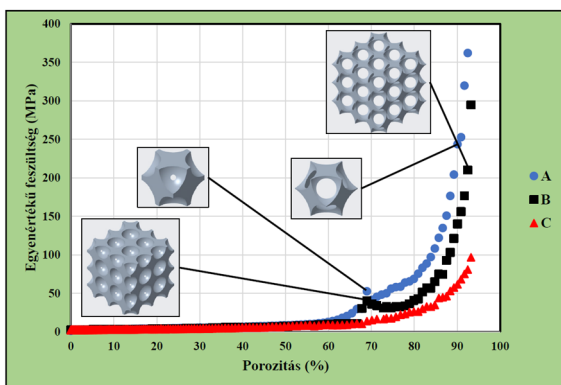
1. ábra: Egyszerű köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

A lapközepes köbös esetben az egycellás és többcellás szerkezeteknél 155 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 15,5 mm volt. A 2. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása.



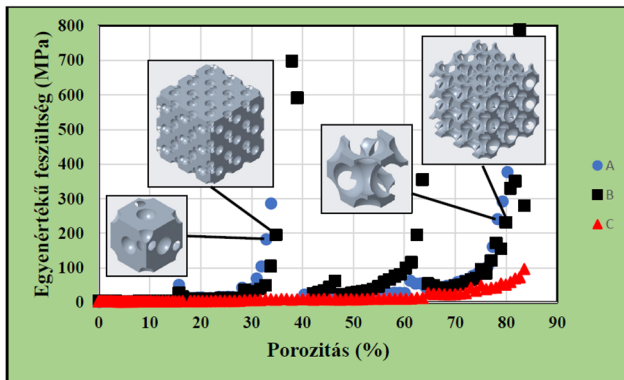
**2. ábra:** Lapközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

A térközepes esetben az egycellás és többcellás szerkezeteknél 199 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 19,9 mm. A 3. ábrán látható az egycellás és a több cellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása.



**8. ábra.** Térközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

A gyémántrács modelleknél az egycellás és többcellás eseteknél 132 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 13,3 mm. A 4. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása.



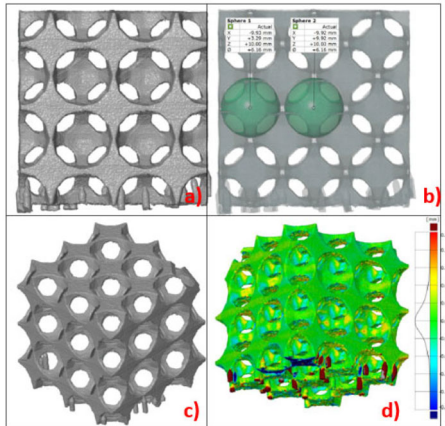
**8. ábra.** Gyémántrács alapú egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

Az előbb bemutatott számításokból a legjobb eredményt nyújtó megoldást a térközepes köbös eset hozta. A térközepes köbös szerkezetből kiválasztottunk 3 különböző mintadarabot, melyen 3D nyomtatást követően CT rekonstrukciót végeztünk. Az 1. táblázat tartalmazza a 3D modellen a kivágott gömbök átmérőit, valamint a CT rekonstrukció által mért átmérő nagyságát mutatja be.

**8. táblázat.** 3D modell és CT rekonstrukció közötti különbségek

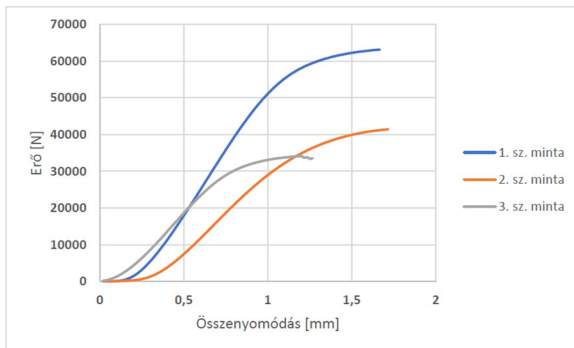
	A 3D modellen mért átmérő nagysága	CT rekonstrukción mért átmérők nagysága
<b>1.sz. minta</b>	Ø 6_0 mm	Ø 5_85 mm
<b>2.sz. minta</b>	Ø 6_2 mm	Ø 6_05 mm
<b>3.sz. minta</b>	Ø 6_3 mm	Ø 6_16 mm

A 5. ábrán látható a 3. sz. minta rekonstruált modelljét mutatom.



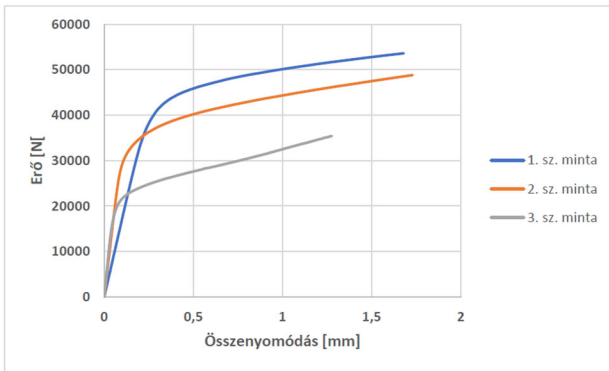
**5. ábra.** 3. sz. minta CT rekonstrukciója. a) a CT-vel rekonstruált modell előlnézetben b) a kivágott gömb átmérőjének mérése c) a CT-vel rekonstruált modell axonometrikus megjelenítése d) 3D modell és nyomtatott minták közötti geometriai eltérés (Geometry szoftverrel kalkulálva)

Nyomóvizsgálatok eredményeit összehasonlítottam a végeelem módszerrel számított eredményekkel. Az értékek közül a nyomódiagram első szakaszát vizsgáltuk, mivel a végeelem analízis az anyagszerkezetben bekövetkezett rugalmas változásokat képes számítani, ezáltal a törést követően összehasonlítani nem lehet, így a maximális nyomóerőig történtek az összehasonlítások. Nyomódiagram látható a 6. ábrán.



**6. ábra.** Nyomódiagramok

A 3D modelleken végeelem analízissel számítottuk ki az összenyomódás mértékét, amely diagramja látható a 7. ábrán.



**7. ábra.** Nyomódiagramok végeelem analízissel

A végeelemes szimulációval számított értékek és az additív gyártástechnológiával előállított mintákon végzett nyomóvizsgálat eredményeiből készített nyomásdiagramok hasonló lefutásúak, de eltérések vannak az értékekben. A nyomóerők közötti különbségek nagysága elfogadható, és a 3D nyomtatás jellemzőivel magyarázható. Mint fentebb látható, kis különbségek vannak a 3D nyomtatott minták között a 3D modellhez képest. A kezdeti szakaszban ez részben a minták enyhe csúszásával, részben a szakaszos mérés jellegével magyarázható. A végeelemes szimulációk validálása során csak a nyomóerőket vettem figyelembe.

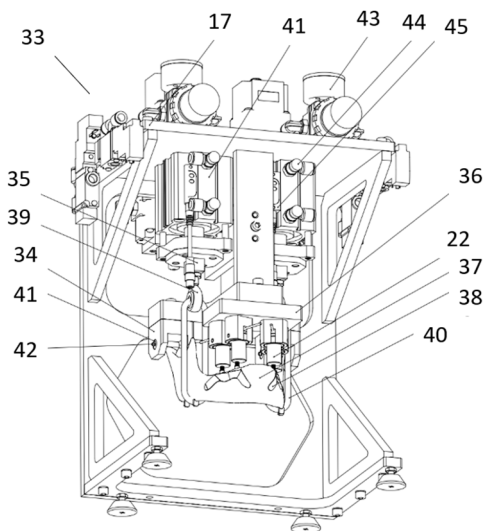
### **Tesztgép**

Elemi a 8. ábrán láthatóak. Ezen összeállítás legfontosabb részei, a terhelést végző munkahengerek (46), a terhelést a vizsgált darabnak átadó poliuretán szíjak (40), a vizsgált darab (38), ami a mandibulára (37) van rögzítve, az erőmérő egység (22) és ami tartja, a terhelés tartó (36), pneumatika (43), a fojtó-visszacsapó szelep (44), lineáris útmérő (45), valamint a vázhoz (17) rögzítéshez szükséges további elemek. A munkahengereket (46) csavarok rögzítik a váz (17) felső lapjához. A hengerek vezetett szárúak, amely biztosít elfordulás ellen, valamint védi a henger



dugattyúrúdját. Ezen hengerek végén egy kampó tartó lap (35) látható, amelyet csavarok rögzítenek a hengerekhez, a lap alsó részén pedig egy menetes kampó (39) látható. Ezen kampóhoz csatlakoznak majd a szíjak (40), amelyek átadják a terhelést a vizsgált darabnak, az implantátumnak (38).

A vizsgált darab az állkapocs felső részén van csapágyazva. A csapágyak (41) a mandibula tartó (34) egységekben helyezkednek el, melyek csavar és illesztőszeg rögzít a vázhoz (17). A csapágyak és a vizsgált darab egymáshoz történő menesztését 2 db tengely (42) végzi, melyek pozícióját biztosító gyűrűk rögzítik.



**8. ábra.** Tesztpad

### Statikus teszt

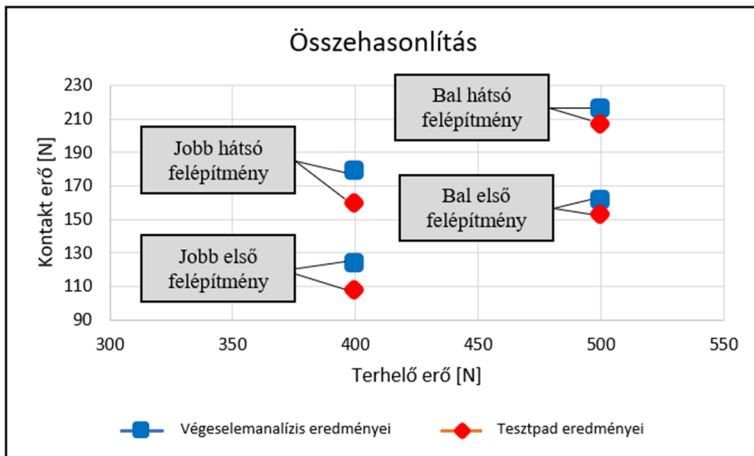
A feladat alapvetően egy statikus tesztek (pusztán egy harapás) elvégzésére alkalmas berendezés konstruálása és megépítése volt. A statikus tesztek esetén csak oldalanként egy bizonyos erővel történő terhelés történik, egy előre definiált idő intervallumban. Mintavételezés (adatrögzítés) ilyenkor csak a teszt végén egyetlen egyszer történik.

## Dinamikus teszt

A tervezési szakasz közben merült fel egy igény, miszerint jó lenne dinamikus vizsgálatokat is végeznünk, gyakorlatilag leképezve a rágás folyamatát. Ez azokat a követelményeket támasztotta, hogy lehetőség legyen a harapási folyamat többszöri előre definiált számú egymás utáni elvégzésére, változtatható paraméterek (terhelő erők, harapások száma, harapási idő, relaxációs idő) mentén.

## Végeselemanalízis

A 9. ábrán mutatjuk be a végelelemanalízis és a tesztpépen kapott eredményeket. Ebben az esetben a jobb oldalon 400 N terhelő erőt adtunk rá, míg a bal oldalon 500 N nagyságú erőt adtunk rá.



9. ábra. Kísérleti és elméleti módszer összehasonlítása

Az ábrán is jól látható, hogy a végelelemanalízis, valamint a tesztpépen végzett kísérletek eredményei jól korrelálnak egymáshoz. Az új tesztpad és a végelelemanalízis segítségével megállapítható, hogy a valós rágóerőből mennyit vesz fel az implantátum és a felépítmény. A tesztpad segítségével kiküszöbölhetőek a különböző gyártási hibák, méretkülönbségek, ami a numerikus analízissel, mivel a

végeselemanalízissel tökéletes 3D modelleket, pontos csatlakozási felületeket követel, ami a valóságban a gyártásnál nem mindig kivitelezhető. Mind a végeselem analízissel, mind a tesztpad segítségével meghatározható az implantátumon a rágóerőből ébredő valós erő nagysága, valamint az elmozdulások mértéke. A tesztpad előnye a végeselemanalízis szimulációval szemben, hogy nyomtatást követően a statikus és dinamikus tesztek is elvégezhetőek rajta, valamint a gyártási hibák kiküszöbölhetőek a tesztelés során, így a tesztpaddal gyorsabban kapunk eredményeket és jól nyomon követhető a kialakult deformáció az implantátumon. Új, egyedi tesztpad segítségével megoldottuk szubperioszteális implantátumok mechanikai vizsgálatait, amellyel:

- Lehetővé vált a terhelő erőkből (rágóerőkből) adódó erők reális megoszlásának a meghatározása az implantátum felépítmények és a mandibula között.
- Lehetővé vált a gyártási hibák, elsősorban az abutmentek eltérő magasságaiból adódó hibák kiküszöbölése.

Mindezekre végeselem analízisben nem találtunk megfelelő megoldást.

### 3. Az új tudományos eredmények összefoglalása

#### I. Tézis

Négy különböző kristályszerkezet mintázatai szerint, kivágó gömbökkel porózussá tett modellek mechanikai szimulációival megmutattam, hogy:

- Az egyszerű köbös modell nem alkalmas nyitott cellás porózus szerkezet létrehozására, mert kivágott gömbök sugarainak növelésével az elvárt nyitott cellás szerkezet helyett a szerkezet szétesik.
- A lapközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 75 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá.
- A térközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 69 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá.
- A gyémántkristályos modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet több pontban is, több fal átszakadásával is nyitott cellássá válik:
  - 16 % térkitöltésnél,
  - 32 % térkitöltésnél,
  - 45 % térkitöltésnél.

A végeelem szimulációval számított egyenértékű feszültség-porozitás jelleggörbe alkalmas a nyitott cellás szerkezetek kimutatására, megmutattam, hogy a jelleggörbén a szakadási pontok jelölik ki ezen állapotok létrejöttét, a porusok, sejtek közötti falak átszakadását. Ez az állítás általánosan érvényes kivágó gömbökkel nyitottcellássá tett szerkezetekre.

Az I. tézishez kapcsolódó saját publikációk a következők: [1,2]

## II. Tézis

Négy különböző kristályszerkezet szerint porózussá tett modellek szimulációs eredményeinek összehasonlításával megmutattam, hogy azonos nyomóterhelés esetén a térközepes köbös szerkezet a legkedvezőbb, mert itt ébred a legkisebb feszültség azonos porozitás és azonos nyomó igénybevétel esetén.

A gyémánt szerkezet kismértékben elmarad a térközepes köbös szerkezettől mechanikai tulajdonságok szerint. Végül a lapközepes szerkezet mutatja a legkevésbé jó mechanikai tulajdonságokat a nyitott cellássá váló szerkezetek közül.

Az I. tézishoz kapcsolódó saját publikációk a következők: [3]

## III. Tézis

Megterveztem és megalkottam egy olyan tesztpadot, amivel szubperiosteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai vizsgálata végezhető el. A tesztpad segítségével megállapítható, hogy a valós rágóerőből mennyit vesz fel az implantátum és felépítmény. A tesztpad segítségével kiküszöbölhetőek a különböző gyártási hibák, méretkülönbségek.

A II. tézishoz kapcsolódó saját publikáció és szabadalom a következők: [21,22]

## IV. Tézis

Az új tesztpadon kísérletekkel validáltam a szubperiosteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai szimulációit. Megmutattam, hogy a végelemanalízissel valós környezetet tudunk vizsgálni, tökéletes 3D modellel, pontos csatlakozási felületekkel, ami a valóságban a gyártásnál nem mindig kivitelezhető. Megmutattam a végelemanalízis és a tesztpad közötti különbséget, a számított és mért értékek közötti különbséget.

A II. tézishoz kapcsolódó saját publikáció a következők: [21]

## 4. Konklúzió és jövőbeli tervek

Munkám során a szubperiosteális implantátum fejlesztésével, mechanikai vizsgálatával foglalkoztam. Az orvostudomány területén folyamatos a fejlődés manapság, megjelentek az innovatív kutatások, a legújabb 3D technikák területén, a 3D tervezés, modellezés és szimulációk, valamint fém 3D nyomtatás területén. Ezeknek köszönhetően az orvostechnikai eszközök, kifejezetten az egyénre szabott, egyedi termékeknel lelhető fel nagyfokú fejlődés. A kutatásom során az egyénre szabott, rendelésre készült szubperiosteális implantátumokra helyeztem a hangsúlyt, ezen belül a mechanikai vizsgálatokra. Az általam bemutatott és vizsgált nyitott cellás porózus titán mintákat a különböző implantátumok térkitöltésére lehetne alkalmazni, ami még inkább elősegítené az összeintegrációt, természetesen a megfelelő felületi technológiák alkalmazásával. A megvalósítást követően mechanikai vizsgálatokkal alátámasztani a legfelelőbb megoldást.

Az általam megvalósított tesztpad fejlesztése is szóba jött, hogy a nyomóbélyegek nagyságát változtatni tudjam, tehát ha gyártás során pár milliméter különbség van az abutmentek között, akkor ezzel nulla állásra tudjam helyezni a nyomóbélyegeket. Ezeknek a hosszát úgy tudom állíthatóvá tenni, ha a mostani nyomóbélyegeket kiszedem a tesztpadból a végéből leesztergálok és egy menetet kap az aljába és 4 darab csapot gyártok, amelyek menettel kapcsolódnának a darabhoz. A távolságot ezáltal menettel és hézagoló alátéttel lehetne állítani, ami segítségével mi magunk tudjuk a null pontot beállítani. A tesztpad esetleg másik implantátumcsalád esetében is alkalmazható lehetne, ennek megtervezése, továbbfejlesztése is tervben van, valamint olyan tesztpad létrehozása, ami a felső állkapocsront vizsgálatát végzi.

A végeelemanalízis nehézségei is újabb fejlesztési lehetőséget biztosítanak az egyénre szabott implantátumok esetében a különböző mechanikai vizsgálatok

alapjául. Az elsődleges feladat a csontszövet pontos másának létrehozása (amivel már több tanulmány, disszertáció foglalkozott az elmúlt években) és annak általánosítása egyénre szabottan, CBCT felvétel alapján, majd ezáltal megtervezve erőhatásokat, feszültségeket figyelembevéve a páciens egyedi implantátumát. Kifejleszteni a Maxillofaciális implantátumok területére.

## Hivatkozások

- [1] Kulcsár, K.; Kónya, J., Zsoldos, I.: Mechanical property evaluation of closed and open-cell foam structures with finite element method. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 903/012010 (2020). doi:10.1088/1757-899X/903/1/012010
- [2] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Evaluation of Closed and Open-cell Structural Lattices with Finite Element Analysis. *Acta Materialia Transylvanica* 3/1. (2020), 26–32. <https://doi.org/10.33924/amt-2020-01-05>
- [3] Kulcsár, K.; Buzgo, M.; Costa, P.F.; Zsoldos, I.: Optimal microstructure and mechanical properties of open-cell porous titanium structures produced by selective laser melting. *FRONTIERS IN BIOENGINEERING AND BIOTECHNOLOGY*, 10 (2022), 1-18. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1022310>
- [4] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Moderization of cortically supported individual implants. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 8 (2018), 51-60. DOI: <https://doi.org/10.33894/mtk-2018.08.06>
- [5] Kulcsár, K.; Kónya, J.; Zsoldos, I.: Structural analysis of titanium alloys. *IOP CONFERENCE SERIES: MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING*, 426/012029 (2018). doi:10.1088/1757-899X/426/1/012029
- [6] Kulcsár, K.; Kónya, J.: NUMERICAL ANALYSIS OF ADDITIVELY MANUFACTURED, INDIVIDUAL TITANIUM IMPLANTS DESIGNED IN A VIRTUAL ENVIRONMENT. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 10 (2019), 41-48. DOI: <https://doi.org/10.33894/mtk-2019.10.05>
- [7] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Zárt és nyitott cellás szerkezeti formák vizsgálata végeelem-analízissel. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA* 3/1 (2020), 26-32.
- [8] Kónya, J.; Kulcsár, K.: Additív gyártással készülő egyéni implantátumok lézeres mikrohegesztésének vizsgálata. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA* 2/1 (2019), 32-42,
- [9] Kónya, J.; Kulcsár, K.: Cone-beam CT-képek alapján tervezett 3D-s albuminozott allograft kivitelezése. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 1/1 (2018), 41-48.
- [10] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Kortikális megtámasztású egyéni implantátum korszerűsítése. *MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK*, 8/1 (2018), 51-60.
- [11] Kulcsár, K.; Kónya, J.: A fogtechnikai gyakorlatban használt 3D nyomtatott kobalt-krom ötvözet hőkezelésének befolyása a mechanikai tulajdonságokra. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 1/2 (2018), 97-100.
- [12] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Additív gyártástechnológiával, virtuálisan tervezett egyéni implantátumok numerikus analízise. *MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK*, 10/1 (2019), 41-48.
- [13] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Geometric design of sleeve and abutment for subperiosteal implants using finite element analysis. *BÁNKI KÖZLEMÉNYEK*,
- [14] Kónya, J.; Kulcsár, K.: Virtual design and 3D manufacturing in dental applications. *BÁNKI KÖZLEMÉNYEK* 1/2 (2018), 38-43



- [15] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Technology specific geometric analysis of titanium alloy. *BÁNKI KÖZLEMÉNYEK*, 1/1 (2018), 73-76.
- [16] Kónya, J.; Kulcsár, K.: Examination of Laser Microwelded Joints of Additively Manufactured Individual Implants. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 2/1 (2019), 32-42.
- [17] Kónya, J.; Kulcsár, K.: Construction of Albumin-Coated 3D Allograft Based on Cone-beam CT Images. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 1/1 (2018), 41-48.
- [18] Kónya, J.; Kulcsár, K.: A fogászatban használt kobalt-króm alapú vázszerkezetek additív és szubsztraktív együttes gyártása. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 1/2 (2018), 89-92.
- [19] Kulcsár, K.; Kónya, J.: The Influence of Heat Treatment on the Mechanical Properties of 3D-Printed Cobalt-Chrome Alloy Used in Dental Laboratory Practice. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*, 1/2 (2018), 97-100.
- [20] Kónya, J.; Kulcsár, K.: A fogászatban használt kobalt-króm alapú vázszerkezetek additív és szubsztraktív együttes gyártása. *ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA*
- [21] Kulcsár, K.; Zsoldos, I.: Mechanical studies of subperiosteal implants. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering (Kiadás alatt)*
- [22] Kulcsár, K.: Egyedi tesztpad rendelésre készült (egyéni) szubperiosteális implantátumok mechanikai vizsgálatához. Szabadalom. Bejelentés száma: P2300326
- [23] Jaber, H.; Kónya, J.; Kulcsár, K.; Kovács, T.: Effects of Annealing and Solution Treatments on the Microstructure and Mechanical Properties of Ti6Al4V Manufactured by Selective Laser Melting. *Materials*, 15(5), 1978, (2022), 22.