



ÓBUDAI EGYETEM  
ÓBUDA UNIVERSITY

DOKTORI (PHD) ÉRTEKEZÉS  
TÉZISFÜZETE

KÓNYA JÁNOS

**Felületkezelési technológia  
fejlesztése, titánötvözet  
implantátum, szövetintegrációjának  
javítására**

Témavezetők:

Hargitai Hajnalka, Dr. habil. egyetemi tanár, Széchenyi István  
Egyetem

Kovács Tünde Anna, Dr. habil. egyetemi docens, Óbudai Egyetem



---

## **Summary**

Nowadays, implant development is increasingly focused on custom implants in addition to confectioned implants with complex geometries (femur, tibia, glenoid, etc.) and circular (dental) implants. In addition to traditional technologies (casting, machining), 3D metal printing is also gaining ground in the production of implants. The integration of the implant into the human body, and its tissue integration, depends significantly on the implant material, its machining and the quality of the surface.

My more than 30 years in the dental profession and the development of custom implants in my workplace provided the basic idea for my doctoral research topic. The aim of my research was to develop a surface treatment technology for custom implants, improving the tissue integration of titanium alloy implants fabricated by 3D powder bed metal printing.

In the first part of my research, I investigated the surface roughness of drawn-rolled, cast and 3D powder bed metal printing specimens of Ti6Al4V alloys produced by different technologies by polishing, grain milling ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  and  $\text{ZrO}_2$ ), acid etching (HF) and the latter two processes in succession. For each manufacturing technique, the surface preparation and surface treatment were carried out with the same parameters.

In the second part of my research, I investigated different specimens subjected to the same surface treatment in different construction orientations created by the powder bed laser melting (LMF) fabrication technology. In these experiments, I sought to answer how the print orientation influences the surface formation and the morphology formed, and whether this formed surface roughness corresponds to the values required for bone integration as described in the literature.

Based on my new scientific findings, I formulated 5 theses in my PhD thesis.

The results formulated in these theses promote, improve and understand the morphological surface of titanium for ideal osseointegration of living tissue. The results obtained in this dissertation form the basis for my further



ÓBUDAI EGYETEM  
ÓBUDA UNIVERSITY

# DOKTORI (PHD) ÉRTEKEZÉS TÉZISFÜZETE

---

research investigating the multi-integration relationship between living tissue and titanium implants by multidisciplinary coupling of materials science and tissue biology.

## Tartalomjegyzék

1	Összefoglaló .....	5
2	A kutatás előzményei .....	6
3	Célkitűzések .....	7
3.1	Az SLA felületkezelési technológia elemzése.....	7
3.2	Különböző gyártási technológiák hatásának elemzése.....	8
3.3.	3D porágyas fémnyomtatás orientáció hatásának elemzése.....	8
4	Vizsgálati módszerek .....	9
4.1	3D porágyas fémnyomtatással, öntéssel és képlékeny alakítással előállított minták felületi érdességének elemzése.....	9
4.1.1	Minták előállítása .....	9
4.1.2	Alkalmazott felületmódosító technológiák .....	9
4.1.3	Összefoglalás.....	10
4.2	A 3D porágyas fémnyomtatás orientáció vizsgálata .....	11
5	Új tudományos eredmények .....	12
6	Az eredmények hasznosítási lehetősége .....	15
7	Irodalmi hivatkozások listája/ Irodalomjegyzék .....	16
8	Saját publikációk .....	17
8.1	A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos közlemények .....	17
8.2	További tudományos közlemények .....	17

# 1 Összefoglaló

Napjainkban az implantátumok fejlesztésére egyre nagyobb figyelem irányul a konfekcionált, összetett geometriájú (femur, tibia, ízületi kehely stb.) és körszimmetrikus (fogászati) implantátumok mellett különösen az egyéni implantátumokat tekintve. Az implantátumok gyártását illetően a hagyományos technológiák (öntészet, forgácsolás) mellett a 3D porágyas fémnyomtatás is egyre nagyobb szerephez jut. Az implantátum emberi szervezetbe történő beépülése, szövetintegrációja, jelentősen függ az implantátum alapanyagától, megmunkálásától és a felület minőségétől.

A fogtechnikai szakmában eltöltött több mint 30 évem, illetve a munkahelyemen végzett egyéni implantátum fejlesztésem adta az alapötletet a doktori kutatási témájára. Kutatásom során a célom az egyéni implantátumokhoz felületkezelési technológia fejlesztése, 3D porágyas fémnyomtatással gyártott titánötvözet implantátum szövet-integrációjának javítása volt.

A kutatásom első részében a különböző technológiákkal előállított Ti6Al4V ötvözetek húzott hengerelt, öntött és 3D porágyas fémnyomtatással készült próbatestek felületi érdességét vizsgáltam polírozás, szemcseszórás ( $Al_2O_3$  és  $ZrO_2$ ), savmaratás (HF) és ez utóbbi két eljárás egymást követő alkalmazásával. Minden gyártási technológia esetén a felületelőkészítés, illetve felületkezelést azonos paraméterekkel végeztem.

A kutatásom második részében porágyalapú lézersugaras olvasztás (LMF) gyártástechnológiával létrehozott építési orientációban különböző, de azonos felületkezelésnek alávetett próbatesteket vizsgáltam. A kísérletek során arra kerestem a választ, hogy a nyomtatási orientáció miként befolyásolja a felületképzést és a kialakult morfológiát, valamint, hogy ez a kialakult felületi érdesség megfelel-e a szakirodalomban leírt csontintegrációhoz szükséges értékeknek.

Az új tudományos eredményeim alapján a PhD értekezésemben 5 tézist fogalmaztam meg.

A tézisekben megfogalmazott eredmények elősegítik, javítják és érthetővé teszik a titán felületén kialakult morfológiai felszín az élőszövet ideális osseointegrációjára. A disszertációban kapott eredményeim a további kutatásaim alapját képezik, amelyek az élőszövet és a titán implantátumok multiintegrációs kapcsolatát vizsgálja az anyagtudomány és a szövetbiológia multidiszciplináris összekapcsolásával.

## 2 A kutatás előzményei

Napjainkban az implantátumok fejlesztésére egyre nagyobb figyelem irányul a konfekcionált, összetett geometriájú (femur, tibia, ízületi kehely stb.) és körszimmetrikus (fogászati) implantátumok mellett különösen az egyéni implantátumokat tekintve. Az implantátumok gyártását illetően a hagyományos technológiák (öntészet, forgácsolás) mellett a 3D porágyas fémnyomtatás is egyre nagyobb szerephez jut. Az implantátum emberi szervezetbe történő beépülése, szövetintegrációja, jelentősen függ az implantátum alapanyagától, megmunkálásától és a felület minőségétől.

Az egyénre szabott implantátumok gyártása titán, titánötvözet alapanyagból többféle módon megvalósítható: A hagyományos öntészet, egyedi viaszveszejtéses precíziós eljárás alkalmazásával, illetve húzott hengerelt, kovácsolt előgyártmányból szubsztraktív módon marva, esztergálva, valamint porágyalapú lézer vagy elektronsugaras olvasztás (SLS, SLM, LMF és EBM).

A kutatásom első részében különböző technológiákkal titán alapanyagból próbatesteket gyártottam és ezeket különböző módon felületkezelttem. A próbatesteken a felületi morfológiát vizsgáltam kvalitatív és kvantitatív módszerekkel, hogy összehasonlítsam a tudományos publikációkban széleskörűen megfogalmazott csontintegrációhoz szükséges felületi érdesség értékekkel.

A kutatásom második részében porágyalapú lézersugaras olvasztás (LMF) gyártástechnológiával létrehozott építési orientációban különböző, de azonos felületkezelésnek alávetett próbatesteket vizsgáltam. A kísérletek során arra kerestem a választ, hogy a nyomtatási orientáció miként befolyásolja a felületképzést és a kialakult morfológiát, valamint, hogy ez a kialakult felületi érdesség megfelel-e a szakirodalomban leírt csontintegrációhoz szükséges értékeknek.

Elsősorban a fogászati alkalmazásokra egyénre tervezett és gyártott epiperiostealis (csonthártya alatti) implantátumok fejlesztése volt az első lépés, azonban napjainkban a virtuális tervezésnek, illetve a 3D porágyas fémnyomtatásnak köszönhetően egyéb arc és állcsont sebészetben, ortopédiában és traumatológiában használatos egyéni implantátumokat fejlesztenek és gyártanak. A fogászatban ezek az implantátumok az úgynevezett kortikális (csontfelszín külső és a csonthártya közötti) megtámasztású subperiostealis implantátumot jelentik. Amelyek lehetővé teszik a szükséges csontalappal nem rendelkező páciensek számára

az implantációt így a rágóképesség teljes helyreállítása rögzített pótlással lehetséges. Tapasztalataink szerint jelentősebb foghiánnyal rendelkező páciensek több mint 65 %-ának nem áll rendelkezésre elegendő csontvolumen a hagyományos körszimmetrikus implantációhoz. Azonban csonthiány nem csak a fogászatban alakulhat ki, hanem számos más egészségügyi területen is, amelyeknek különböző okai lehetnek, mint például a balesetből vagy az oszteoporózisos csontreszorpcióból (csontállomány leépülése) vagy egyéb más, pl. daganatos betegségből származó csontvesztés. Ezekre nyújtanak megoldást az általunk tervezett és LMF technológiával gyártott titán epiperiostealis implantátumok.

A fogtechnikai szakmában eltöltött több mint 30 évem, illetve a fent említett egyéni implantátum fejlesztés adta az alapötletet a doktori kutatási témájára. Kutatásom során a célom az egyéni implantátumokhoz felületkezelési technológia fejlesztése, 3D porágyas fémnyomtatással gyártott titánötvözet implantátum szövet-integrációjának javítása volt.

### **3 Célkitűzések**

A témakörben szerzett több éves gyakorlati tapasztalatom és az átfogó részletes szakirodalom kutatásom során arra a megállapításra jutottam, hogy bár az implantátumokat legyen az konfekcionált vagy összetett geometriájú egyénre szabott, alapvetően háromféle gyártástechnológiával lehet előállítani és állítják is elő ily módon.

Szakterületemen a napi munkám során ezt a három módszert alkalmazom attól függően, hogy milyen típusú implantátumot vagy alkatrészt kívánunk létrehozni. A disszertációmban tervezett kutatások célját három tématerületen határoztam meg.

#### **3.1 Az SLA felületkezelési technológia elemzése**

Az irodalom áttekintése rávilágított arra, hogy a különböző technológiákkal létrehozott Ti6Al4V Grade 5-ös implantátum SLA felület képzés többféle szóróanyag használatával kialakított összehasonlító felületi, morfológiai analízise témájában hiányosak a jelenlegi kutatások. Változó szemcseméret mellett változó anyagú szemcséket használva és különféle titán felület maratására alkalmas savakat használnak az eljárásban [1-3]. A kutatásomban célul tűztem ki az implantátumok gyártásánál a gyakorlatban általánosan használt szemcseméretű alumínium-oxid, valamint cirkónium-dioxid alkalmazását Ti6Al4V Grade 5 implantátum felületkezelésére, és annak morfológiai összehasonlító vizsgálatát, az eljárás hatékonyságának elemzését.

## **3.2 Különböző gyártási technológiák hatásának elemzése**

Választ kerestem arra a kérdésre is, hogy az SLA felszín kialakítása különböző szóróanyaggal, de azonos savval, különböző gyártástechnológiával készült próbatestek felületén milyen mérhető változásokat eredményez.

Válaszokat kerestem a tekintetben is, hogy a különböző gyártástechnológiával gyártott próbatestek polírozott felszínén a HF-os savmaratás, milyen mértékű felszíni érdességi változást hoz létre. A polírozott felszín mikro érdesítése a lágyszöveti tapadás kérdéskörében kulcsfontosságú lépés.

A tervezett kísérletek hiánypótló szerepe abban nyilvánul meg, hogy bár ezeket a titán gyártási technológiákat széles körben alkalmazzák és monitorozzák ezek sikerességét in vivo és in vitro vizsgálatok alapján, de összehasonlításuk ezidáig nem történt meg.

**Elsődleges célkitűzésem volt a különböző gyártástechnológiákkal (öntés, húzott-hengerelt, 3D porágyas fémnyomtatás) előállított titán próbatesteken összehasonlító vizsgálatok elvégzése, a felületi topográfia jellemzésével.**

**További célkitűzés megvizsgálni, hogy a 3D porágyas fémnyomtatással előállított és különböző módokon felületkezelt titán próbatestek esetében melyik eljárás optimális az Ra és Rz értékek alapján a szöveti összeintegráció létrehozásához.**

Az általam végzett kísérleti elemzések által bizonyítani akartam, hogy akár gyártástechnológiától függetlenül is létrehozható az ideális felszín, illetve céloom meghatározni, hogy melyik gyártástechnológiával létrehozott SLA eljárással kialakított felszín áll a legközelebb a szakirodalomban műszaki paraméterekkel meghatározott „ideális felszínhez”. A szakirodalom részletes áttekintése során erre a kérdésemre nem kaptam választ.

## **3.3. 3D porágyas fémnyomtatás orientáció hatásának elemzése**

A szakirodalom részletesen tárgyalja 3D porágyas fémnyomtatással készült acél próbatestek esetében az építési szög hatását. Kutatásokból ismert, hogy az építőplatformon való eltérő elhelyezés, ha eltérő nyomtatási szög alkalmazásával hozunk létre próbatesteket, más-más struktúrát eredményez.

Kutatásomban célul tűztem ki függőleges (90°), vízszintes (0°) és a (45 °-ban) döntött helyzetű próbatestek előállítását additív technológiával, 3D porágyas fémnyomtatással Ti6Al4V porból.



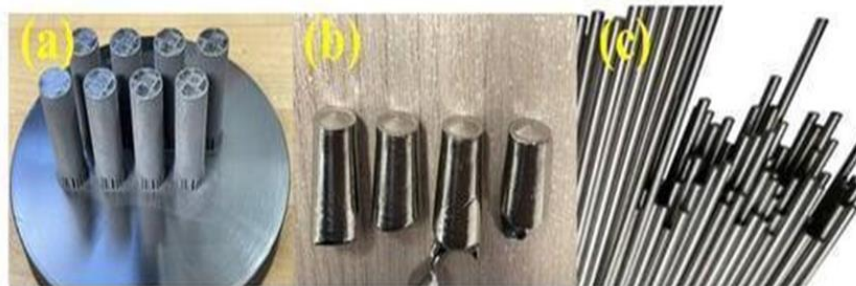
Az irodalomkutatás során nem kaptam választ arra a kérdésre, hogy a nyomtatási orientáció függvényében az alkalmazott SLA felületképzéssel milyen felületi érdességi eredményeket, morfológiát kapunk. Ennek alapján célul tűztem ki ezeken a próbatesteken SLA felületképzési eljárás alkalmazását és a felületi morfológia elemzését, és annak vizsgálatát, hogy milyen feltételek mellett lehet kialakítani az összeintegráció szempontjából optimális felületi érdességet.

## 4 Vizsgálati módszerek

### 4.1 3D porágyas fémnyomtatással, öntéssel és képlékeny alakítással előállított minták felületi érdességének elemzése

#### 4.1.1 Minták előállítása

A felületi érdesség vizsgálatához három módszerrel - 3D porágyas fémnyomtatással, öntés és képlékeny alakítás - előállított Ti6Al4V (Grade 5) polírozott hengeres próbatesteket használtam alapanyagként (4.1. ábra).



4.1. ábra

a) 3D porágyas fémnyomtatott, b) öntött és c) húzott-hengerelt minták.

#### 4.1.2 Alkalmazott felületmódosító technológiák

A maratott, illetve a maratott és felületszórással kialakított minták (4.2. ábra):

0. Nyers polírozott felszín.
1. Maratás  $0,017 \text{ mol/dm}^3$  fluor savban (HF) 120 másodpercig szobahőmérsékleten.
2.  $\text{Al}_2\text{O}_3$  részecskékkel ( $70\text{-}100 \mu\text{m}$ ) 4 bar szóró nyomással kezelt. A felületszórást Renfert Basic Quattro IS berendezéssel végeztem.
3.  $\text{Al}_2\text{O}_3$  részecskékkel szórt és  $0,017 \text{ mol/dm}^3$  fluor savban (HF) 120 s-ig szobahőmérsékleten maratott.
4.  $\text{ZrO}_2$  részecskékkel ( $50\text{-}130 \mu\text{m}$ ) 4 bar nyomáson történő szemcseszórás,

5.  $ZrO_2$ -vel szórt és  $0,017 \text{ mol/dm}^3$  fluor savban (HF) 120 s-ig szobahőmérsékleten maratott (4.4.ábra, 4.5.ábra, 4.6.ábra).



4.2. ábra

*Próbatestek felosztása különböző felületkezelési eljárásokhoz*

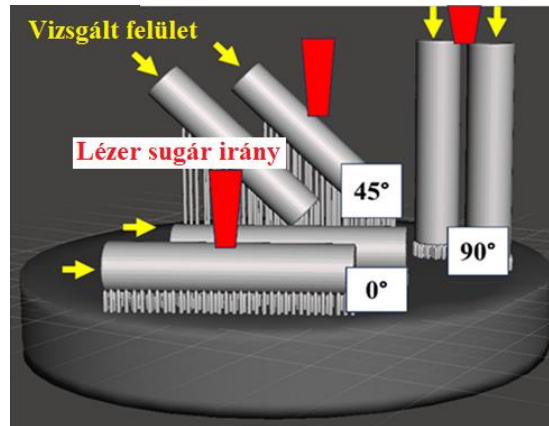
### 4.1.3 Összefoglalás

Részletesen megvizsgáltam különböző felületmódosító technológiák hatását a 3D porágyas fémnyomtatás, öntéssel és képlékeny alakítással előállított Ti6Al4V ötvözetből készült alkatrészek felületi érdességére. Az eredményekből a következő következtetések vonhatók le.

1. Jelentős különbségeket találtam a 3D porágyas fémnyomtatással előállított minták felületi érdességében az öntéssel és a képlékeny alakítással előállítottakhoz képest, miután a felületi módosításokat elvégeztem. Ez a gyártott minták felületi tulajdonságainak különbségére vezethető vissza, ami a szórt részecskék eltérő beépülését eredményezi a minták felületén.
2. A legnagyobb érdesség értékeket az 3D porágyas fémnyomtatással és  $Al_2O_3$ -dal történő szórással, majd HF maratással előállított Ti6Al4V ötvözeteknél ( $R_a = 2,043 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 11,742 \mu\text{m}$ ), illetve a képlékeny alakítással és  $ZrO_2$ -dal történő szórással, majd HF maratással előállított Ti6Al4V-nél ( $R_a = 1,631 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 10,953 \mu\text{m}$ ) értem el.
3. Az 3D porágyas fémnyomtatással gyártott és az  $Al_2O_3$ -dal vagy  $ZrO_2$ -dal szórt minták felületi érdességét jelentősen befolyásolta a HF maratás.
  - Az  $Al_2O_3$ -dal történő szórással + HF maratással készült minták esetében a felületi érdesség ( $R_a = 1,337 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 8,594 \mu\text{m}$ ) és ( $R_a = 2,043 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 11,742 \mu\text{m}$ ) között nőtt.
  - A  $ZrO_2$ -dal történő szórással + HF maratással készült próbatestek esetében a felületi érdesség ( $R_a = 0,726 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 5,533 \mu\text{m}$ ) és ( $R_a = 1,336 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 10,353 \mu\text{m}$ ) között nőtt.

## 4.2 A 3D porágyas fémnyomatás orientáció vizsgálata

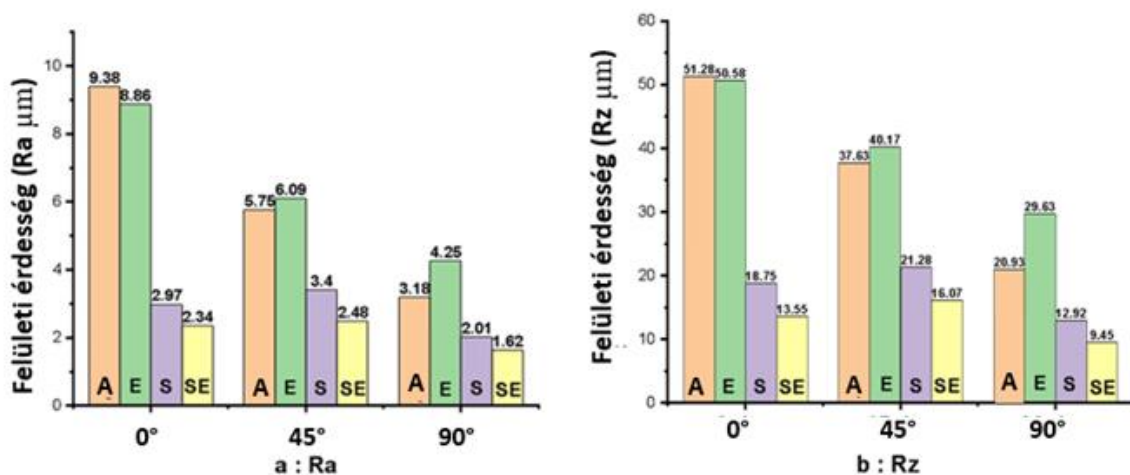
Az 4.3. ábra a nyomtatási platformon elhelyezett nyomtatandó hengerek virtuális modell képe és elhelyezkedése látható.



4.3. ábra

*A Ti6Al4V minták 0°, 45° és 90°-os szögű 3D porágyas fémnyomatás orientációs ábrázolása*

Tizenkét mintát készítettem a 4.3. ábrán látható 0°, 45° és 90°-os építési irányokban, ezeket különböző módon felületkezelttem (A, E, S, SE) és vizsgáltam Alicona fókuszvariációs optikai mikroszkóppal, valamint pásztázó elektronmikroszkóppal (SEM). Az eredményeket a 4.4. ábra foglalja össze.



4.4. ábra

*A különböző nyomtatási orientációjú irányú és felületmódosítású próbatestek felületi érdessége (A: kezeletlen; E: savas maratás; S: szemcseszórás; SE: szemcseszórás + maratás), a) Ra, b) Rz*

## 5 Új tudományos eredmények

A különböző technológiákkal előállított Ti6Al4V ötvözetek húzott hengerelt, öntött és 3D porágyas fémnyomtatással készült próbatetek felületi érdességét vizsgáltam polírozás, szemcseszórás ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  és  $\text{ZrO}_2$ ), savmaratás (HF) és ez utóbbi két eljárás egymást követő alkalmazásával. Minden gyártási technológia esetén a felületelőkészítés, illetve felületkezelést azonos paraméterekkel végeztem.

### 1.) Tézis:

**Kimutattam, hogy Ti6Al4V Grade 5 ötvözetek esetében, összehasonlítva a húzott hengerelt, öntött és 3D porágyas fémnyomtatással készült próbatetek felületi érdességét, abszolút értékben a legnagyobb  $R_a=1,401 \mu\text{m}$  értéket  $\text{ZrO}_2$  szemcseszórással a húzott-hengerelt felületen lehet elérni az alkalmazott paraméterekkel (4 bar nyomás). Ez 92 %-kal nagyobb a 3D porágyas fémnyomtatott felület  $R_a=0,726 \mu\text{m}$  értékénél. Hasonló tendenciát mutattak a  $\text{ZrO}_2$  szemcseszórást követően az  $R_z$  értékek is (3D porágyas fémnyomtatott  $R_z=5,533 \mu\text{m}$ , húzott  $R_z=8,644 \mu\text{m}$ ) [4, 5, 1, 7, 8].**

Fókuszvariációs mikroszkóppal végzett felület topográfiai mérésekkel kimutattam, hogy míg az öntött és a 3D porágyas fémnyomtatott próbatetek esetén a polírozott felületen végzett  $\text{Al}_2\text{O}_3$  szemcseszórás eredményezett nagyobb felületi érdesség értéket, addig a húzott-hengerelt alapanyagból készült próbatestnél a  $\text{ZrO}_2$  szemcsék esetében volt kimutatható nagyobb felületi érdesség.

7.1. táblázat  
*Szemcseszórás hatása a felületi érdességre*

Minták	Polírozott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{ZrO}_2$ -dal szemcse- szórt $R_z$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{ZrO}_2$ -dal szemcseszórt $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{Al}_2\text{O}_3$ -dal szemcseszórt $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{Al}_2\text{O}_3$ -dal szemcseszórt $R_z$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag
Öntött	0,503	7,897	0,899	1,236	8,358
Húzott-hengerelt	0,463	8,644	1,401	0,65	4,717
3D porágyas fémnyomtatott	0,559	5,533	0,726	1,337	8,593

## 2.) Tézis:

Kimutattam, hogy a Ti6Al4V Grade 5 ötvözetek esetében kémiai HF savmaratás a 3D porágyas fémnyomtatott minták polírozott felületeinek átlagos felületi érdességét ( $R_a=0,559 \mu\text{m}$ ) 38,9 %-kal növeli a nyers felülethez képest, míg a húzott hengerelt daraboknál nem befolyásolja, az öntött minták esetén pedig csökkenti 31%-kal [4, 5, 6, 7, 8].

### 7.2. táblázat

*HF maratás hatása a felületi érdességre*

Minták	Polírozott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	HF savmaratott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag
Öntött	0,503	0,344
Húzott-hengerelt	0,463	0,462
3D porágyas fémnyomtatott	<b>0,559</b>	<b>0,776</b>

## 3.) Tézis:

Kimutattam, hogy 3D porágyas fémnyomtatott, húzott-hengerelt és öntött Ti6Al4V Grade 5 ötvözetek polírozott felületein a szemcseszórás ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  vagy  $\text{ZrO}_2$ , 4 bar nyomás) követő maratással (HF sav) mindegyik esetben nő a felületi érdesség ( $R_a$ ,  $R_z$ ) [8].

A kémiai maratás a felületi érdességet a különböző módon előállított minták esetében az alábbiak szerint befolyásolta, a 3D porágyas fémnyomtatás és  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -mal történő szórással, majd HF maratással előállított Ti6Al4V Grade 5 ötvözeteknél ( $R_a = 2,043 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 11,742 \mu\text{m}$ ), illetve a képlékeny alakítással és  $\text{ZrO}_2$ -dal történő szórással, majd HF maratással előállított Ti6Al4V-nél ( $R_a = 1,631 \mu\text{m}$ ,  $R_z = 10,953 \mu\text{m}$ ).

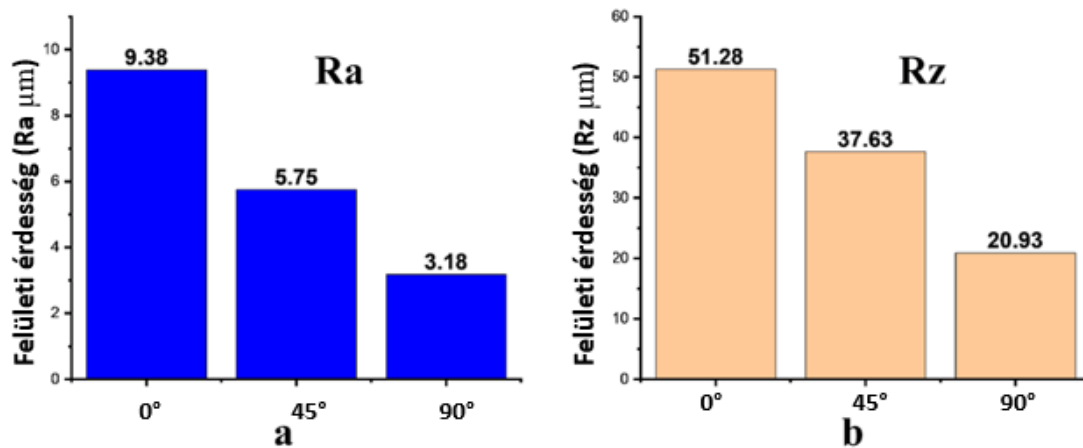
### 7.3. táblázat

*Szemcseszórás és HF savmaratás hatása a felületi érdességre*

Minták	Polírozott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{Al}_2\text{O}_3$ -dal szemcseszórt és HF savmaratott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag	$\text{ZrO}_2$ -dal szemcseszórt és HF savmaratott $R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) átlag
Öntött	0,503	1,468	1,057
Húzott-hengerelt	0,463	0,940	<b>1,631</b>
3D porágyas fémnyomtatott	0,559	<b>2,043</b>	1,336

#### 4.) Tézis:

A Ti6Al4V Grade 5 (10-40  $\mu\text{m}$  szemcseméret) alapanyag 3D porágyas fémnyomtatás (20  $\mu\text{m}$  rétegvastagság, fókusztáv 55  $\mu\text{m}$ ) orientációjának a nyomtatással kapott felületi érdességre hatása van.  $0^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott felület esetében az  $R_a=9,38$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=51,28$   $\mu\text{m}$ ,  $45^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott felületeknél  $R_a=5,75$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=37,63$   $\mu\text{m}$ ,  $90^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott felületeknél  $R_a=3,18$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=20,93$   $\mu\text{m}$  [4, 5, 6, 7, 8].

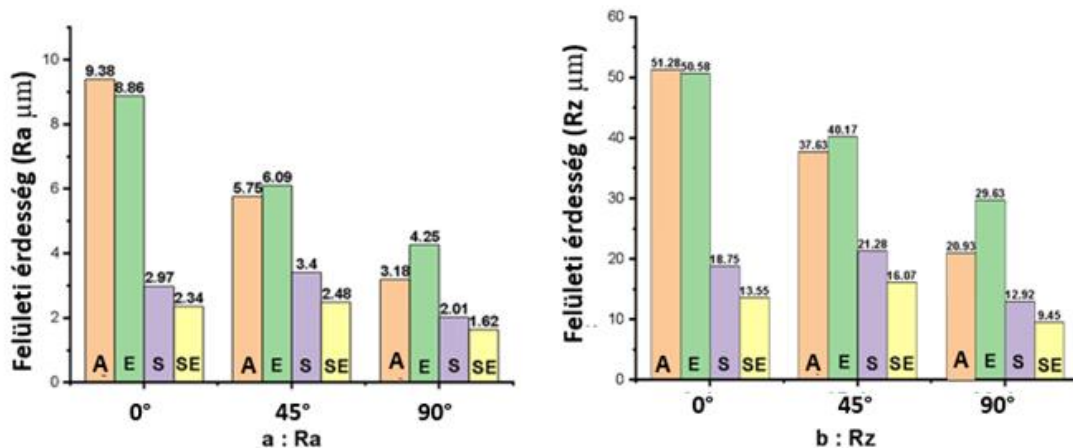


5.8. ábra

*A különböző építési szögű  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  és  $90^\circ$ -os próbatestek felületi érdessége*

#### 5.) Tézis:

A Ti6Al4V Grade 5 (10-40  $\mu\text{m}$  szemcseméret) alapanyag 3D porágyas fémnyomtatás (20  $\mu\text{m}$  rétegvastagság, fókusztáv 55  $\mu\text{m}$ ) orientációjának a nyomtatással és HF savmaratással kapott felületi érdességre hatása van.  $0^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott  $R_a=8,86$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=50,58$   $\mu\text{m}$ , ami a nyomtatott felületi érdességhez képest csökkent, míg  $45^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott  $R_a=6,09$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=40,17$   $\mu\text{m}$ , és a  $90^\circ$ -os orientációs szögben nyomtatott  $R_a=4,25$   $\mu\text{m}$ ,  $R_z=29,63$   $\mu\text{m}$  felületi érdesség nőtt [4, 5, 6, 7, 8].



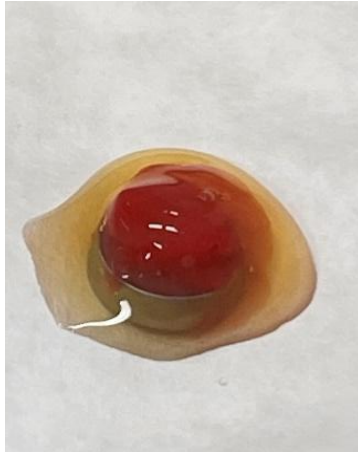
5.9. ábra

*A különböző nyomtatási orientációjú irányú és felületmódosítású próbatetek felületi érdessége (A: kezeletlen E: savas maratás; S: szemcseszórás; SE: szemcseszórás + maratás).*

## 6 Az eredmények hasznosítási lehetősége

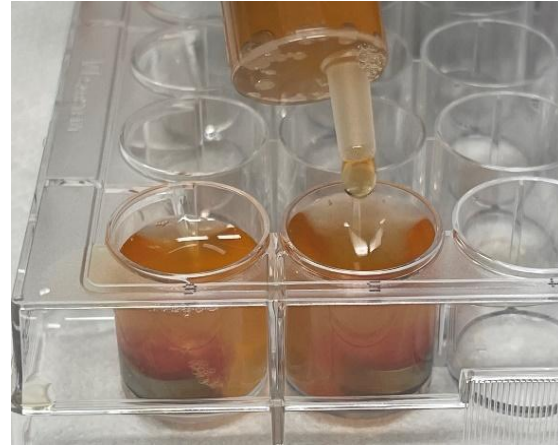
A további kutatásom célkitűzései a titán, mint egyéni implantátumoknál használt vázszerkezet (scaffold) minimalizálása, a szöveti összeintegrációs kapcsolat és a vascularizációs készség maximalizálásának érdekében végzett vizsgálatok elvégzése. A célkitűzéseim között szerepel továbbá, hogy a kutatásom során olyan eszköz kerüljön kifejlesztésre (bioreaktor), amely arra szolgál, hogy a pácienseknek egyéni, beültetésre alkalmas titán implantátum felületén saját élő csontszövetet lehessen tenyészteni a hiánypótló 3D-s formai követelményeknek megfelelően az előzőekben bemutatott csont mátrix zselatin (BMG) felhasználásával.

Steril körülmények között, steril eszközökkel a titán próbatest felület kezelt oldalára felhelyezésre került a PRF szövetelem (8.6. ábra), majd ezt követően a biológiai sejt kultúra tenyésztésére alkalmas tégelybe helyeztem el és feltöltöttem a sejt szaporításhoz szükséges fehérvérsejtet, albumint, növekedési hormont stb. tartalmazó vérkomponenssel (8.7. ábra).



8.6. ábra

*Az élő szövet elhelyezése a titán próbatesten*



8.7. ábra

*Tenyésztésre elkészített humán szövet*

Az ily módon előkészített sejt kultúra 5 napra  $+4^{\circ}$ -os hőmérsékletre került (8.8. ábra). Az 5 nap a sejt kultúra életének első ciklusa, azaz a körülményt fenntartó folyadékot frissíteni és/vagy cserélni kell. Ez az időszak elegendő kell legyen ahhoz, hogy a szövetelem élet, illetve integrációs készsége a titán felületen megjelenjen.

## **7 Irodalmi hivatkozások listája/ Irodalomjegyzék**

[1] *Younghee Lee and Steven M. George: Thermal Atomic Layer Etching of Titanium Nitride Using Sequential, Self-Limiting Reactions: Oxidation to  $TiO_2$  and Fluorination to Volatile  $TiF_4$ , Chemistry of Materials, vol. 29, issue 19, 2017, pp. 8202-8210*

[2] *Monetta, T.; Bellucci, F. The effect of sand-blasting and hydrofluoric acid etching on Ti CP2 and Ti CP4 surface topography. Open J. Regen. Med. 2012, 1, 41–50.*

[3] *Rigolin FJ, Negreiros WM, Giannini M, Rizzatti Barbosa CM. Effects of Sandblasting and Hydrofluoric Acid Etching on Surface Topography, Flexural Strength, Modulus and Bond Strength of Composite Cement to Ceramics. J Adhes Dent. 2021 Apr 7;23(2):113-119. doi: 10.3290/j.jad.b1079547. PMID: 33825425.*



## 8 Saját publikációk

### 8.1 A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos közlemények

[4] 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* 2022, 15, 1978.

[5] Jaber, H.; Kónya, J.; Kovács, T.A.: *Selective Laser Melting of Ti6Al4V 2% Hydroxyapatite Composites: Manufacturing Behavior and Microstructure Evolution. Metals* 2021, 11, 1295.

[6] Jaber, H.; Kovacs, T.; János, K.: *Investigating the impact of a selective laser melting process on Ti6Al4V alloy hybrid powders with spherical and irregular shapes. Adv. Mater. Process. Technol.* 2020, 8, 715–731.

[7] Kónya J. et al: *Effects of Selective Laser Melting Building Directions and Surface Modifications on Surface Roughness of Ti6Al4V Alloy, Springer Nature Applied Sciences (submitted)* 2023.

[8] Kónya, J.; Hargitai, H.; Jaber, H.; Pinke, P.; Kovács, T.A.: *Effect of Surface Modifications on Surface Roughness of Ti6Al4V Alloy Manufactured by 3D Printing, Casting, and Wrought. Materials (Basel).* 2016, 16, 2–11, doi:10.3390/ma16113989.

### 8.2 További tudományos közlemények

[9] Csönge, Lajos; Bozsik, Ágnes ; T. Bagi, Zoltán ; Gyuris, Róbert ; K. Csönge, Dóra ; Kónya, János: *Thermal Manipulation of Human Bone Collagen Membrane (SoftBone) and Platelet-Rich Fibrin (PRF) Membranes In: Chakrabarty, Sanjiban; Mazumder, Nirmal (szerk.) Collagen Biomaterials IntechOpen (2022) Paper: Chapter 4*

[10] Csönge, L.; Bozsik, Á.; Tóth-Bagi, Z.; Gyuris, R.; Kónya, J.: *Regenerative medicine: characterization of human bone matrix gelatin (BMG) and folded platelet-rich fibrin (F-PRF) membranes alone and in combination (sticky bone) CELL AND TISSUE BANKING Online ahead of print p. Online ahead of print (2021)*

[11] L, Csönge; A, Bozsik; ZT, Bagi ; R, Gyuris ; DK, Csönge ; J, Konya: *Word of Caution: Negative Impact of Mouthwashes on Folded Platelet-Rich Fibrin (F-PRF) Membrane Viability International Journal of Dentistry and Oral Health* 8: 1 p. dx.doi.org/10.16966/2378-7090.385 Paper: dx.doi.org/10.16966/2378-7090.385 (2021)

- [12] 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 : 1 Paper: 012010 (2020)*
- [13] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Evaluation of Closed and Open-cell Structural Lattices with Finite Element Analysis ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (EN) 3 : 1 pp. 26-32., 7 p. (2020)*
- [14] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Zárt és nyitott cellás szerkezeti formák vizsgálata végeelem-analízissel ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (HU) 3 : 1 pp. 26-32. , 7 p. (2020) (másodközlés)*
- [15] János, Kónya; Klaudia, Kulcsár: *Examination of Laser Microwelded Joints of Additively Manufactured Individual Implants ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (EN) 2 : 1 pp. 32-42., 11 p. (2019)*
- [16] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *Additív gyártással készülő egyéni implantátumok lézeres mikrohegesztésének vizsgálata ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (HU) 2 : 1 pp. 32-42. , 11 p. (2019)(másodközlés)*
- [17] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Additív gyártástechnológiával, virtuálisan tervezett egyéni implantátumok numerikus analízise MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK (HU) 10 : 1 pp. 41-48., 8 p. (2019) (másodközlés)*
- [18] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Numerical Analysis of Additively Manufactured, Individual Titanium Implants Designed in a Virtual Environment MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK (EN) 10 pp. 41-48. , 8 p. (2019)*
- [19] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Geometric design of sleeve and abutment for subperiostealis implants using finite element analysis BÁNKI KÖZLEMÉNYEK pp. 29-34., 6 p. (2019)*
- [20] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *Technology specific geometric analysis of titanium alloy (2018)Bánki Közlemények*
- [21] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *Construction of Albumin-Coated 3D Allograft Based on Cone-beam CT Images ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (EN) 1 : 1 pp. 41-48. , 8 p. (2018)*

- [22] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *A fogászatban használt kobalt-króm alapú vázszerkezetek additív és szubsztraktív együttes gyártása ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (HU) 1 : 2 pp. 89-92. , 4 p. (2018)*
- [23] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *Cone-beam CT-képek alapján tervezett 3D-s albuminozott allograft kivitelezése ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (HU) 1 : 1 pp. 41-48., 8 p. (2018)*
- [24] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia *Construction of Albumin-Coated 3D Allograft Based on Cone-beam CT Images pp. 41-48. , 8 p.(2018)*
- [25] Kulcsár, K; Kónya, J; Zsoldos, I: *Structural analysis of titanium alloys IOP CONFERENCE SERIES: MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING 426 p. 012029 (2018)*
- [26] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *Kortikális megtámasztású egyéni implantátum korszerűsítése MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK (HU) 8 : 1 pp. 51-60. , 10 p. (2018)*
- [27] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *A fogtechnikai gyakorlatban használt 3D nyomtatott kobalt-króm ötvözet hőkezelésének befolyása a mechanikai tulajdonságokra ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (HU) 1 : 2 pp. 97-100. , 4 p. (2018)*
- [28] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János: *The Influence of Heat Treatment on the Mechanical Properties of 3D-Printed Cobalt-Chrome Alloy Used in Dental Laboratory Practice ACTA MATERIALIA TRANSYLVANICA (EN) 1 : 2 pp. 97-100. , 4 p. (2018)*
- [29] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János *Kortikális megtámasztású egyéni implantátum korszerűsítése pp. 51-60. , 10 p. (2018) Megjelenés: Románia,*
- [30] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János *Modernization of Cortically Supported Individual Implants MŰSZAKI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK (EN) 8 pp. 51-60. , 10 p. (2018)*
- [31] Kulcsár, Klaudia; Kónya, János *Technology specific geometric analysis of titanium alloy. BÁNKI KÖZLEMÉNYEK 1 : 1 pp. 73-76. Paper: IESB , 6 p. (2018)*
- [32] Kónya, János; Kulcsár, Klaudia: *Virtual design and 3D manufacturing in dental applications (2017)*