

DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS TÉZISEI

**Titánfelszínen kialakított ezüst
nanorészecskék**

tulajdonságainak vizsgálata

Lampé István

Témavezető: Prof. Dr. Hegedűs Csaba



DEBRECENI EGYETEM

FOGORVOSTUDOMÁNYI DOKTORI ISKOLA

Debrecen, 2026

Titánfelszínen kialakított ezüst nanorészecskék tulajdonságainak vizsgálata

Értekezés a doktori (PhD) fokozat megszerzése érdekében a Klinikai
Orvostudományok tudományágban

Írta: Lampé István okleveles orvos

Készült a Debreceni Egyetem Fogorvostudományi Doktori Iskolája
keretében

Témavezető: Prof. Dr. Hegedűs Csaba, MD, PhD

Az értekezés bírálói: Dr. Vályi Péter, PhD

Dr. Balázs Katalin, PhD

A bírálóbizottság: elnök: Prof. Dr. Csósz Éva, MTA Doktora

tagok: Dr. Marada Gyula, PhD

Dr. Szabó István, PhD

Az értekezés védésének helyszíne és időpontja: Debreceni Egyetem
ÁOK Belgyógyászati Intézet „A” épület tanterme, 2026. augusztus
31-én, 13 óra

1. Tartalom

1.	Tartalom	3
2.	Rövidítések jegyzéke	5
3.	Bevezetés.....	6
3.1.	Fogpótlás és fogászati implantológia története	6
3.2.	Osszeintegráció	6
3.3.	Az összeintegráció és az implantátum felszíne	7
3.4.	Az ezüst antibakteriális hatása	8
4.	Célkitűzés.....	9
5.	Anyag és módszer.....	10
5.1.	Mintakészítés.....	10
5.2.	Páztázó elektronmikroszkóp (Scanning Electron Microscope, SEM).....	13
5.3.	Antimikrobiális hatékonyság vizsgálata.....	14
5.4.	Sejtek életképességének vizsgálata.....	15
5.5.	Lenyomatanyagok zsugorodásának vizsgálata	16
5.6.	A felületek hidrofilicitásának mérése/Kontaktszög mérés	16
6.	Eredmények.....	17
6.1.	Felszíni konfiguráció vizsgálata	17
6.2.	Antibakteriális hatás vizsgálata	18
6.3.	A felszín vizes nedvesíthetőségének vizsgálata.....	18

6.4.	Sejtek életképességének vizsgálata.....	19
6.5.	Lenyomatanyagok zsugorodásának vizsgálata	19
7.	Megbeszélés	20
8.	Következtetések, új megállapítások	22
9.	Összefoglalás	24
10.	Irodalomjegyzék	26
10.1.	Hivatkozott irodalmak jegyzéke	26
10.2.	Saját közlemények.....	31
11.	Tárgyszavak/Keywords	34
12.	Köszönetnyilvánítás	35
13.	Függelék.....	36

2. Rövidítések jegyzéke

ADA: American Dental Association

CFU: Colony forming units/kolóniaformáló egység

DPSC: Dental Pulp Stem Cells

EDS: Energy Dispersive X-ray Spectrometry

PVD: Physical Vapor Deposition

SEM: Scanning Electron Microscope/ pásztázó elektronmikroszkóp

Ti: titán

3. Bevezetés

3.1. Fogpótlás és fogászati implantológia története

Az elvesztett fogak pótlásának igénye egyidős az emberi civilizációval, ezek a kezdetleges pótlások azonban nem ténylegesen pótolták a fogakat, a megmaradt fogazatot, fogatlan állcsontgerincet használták a pótfogak tartására, a szerepet átvették ezek a szájképletek. A mai gyakorlatban alkalmazott fogpótlások jelentős hányada ma is ezt az elvet követi. Az igazi fogpótlás lehetőségét az elvesztett fogak helyére, a csontállományba helyezett és a terhelést a csontnak közvetlenül átadó pótfog készítése jelenti, ennek felelnek meg a mai modern fogászati implantátumok.

A mai modern implantológia kezdetét az osseointegráció jelenségének felfedezéséhez köthetjük, ami egy direkt strukturális és funkcionális kapcsolat élő csont és teherviselő implantátum felszíne között (Tamal, 2015).

3.2. Osseointegráció

Branemark véletlenszerűen tapasztalta kísérletei során a titán mikrocirkulációs kamrák erős kötődését a csontfelszínhez. Ezen megfigyelésből kiindulva végzett kísérletei összegzéseként írta le ezt a kötődést 1969-ben, mint fénymikroszkópos szinten közvetlen implantátum-csont kapcsolatot és nevezte osseointegrációnak.

3.3. Az osseointegráció és az implantátum felszíne

Az osseointegráció csak néhány bioinert vagy bioaktív anyag esetében alakul ki. A titán ideális biokompatibilis anyagnak tekinthető a felszínén spontán és nagyon gyorsan kialakuló stabil oxidrétegnek köszönhetően. Ez a felszínt borító oxidréteg megakadályozza, hogy bármiféle reakcióba lépjen környezetével, valamint korróziós folyamatok alakuljanak ki (Vishnu, et al., 2019).

Altankov és munkatársai kimutatták, hogy a felszín hidrofilicitásának mértéke és a felszíni sejtprolifерáció összefüggést mutat (Altankov, Grinnel, & Groth, 1996).

Ahogy az 1990-es évektől kezdődően a behelyezett fogászati implantátumok száma rohamosan emelkedik, egyre inkább látható, hogy számos komplikáció, szövődmény veszélyezteti a beültetett implantátumok hosszú távú túlélését. A fogászati implantátumok transzgingvális módon helyezkednek el, mintegy potenciális kaput biztosítva a baktériumok inváziójának. (Derks & Tomasi, 2015). Lindhe és Meyle 2008-ban végzett felmérése szerint több mint 50% volt a mukozitisz incidenciája, míg periimplantitisz esetében ez az érték 28% és 56% közötti variációt mutatott (Lindhe, Meyle, & working group D of the EWOP (2008), 2008).

A technikai, technológiai hibák között kiemelendő a pontos, dimenzióstabil lenyomat elkészítése. A pontatlan lenyomat széli zárási hibákat, az implantátumok környezetének, implantátumok közötti dimenzióknak hibás rögzítését, nem pontosan, feszüléssel illeszkedő pótlásokat eredményezhet, melynek csontfelszívódás, implantátum körüli gyulladás lehet az eredménye.

A periimplantitisz egy zömmel anaerob baktériumokat tartalmazó biofilm által kiváltott gyulladásos immunreakció (Charalampakis, Leonhardt, Rabe, & Dahlen, 2012) A bakteriális fertőzések

megelőzésével jelentősen csökkenthető lehet az implantátumok körüli gyulladások kialakulása. Ebben fontos szerepet kaphat olyan implantátumfelszín kialakítása, mely önmaga antibakteriális tulajdonságokkal rendelkezik.

3.4. Az ezüst antibakteriális hatása

Az ezüst antibakteriális hatása több mint ezer éve ismert. A tulajdonsága miatt egyre szélesebb körben használják közegészségügyi területen és egyéni baktérium ellenes kezelések során. Bár az ezüst baktérium ellenes hatásának pontos mechanizmusa még pontosan nem ismert, a kutatók véleménye megegyezik arról, hogy több támadás ponttal rendelkezik (sejtfal és membrán, DNS, enzimek, transzport folyamatok, gén expresszió, energetikai folyamatok, stb.).

Nanorészecske formában az ezüst szignifikánsan nagyobb felülettel rendelkezik, ami hozzájárul a sokkal hatékonyabb antibakteriális hatáshoz. Az ezüst hasonló mechanizmusok, támadáspontok miatt toxikus mind a baktériumokra, mind a humán sejtekre, azonban az eukariota sejtek esetében nagyobb dózisa van szükség ugyanazon toxikus hatás elérésére. Ez egy terápiás ablakot biztosít az ezüst antibakteriális hatásának kihasználására humán szövetek között (Alt, et al., 2004). A felszínen lévő nanorészecskék átmérőjének változtatásával szabályozni lehet a teljes ezüstoffelületet, ezen keresztül a felületről felszabaduló ezüstion mennyiségét.

4. Célkitűzés

Munkánk célja, hogy vizsgáljuk egy új módszerrel, ionimplantációs technikával előállított ezüst nanorészecskékkel borított titánfelszín fizikai és biológiai tulajdonságait:

1. a felszín rendelkezik-e az ezüst nanorészecskéknek köszönhetően antibakteriális hatással
2. a nanorészecskék mérete hogyan befolyásolja a felszín fizikai tulajdonságait
3. a felszínnek van-e negatív hatása humán pulpális őssejtek életképességére

Munkánk null hipotézise, hogy előállítható olyan ezüst nanorészecskékkel borított titánfelszín, mely antibakteriális hatással rendelkezik, ugyanakkor a pulpális őssejtek életképességre nincs negatív hatással.

Méréseinkkel vizsgáltuk az implantátumokra épülő fogpótlások készítésekor alacsony zsugorodási értékük miatt leggyakrabban használatos addíciósszilikon és poliéter típusú lenyomatanyagok zsugorodási értékét és annak időbeli lefolyását, a keverési technika esetleges befolyását a dimenzió változásának mértékére.

5. Anyag és módszer

Munkánkat egy új, eddig még nem használt technológiával előállított ezüst nanorészecskékkel borított titánfelszínen végeztük. Az ionimplantációs technológia lehetővé teszi a részecskék geometriai paramétereinek kontrollálását különböző paraméterek függvényében.

5.1. Mintakészítés

Minták készítéséhez 10x10 mm-es Grade 2-es titán lapocskákat használtunk (99.6 at%, Grade 2, Spemet Co., Taipei, Taiwan). A mintákat mechanikusan políroztuk #2000 finomságig Struers LaboPol-35 polírozó géppel, Struers LaboForce-Mi eszközzel (Struers Dánia), majd 3 µm szemcseméretű polírozóval, hogy tükörfényes felületet hozzunk létre. A mintákat 3x10 percig szobahőmérsékleten acetonnal tisztítottuk ultrahangos fürdőben, minden tisztítást desztilláltvizes öblítés követett. A mintákat levegőn szárítottuk. Az első kísérletsorozatban az így készített titán lemezeket használtuk, egy részük felületén ezüst nanorészecskéket képeztünk.

Ezüst nanorészecskékkel borított titánfelszín előállítása

A vizsgálandó felszín előállítása négy lépcsős technológiai folyamat alkalmazásával történik:

1. Első hőkezelés
2. Ezüstionimplantáció elektron ciklotron rezonanciás ionforrás segítségével
3. Ezüst porlasztott réteg felvitele
4. Második hőkezelés

Első hőkezelés

A természetes titánfelszíni oxidréteg vastagságának növelése céljából első lépésként öt perces hőkezelésben részesült a titánfelszín 550 C° alkalmazásával normál atmoszférikus környezetben.

Ezüstion implantálás

A 14,3 GHz-s elektron ciklotron rezonanciás ionforrás (ECRIS) ezüstionok létrehozására lett optimalizálva. Az ezüst egy hagyományos fűtőszálas kemencében került elpárologtatásra (Pantrechnik, France). A hőforrás a befecskendező felülettől 4 cm-re lett elhelyezve és 170 mg tiszta ezüsttel lett megtöltve. Az optimális működési hőmérséklet 850 és 950 C° között volt, védőgázként oxigén szolgált. Az ionsugár a plazmából 2kV alkalmazásával lett kivonva. Az ionsugár formája körkörös volt, 50mm-es átmérővel. A titánfelületek 1.5×10^{16} ion/cm² ezüst dózissal lettek implantálva.

Ezüst porlasztott réteg felvitele (Physical Vapor Deposition, PVD)

Ezüst implantálás után 7-8nm vastagságú ezüstréteget porlasztottunk Bio-Rad E5000C (QuorumTech, Austin, Texas, USA) készülékkel a minta felszínére magnetron katódporlasztásos technika segítségével. A védőgáz Ar volt, a porlasztás 6mA áram segítségével 12 másodpercig tartott, így a lerakódási sebesség 0.6 nm/s volt szobahőmérsékleten.

Második hőkezelés

A mintákat 550 C°-on 15 percig hőkezeltük Ar/H környezetben, hogy létre hozzuk az ezüst nanorészecskéket.

Az első mérés sorozatot az így előkészített ezüst nanorészecskéket tartalmazó titánfelületeken végeztük. Mértük a felület fizikai

tulajdonságait, vizsgáltuk a felület antibakteriális hatását és sejtek életképességére való hatását.

Az antibakteriális hatás hatékonyságát a rendelkezésre álló ezüsts felület határozza meg. A kezelt titánfelületen történt mérések lehetővé tették egy geometriai modell létrehozását is, mely szerint az effektív antibakteriális ezüsts felület függ a felporlasztott réteg vastagságától, a felporlasztott felület nagyságától és a kialakult részecske sugarától. A kialakuló részecske mérete a technológiai körülményektől függ, így a felporlasztott réteg vastagságától, a hőkezelési hőmérséklettől, az alkalmazott időtől, azonos hőmérséklet és idő alkalmazásával a felporlasztott ezüstreteg vastagságától. A különböző méretű részecskékkal borított felület biológiai hatásának elemzése céljából méréseket végeztünk különböző méretű részecskékkal borított felületen, a biológiailag optimális konfiguráció elérése érdekében.

Különböző méretű ezüst nanorészecskékkal borított titánfelület létrehozása

Az összehasonlító vizsgálatokhoz 15 mm átmérőjű (2-es tisztaságú, 99.6at%) titánlapokat használtunk, melyeket #1200 szemcseméretű szintig políroztunk Struers LaboPol 35 polírozó készülékkel, Struers LaboForce –Mi eszközzel (Struers, Koppenhága, Dánia), majd kémiai polírozást alkalmaztunk, hogy tükörszerű felületet nyerjünk. A mintákat kétszer 10 percig ultrahangos fürdőben tisztítottuk, majd desztillált vízzel öblítettük, szobahőmérsékleten szárítottuk. A nanorészecskék létrehozására a korábban leírt technológiát alkalmaztuk.

Ezüst porlasztás során különböző vastagságú ezüstreteget képeztünk a minta felületén, a rétegek 3nm, 5nm, 8nm és 15nm vastagok voltak. A porlasztást Bio-Rad E5000C (QuorumTech, Austin, Texas, USA) katódporlasztásos készülék használatával végeztük tiszta ezüst és Ar védőgáz alkalmazásával. A katódporlasztás 0.8 nm/s sebességgel,

6mA áramerősség mellett történt, a rétegvastagságot az alkalmazott idő növelésével tudtuk növelni.

Második hőkezelés során 600 C° alkalmazásakor mindegyik vastagságú felszínen az egy perces hőkezelés után különálló nanorészecskék alakultak ki, az összehasonlító vizsgálatokhoz az így hőkezelt (600C°, 1 perc) mintákat használtuk. Vizsgáltuk a felszín morfológiáját, a felszíni kontaktszög változását és a sejtek életképességét a felszíneken.

5.2. Pásztázó elektronmikroszkóp (Scanning Electron Microscope, SEM)

A nanorészecskék kialakulásának igazolására és a felszíni struktúra vizsgálatára, valamint a felszínen kitapadt dentális őssejtek (Dental Pulp Stem Cells, DPSC) jelenlétének igazolására Hitachi S4300-CFE (Japán) pásztázó elektronmikroszkópot használtunk. Ugyancsak így vizsgáltuk a mikrobiológiai vizsgálat során ultrahangos kezelésben részesült minták felszínét, a nanorészecske struktúra esetleges változását keresve. A felszíni nanostruktúrát Vision Assistant 2011 (National Instruments) számítógépes program segítségével értékeltük. A sejtek vizsgálatához a mintát 2 órás 2%-os glutáraldehides majd 1 órás 1%-os OsO₄-os oldatban fixáltuk, majd etanol sorban (10%, 30%, 50%, 70%, 80%, 90% és 100%, mindegyikben 15 perc), majd kritikus ponton szárítottuk CO₂-ben. A minták felszínét arany réteggel vontuk be. A gyorsító feszültség 10kV volt. A különböző méretű ezüst nanorészecskéket tartalmazó felületek morfológiai összehasonlítására, a rajtuk kitapadt dentális őssejtek összehasonlító vizsgálatára JSM-IT500HR (JEOL, Tokyo, Japan) pásztázó elektronmikroszkópot használtunk, amely fel volt szerelve egy energiadiszerzív röntgenspektrométerrel (Energy Dispersive X-ray

Spectrometry, EDS). A sejtes elemeket tartalmazó minták előkészítése a fentebb részletezett módon történt.

5.3. Antimikrobiális hatékonyság vizsgálata

A 60 nm-es ezüst nanorészecskéket tartalmazó minták antibakteriális hatékonyságát nanorészecskét nem tartalmazó natív titánfelszín és üvegfelszín antibakteriális hatásával hasonlítottuk össze. Az antibakteriális aktivitás vizsgálatát minden minta esetében Wang (Wang, et al., 2017) szerint végeztük Gram-pozitív *Staphylococcus aureus* (ATCC 29213) törzs használatával. A baktérium oldat előkészítése kétszeri éjszakai Columbia véres agaron történt tenyésztéssel történt 37C°-on. 0.5 McFarland denzitású baktérium oldat készült BHI közegben (Brain heart infusion broth), majd 1×10^6 CFU(Colony forming units)/mL baktérium koncentrációjú oldat készült. A vizsgálatokat az ISO22196:2007(E) (ISO22196:2007(E)) protokoll figyelembe vételével végeztük. Az 1cm²-es mintákat mikroszkóp tárgylemezre helyeztük egy Petri-csészében, 50uL (0.05 mL/cm²) baktérium szuszpenziót pipettáztunk rájuk, majd steril boroszilikát üveg fedőlemezzel borítottuk figyelve arra, hogy a szuszpenzió ne csorogjon ki a széleknél. A Petri-csészéket sötétben 37C°-on inkubáltuk. 8 órás inkubáció után a fedőlemezt tartalmazó mintákat 1 mL BHI közegbe helyeztük és a baktériumokat 5 perces erőteljes vortex-elés majd 3 perces ultrahangos kezelés révén leválasztottuk a minták felszínéről. Az így kapott baktérium szuszpenziót BHI közegben tovább hígítottuk Herigstad (Herigstad, Hamilton, & Heersink, 2001) által leírt kolóniaformáló egység (CFU) számoláshoz. 50 uL-t minden szuszpenzióból 5db 10uL-es, egyenletesen elosztott csepp formában Mueller-Hinton agarra oltottunk. A Petri-csészéket a cseppek megszáradása után megfordítottuk és egy éjszakán át 37C°-on inkubáltuk. A lemezeken

található kolóniaformáló egységek számát rögzítettük. Az inkubálást teljes sötétben végeztük, hogy megelőzzük a titánfelszínen a fotokatalitikus hatás kialakulását. A baktérium leválasztás hatékonyságát olyan kontrollmintákhoz hasonlítottuk, melyekről a baktériumokat a mintára helyezés után azonnal, inkubáció nélkül távolítottunk el (nulla időpontos kontroll). Minden tesztet duplikálva, háromszor megismételve végeztünk el. Az antibakteriális hatást a következő képlet alapján számoltuk ki: anibakterilási hatékonyság = $(1 - (\text{CFU}[\text{kísérletiminta}] / \text{CFU}[\text{kontrollminta}])) \times 100$ (Wang, et al., 2017)

Az antibakteriális hatékonyság vizsgálatára használt eszközöket standard autoklávos sterilizálás után alkalmaztuk. A titán és az ezüst nanorészecskékkel borított titánfelszínek antibakteriális hatékonyságát a kontroll üvegfelszínhez egymintás Student t-próbával, míg a két felszín összehasonlító hatékonyságát független t-próbával elemeztük. Az átlagokhoz tartozó hiba határokat szintén meghatároztuk. Az alkalmazott módszer esetében (mint általában biológiai minták esetében ahol kis számú minta állítható elő) feltételeznünk kell az antibakteriális hatékonyság adatainak normális eloszlását (ez csak nagy számú mintával lenne bizonyítható).

5.4. Sejtek életképességének vizsgálata

A minták felszínén a sejtek életképességének vizsgálatát pulpális őssejtekkel (DPSC), Alamar Blue teszt (Thermo Scientific Waltham, MA, USA) használatával végeztük. A minták felszínére oltott sejteket 14 napig tenyésztettük DMEM F12 (Gibco, Waltham, MA, USA) közegben, melyhez 10% főtális marhaszérumot (Gibco), 1% Glutarmax-ot (Gibco) és 1% Antibiotic-Antimycotic-ot (Gibco) adtunk. A közeget hetente három alkalommal frissítettük. Az Alamar Blue tesztet a gyártó előírásainak megfelelően végeztük: minden

minta tenyészet közegét 10%-os Alamar Blue oldatra cseréltük, majd két óráig 37 °C-os párasított 5% CO₂ közegben való inkubálás után mértük a minták (100 µL) fluoreszcenciáját Hidex Sense (Turku, Finnország) készülékkel 544 nm excitáció és 595 nm emisszió mellett.

5.5. Lenyomatanyagok zsugorodásának vizsgálata

Vizsgálatainkban „Permadyne Garant 2:1 type 3” (ESPE; USA) poliéter, valamint „Provil Novo medium type 2” (Hareus-Kulzer; Germany) és „President low viscosity type 3” (Coltene; Switzerland) addíciósszilikon lenyomatanyagokat pisztollyal és hagyományos módon kézzel kevertük meg. A méréseket az ADA 19. számú specifikációs előírásának megfelelően végeztük Abbe-féle komparátor alkalmazásával.

5.6. A felületek hidrofilicitásának mérése/Kontaktszög mérés

Az különböző méretű ezüst nanorészecskékkel borított felületek vizes nedvesíthetőségének mérését kontaktszög méréssel, üllő csepp technika alkalmazásával, DSA 30 Drop Shape Analyser (Krüss GmbH, Hamburg, Németország) készülékkel végeztük szobahőmérsékleten. Automata rendszerrel (0.5 mm tűátmérő) 2 µL-es vízcseppeket helyeztünk a felületekre. A kontaktszöget a rendszer automatikusan kalkulálta a csepp alakjának és a Young-Laplace képlet alapján számított szögérték összevetésével. Az átlag kontaktszög érték 10 mérés eredménye alapján lett kiszámolva. A statisztikai elemzéshez Student t-próbát alkalmaztunk ($p < 0.05$).

6. Eredmények

6.1. Felszíni konfiguráció vizsgálata

Hitachi S4300 CFE (Tokio, Japán) pásztázó elektronmikroszkóp képei egyértelműen bizonyítják, hogy a felszín kezelése után nanorészecskék képződtek a felületen. Ennek következtében a felszíni morfológia jelentősen megváltozott.

A kezelés következtében a minták felszíni érdessége a kezdeti 8nm-es átlagértékről 62nm-re nőtt. A pásztázó elektronmikroszkópba épített EDS felszíni analitikai vizsgálat kimutatta, hogy a felszínen kialakult struktúrák ezüst nanorészecskék.

A SEM képek további analízise, „Vision Assistance” (National Instruments) program csomaggal kimutatta, hogy a részecskék a felszín 25 %-t borították be. A részecskék átmérője Gauss eloszlást mutat, a medián 58 nm, 25nm-es deviációval.

Az ezüst nanorészecskék stabilitását a Ti felszínen azoknak a mintáknak a segítségével vizsgáltuk, melyeket az antibakteriális hatás mérésére használtunk. Ezeket a mintákat a vizsgálat során erőteljes vortex-elésnek majd 3 perces ultrahangos kezelésnek tettük ki. Az antibakteriális mérések után a mintákat SEM-el megvizsgáltuk és a képeket összevetettük olyan mintákkal, ahol az ezüst nanorészecskék képzése során ionimplantációt nem alkalmaztunk. A felszínen ahol ionimplantálás nem történt a kezelések leválasztották a nanorészecskéket a felszínről. További SEM vizsgálatok kimutatták, hogy az ezüst nanorészecskék leválásának hátterében a felszíni oxidréteg lehámlása állt. Az ultrahangos kezeléssel igazolni lehetett az ionimplantációs kezelés eredményeként kialakult magas fizikai stabilitását az ezüst nanorészecskéknek a Ti felszínen.

6.2. Antibakteriális hatás vizsgálata

A Ti minta gyakorlatilag nem mutatott hatékonyságban különbséget a kontroll üvegfelülethez képest. Az ezüst nanorészecskéket tartalmazó felszín egyértelműen nagyobb baktérium szaporodásgátló hatással rendelkezik. Méréseink szerint az antibakteriális hatás reprodukálható és szignifikánsan különbözik a kontroll üveg és a hatástalan Ti felszín hatékonyságától. Az ezüst nanorészecskéket tartalmazó minták antibakteriális hatékonysága 64.6% volt, 19.6% hibahatárral (konfidencia szint 90%), a standard hiba 6.7% volt. A hatékonyság statisztikailag szignifikánsan különbözött mind a kontroll üvegfelszín ($p=0.010$), mind a kezeletlen titánfelszín ($p=0.005$) értékeitől.

6.3. A felszín vizes nedvesíthetőségének vizsgálata

A vízzel mért kontaktszög értékek $63.675^\circ \pm 0.608^\circ$, $66.275^\circ \pm 0.826^\circ$, $70.010^\circ \pm 0.667^\circ$ és $105.263^\circ \pm 0.823^\circ$ volt rendre a 60nm-es, 96 nm-es, 149nm-es és 368nm-es részecskékkel borított felszíneken.

A 60 nm-es, 96 nm-es és 149nm-es részecskék esetében mért kontaktszög érték 90° alatti, ami azt mutatja, hogy a víz nedvesítő folyadékként viselkedik a vizsgált felszínen, és ezzel hozzájárul az ezüst nanorészecskékkel módosított Ti felszín hidrophil tulajdonságához. A 368 nm-es részecskékkel borított felszínen az átlag kontaktszög meghaladta a határértéket, ebben az esetben a víz csökkent nedvesítő tulajdonsággal bír a nagyobb ezüst részecskékkel borított felszínen. A statisztikai analízis kimutatta, hogy az átlag értékek szignifikánsan különböztek ($p<0.01$) a növekvő méretű részecskék esetében.

6.4. Sejtek életképességének vizsgálata

14 napos tenyésztés után az átlagos 60 nm és 96 nm méretű részecskékkel borított felszíneken a sejtek a kontrollmintához hasonló életképességi értékeket adtak. Ugyanakkor a 149 nm és 368 nm átlagos méretű részecskékkel borított felszínek esetében a fluoreszcencia érték redukciója volt megfigyelhető a 60nm-es részecskékkel borított felszínhez képest, ugyancsak az életképesség csökkenése volt megfigyelhető, ha az értékeket a 96 nm-es felszínhez értékéhez viszonyítottuk.

6.5. Lenyomatanyagok zsugorodásának vizsgálata

A vizsgált lenyomatanyagok esetében kimutattuk, hogy a vizsgálati periódus alatt folyamatos zsugorodási tendenciát mutatnak, a poliéter típusú lenyomatanyag esetében a keverési módok között is ki tudunk mutatni különbségeket.

7. Megbeszélés

Osszeintegrált fogászati implantátumok használata a modern fogpótlásban rutinszerű eljárássá vált napjainkra. Ahogyan a behelyezett implantátumok száma erőteljesen emelkedett az elmúlt évek során számos lehetséges komplikációról jelent meg irodalmi beszámoló, mely akár a behelyezett implantátum elvesztéséhez is vezethet. Lindhe és Meyle (Lindhe, Meyle, & working group D of the EWOP (2008), 2008) munkacsoportja által 2008-ban bemutatott adatok alapján számos fogászati implantátummal rendelkező beteg implantátuma körül gyulladásos folyamat mutatható ki.

A kezelés soktényezős, az egészséges állapot helyreállítására kell irányulnia, mely sokszor nem valósítható meg. A kezelés végeztével gyakran csökkent csontállomány rögzíti az implantátumot. Ez is alátámasztja a megelőzés fontosságát, melynek egyik segítő tényezője lehetne egy antibakteriális tulajdonsággal rendelkező implantátumfelszín.

Bár az ezüst antibakteriális, a fertőzések megelőzését, gyógyítását segítő tulajdonságát évezredek óta ismerjük a hatás pontos és részletes hátterének feltárása további kutatásokat igényel.

Az ezüst nanorészecske hatékony antibakteriális hatása a szignifikánsan megnövekedett aktív felszínez köthető. A szervezet nem képes eliminálni a nanorészecskéket, számos közlemény számol be patológiás folyamatok kialakulásáról több szerv és szövet esetében ha a keringésbe kerülnek (Shi, et al., 2014), (Inkielewicz-Stepniak, Santos-Martinez, Medina, & Radomski, 2014), (Kang, Jung, & Lym, 2012). Található közlemény arra vonatkozóan is, hogy az ezüst

nanorészecskék apoptózist okoznak reaktív oxigén gyökök képzésén keresztül (Foldbjerg, Dand, & Autrup, 2011).

Munkánkban kimutattuk, hogy a leírt új módszerrel előállított ezüst nanorészecskéket tartalmazó titánfelület az irodalmi adatokkal egyezően erőteljes antibakteriális hatással rendelkezik. A nanorészecskék biztonságosan rögzülnek a felszínen, nem kerülhetnek a keringésbe.

Az oszoeintegráció kezdeti szakaszában egy organikus és anorganikus összetevőket tartalmazó vizes alapú réteg kitapadása az implantátum felszínére elengedhetetlen (Ma, Ge, Zhang, & Lin, 2016). A hidrofíl felszínen a víz alapú oldatok könnyedén szétterjednek. Többen igazoltak hatékonyabb oszoeintegrációt, amennyiben az implantátum felszíne hidrofíl tulajdonságokkal rendelkezik akár természetes csont (Chambrone, Shibli, Mercurio, Cardoso, & Preshaw, 2015), (Hinkle, Rimmer, Morgan, & Zeman, 2014), (Lang, et al., 2011), akár augmentált területbe való implantálás esetén (Pinotti, deOliveira, Aroni, Marcantonio, & Marcantonio, 2018).

Méréseink alapján az általunk létrehozott felszíneken az ezüst nanorészecske méretének növekedése a felszíni vizes nedvesíthetőség csökkenését eredményezte.

A különböző méretű ezüst nanorészecskéket tartalmazó felszínek vizsgálata azt mutatta, hogy szignifikánsan nagyobb számban találtuk élő sejteket a 60 nm és 96 nm átmérőjű részecskékkel borított felszíneken. A magasabb kontaktszög érték a nagyobb részecskéket tartalmazó felületeken a nedvesíthetőség csökkenését jelentette, ami a sejtek kitapadását jelentősen befolyásolhatja (Gittens , et al., 2014), (Milleret, et al., 2019). Azt feltételezzük, hogy a 149 nm és 368 nm átmérőjű részecskéket tartalmazó felszínen mért sejtszám csökkenés ennek a jelenségnek tudható be. Eredményeink azt mutatják, hogy az ezüst nanorészecskék mérete szignifikáns hatással van a sejtek kitapadására, ami kulcsfontosságú a sikeres dentális implantációhoz.

Lenyomatanyag zsugorodás méréseink eredménye alapján az implantátumokra épülő fogpótlások készítése során legjobbnak tartott poliéter és addíciósszilikon lenyomatanyagok zsugorodási értéke 0.15 százalék és 0.6 százalék közötti értéket mutatott anyagtípustól és gyártmánytól, valamint a keveréstől eltelt időtől függően. Még a legkisebb érték esetén is a dimenzióváltozás olyan következményekkel járhat, hogy az elkészített fémalapú pótlás behelyezése esetén a csontban ébredő feszültség eléri a mérsékelten túlterhelt kategória értékét.

8. Következtetések, új megállapítások

Munkánkban megmutattuk, hogy a módszerrel kialakított titánfelszín antibakteriális hatású, a részecskék stabilan rögzülnek a felszínen. A részecskék méretét kontrollálni tudtuk az alkalmazott módszerrel. Azt is megmutattuk, hogy a részecske méret csökkentésével növekedett a felszín nedvesíthetősége. Ezzel hozható összefüggésbe, hogy a részecske méret csökkentésével javult a sejtek felszíni életképessége.

Megállapításaink:

- A kialakított 60nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó titánfelszínnek antibakteriális hatása van.
- A kialakított 60 nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó felszínen a nanoszemcsék stabilak, így nem kerülnek be a szövetek közötti folyadékba és a keringésbe.
- A kialakított 60 nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó felszín hidrofíl, mely tulajdonság előny biológiai rendszerekben való alkalmazáshoz.
- A kialakított 60 nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó felszín nem befolyásolja szignifikánsan a sejtek életképességét.
- A kialakított 60 nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó felszín kialakításához kell a legkevesebb ezüstöt felhasználni

- A pótlások készítéskor használt lenyomatanyagok az eltelt időtől, típustól és gyártmánytól függő mértékű folyamatos zsugorodást mutatnak

A kialakított 60 nm-es ezüst nanorészecskét tartalmazó felszín alkalmas tényező lehet a periimplantáris gyulladások megelőzésében. A pótlások készítése során fontos a megfelelő lenyomatanyag és lenyomatvételi technika alkalmazása, mellyel minimalizálható a pótlás behelyezése után a csontban ébredő feszültség.

9. Összefoglalás

Fogászati implantátumok alkalmazása elveszett fogak pótlására a mindennapi gyakorlat részévé vált. A növekvő számban behelyezett implantátumok és az alkalmazás idejének növekedésével irodalmi adatok alapján nyilvánvalóvá vált, hogy az esetek jelentős részében gyulladásos folyamatok alakulnak ki a behelyezett fogászati implantátumok környezetében. Elősegítő tényező lehet erre az implantátumok transzmukózális elhelyezkedése, egy lehetséges kapu a fertőzések mélybe jutására. Az elváltozás kezelése nehéz klinikai folyamat, eredményessége nehezen jósolható meg. A folyamat kialakulásának a megelőzése elsődleges szerepet kap, ennek a megelőzésnek lehet része a bakteriális háttérű gyulladásos folyamatok esetében a transzgingivális területen antibakteriális tulajdonságokkal rendelkező implantátumfelszín.

Munkánkban ezüst nanorészecskékkel borított 2-es tisztaságú titán (grade II) felületeket vizsgáltunk. Kimutattuk, hogy az így kialakított felszín antibakteriális hatással rendelkezik. Vizsgáltuk a felület vizes nedvesíthetőségét és pulpális őssejtek életképességére való hatását különböző méretű nanorészecskék esetében. A felületen mért kontaktszög szignifikánsan növekedett a részecske méretének növelésével, a legnagyobb méretű részecske esetében a felület hidrofóbbá vált. A felületen a részecske méretének növelésével az alkalmazott Alamar Blue teszttel csökkenő életképességet mértünk, azonban ez a csökkenés véleményünk szerint a csökkenő hidrofilitás miatt csökkenő felszíni sejtadhézió következménye. A különböző részecske méretű felszíneken ugyanis SEM vizsgálattal ki tudtuk mutatni a felszínre tapadó sejteket. Vizsgálataink során azt is megállapítottuk, hogy az ezüst nanorészecskék biztosan rögzülnek a titán felszínéhez, ezzel megelőzhető a részecskék keringésbe jutása és ezüst által kiváltott patológiás folyamatok kialakulása.

Az általunk elvégzett vizsgálatok alapján a kisebb - kb. 60 nm - méretű nanorészecskék alkalmazása a titán fogászati implantátumok felszínén szélesítheti az implantátum körüli bakteriális eredetű gyulladásos folyamatok megelőzésének tárházát, mely a klinikumban is felhasználást nyerhet.

A pótlások készítése során fontos a megfelelő lenyomatanyag és lenyomatvételi technika alkalmazása, mellyel minimalizálható a pótlás behelyezése után a csontban ébredő feszültség.

10. Irodalomjegyzék

10.1. Hivatkozott irodalmak jegyzéke

- Alt, V., Bechert, T., Steinrucke, P., Wagener, M., Seidel, P., Dingedein, E., . . . Schnetter, R. (2004). An in vitro assessment of the antibacterial properties and cytotoxicity on nanoparticulate silver bone cement. *Biomaterials*, 18, 4383-4391.
doi:10.1016/j.biomaterials.2003.10.078
- Altankov, G., Grinnel, F., & Groth, T. J. (1996). Studies on the biocompatibility of materials: Fibroblast reorganization of substratum-bound fibronectin on surfaces varying wettability. *Journal of Biomedical Materials Research*, 30(3), 385-391.
doi:10.1002/(SICI)1097-4636(199603)30:3<385::AID-JBM13>3.0.CO;2-J
- Chambrone, L., Shibli, J. A., Mercurio, C. E., Cardoso, B., & Preshaw, P. E. (2015). Efficacy of standard (SLA) and modified sandblasted and acid-etched (SLActive) dental implants in promoting immediate and/or early loading protocols. A systematic review of prospective studies. *Clinical Oral Implants Research*, 26(4), 359-370. doi:10.1111/clr.12347.
- Charalampakis, G., Leonhardt, A., Rabe, P., & Dahlen, G. (2012). Clinical and microbiological characteristics of peri-implantitis cases: a retrospective multicentre

- study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(9), 1045-1054. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02258.x.
- Derks, J., & Tomasi, C. (2015). Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(supl16), 158-171. doi:10.1111/jcpe.12334
- Foldbjerg, R., Dand, D. A., & Autrup, H. (2011). Cytotoxicity and genotoxicity of silver nanoparticles in the human lung cancer line, A549. *Arhiv Toxicologica*, 85(7), 743-750. doi:10.1007/s00204-010-0545-5.
- Gittens, R. A., Scheideler, L., Rupp, F., Hyzy, S. L., Geis-Gerstorfer, Schwartz, Z., & Boyan, B. D. (2014). A review on the wettability of dental implant surfaces II: biological and clinical aspects. *Acta Biomaterials*, 10(7), 2907-2918. doi:10.1016/j.actbio.2014.03.032.
- Herigstad, B., Hamilton, M., & Heersink, J. (2001). How to optimize the drop plate method for enumerating bacteria. *Journal Microbiological Methods*, 44(2), 121-129. doi:doi.org/10.1016/S0167-7012(00)00241-4
- Hinkle, M. R., Rimmer, S. R., Morgan, M. H., & Zeman, P. (2014). Loading of titanium implants with hydrophylic endosteal surface 3 weeks after insertion: Clinical and radiological outcome of a 12-month prospective clinical trial. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(8), 1495-1502. doi:10.1016/j.joms.2014.04.016
- Inkielewicz-Stepniak, I., Santos-Martinez, M. J., Medina, C., & Radomski, M. W. (2014). Pharmacological and toxicological effects of co-exposure of human gingival

- fibroblasts to silver nanoparticles and sodium fluoride. *International Journal of Nanomedicine*, 9, 1677-1687. doi:10.2147/IJN.S59172.
- ISO22196:2007(E). (dátum nélk.). Measurement of antibacterial activity on plastics and other non-porous surfaces.
- Kang, K. A., Jung, H., & Lym, J. S. (2012). Cell death by polyvinylpyrrolidone-coated silver nanoparticles is mediated by ROS dependent signalling. *Biomolecules and Therapeutics*, 20, 399-405. doi:10.4062/biomolther.2012.20.4.399
- Lang, N. P., Salvi, G. E., Huynh-Ba, G., Ivanovski, S., Donos, N., & Bosshardt, D. D. (2011). Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clinical Oral Implants Research*, 22(4), 349-356. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02172.x.
- Lindhe, J., Meyle, J., & working group D of the EWOP (2008). (2008). Peri-implant diseases: consensus report on the sixth european workshop on periodontology. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(suppl18), 282-285. doi:10.1111/j1600-051X.2008.01283.x
- Ma, T., Ge, X. Y., Zhang, Y., & Lin, Y. (2016). Effect of Titanium Surface Modifications of Dental Implants on Rapid Osseointegration. In K. Sasaki, O. Suzuki, & N. Takahashi (Eds.), *Interface Oral Health Science 2016* (pp. 247-256). Singapore: Springer Nature. doi:10.1007/978-981-10-1560-1_20

- Milleret, V., Lienemann, P. S., Gasser, A., Bauer, S., Ehrbar, M., & Wennerberg, A. (2019). Rational design and in vitro characterization of novel dental implant and abutment surfaces for balancing clinical and biological needs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*(21, suppl 1), 15-24. doi:10.1111/cid.12736
- Pinotti, F. E., deOliveira, G. J., Aroni, M. A., Marcantonio, R. A., & Marcantonio, E. J. (2018). Analysis of osseointegration of implants with hydrophilic surfaces in grafted areas: A preclinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 29(10), 963-972. doi:10.1111/clr.13361.
- Shi, J., Sun, X., Lin, Y., Zou, X., Li, Z., Liao, Y., . . . Zhang, H. (2014). Endothelial cell injury and dysfunction induced by silver nanoparticles through oxidative stress via IKK/NF- κ B pathways. *Biomaterials*, 35(24), 6657-6666. doi:10.1016/j.biomaterials.2014.04.093.
- Tamal, P. K. (2015). Fundamentals and history of implant dentistry. *Journal of the International Dental Research Organization*, 7(3), 6. doi:10.4103/2231-0754.172933
- Vishnu, J., Manivasagam, V. K., Gopal, V., Garcia, C. B., Parlin, H., Manivasagam, G., & Webster, T. J. (2019). Hydrothermal treatment of etched titanium: A potential surface nano-modification technique for enhanced biocompatibility. *Nanomedicine*, 20, 102016. doi:10.1016/j.nano.2019.102016.
- Wang, G., Jin, W., Quasim, A. M., Gao, A., Peng, X., Li, W., . . . Chu, P. K. (2017). Antibacterial effect of titanium

embedded with silver nanoparticles based on
electron-transfer-induced reactive oxygen species.
Biomaterials, 124, 25-34.
doi:10.1016/j.biomaterials.2017.01.028

10.2. Saját közlemények



**DEBRECENI
EGYETEM**

**DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR**

H-4002 Debrecen, Egyetem tér 1, Pf.: 400

Tel.: 52/410-443, e-mail: publikacio@lib.unideb.hu

Nyilvántartási szám: DEENK/542/2025.PL
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Lampé István

Doktori Iskola: Fogorvostudományi Doktori Iskola

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. Hajdu, P.*, **Lampé, I.***, Rácz, R., Biri, S., Csik, A., Tóth, F., Szalóki, M., Hegedűs, V., Dombrádi, Z. R., Varga, I., Csarnovics, I., Kókényesi, S., Beke, D. L., Hegedűs, C.: Optimized Size and Distribution of Silver Nanoparticles on the Surface of Titanium Implant Regarding Cell Viability.
Appl. Sci.-Basel. 10 (20), 1-13, 2020.
DOI: <http://dx.doi.org/10.3390/app10207063>
* Megosztott első szerzős közlemény.
IF: 2.679
2. **Lampé, I.**, Beke, D. L., Biri, S., Csarnovics, I., Csik, A., Dombrádi, Z. R., Hajdu, P., Hegedűs, V., Rácz, R., Varga, I., Hegedűs, C.: Investigation of silver nanoparticles on titanium surface created by ion implantation technology.
Int. J. Nanomed. 2019 (14), 4709-4721, 2019.
DOI: <https://doi.org/10.2147/IJN.S197782>
IF: 5.115
3. **Lampé, I.**, Marton, S., Hegedűs, C.: Effect of mixing technique on shrinkage rate of one polyether and two polyvinyl siloxane impression materials.
Int. J. Prosthodont. 17 (5), 2004.
IF: 1.486





További közlemények

4. Gruper, Y., Wolff, A. S. B., Glanz, L., Spoutil, F., Marthinussen, M. C., Osičková, A., Herzig, Y., Goldfarb, Y., Aranaz-Navaliches, G., Dobeš, J., Kadouri, N., Ben-Nun, O., Binyamin, A., Lavi, B., Givony, T., Khalaila, R., Gome, T., Wald, T., Mrazkova, B., Sochen, C., Besnard, M., Ben-Dor, S., Feldmesser, E., Orlova, E. M., Hegedűs, C., **Lampé, I.**, Papp, T., Felszeghy, S. B., Sedlacek, R., Davidovich, E., Tal, N., Shouval, D. S., Shamir, R., Guillonnet, C., Szondy, Z., Lundin, K. E. A., Osička, R., Prochazka, J., Husebye, E. S., Abramson, J.: Autoimmune amelogensis imperfecta in patients with APS-1 and coeliac disease.
Nature. 624, 653-662, 2023.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/s41586-023-06776-0>
IF: 50.5
5. Bakó, J., Varga, I., Bágyi, K., **Lampé, I.**, Hegedűs, V., Blum, I. R., Hegedűs, C.: PerioChip klórexidin-glükonát felszabadulásának vizsgálata különböző pH-k esetén.
Fogorv. Szle. 112. (2.), 34-40, 2019.
6. **Lampé, I.**, Redl, P., Horváth, D., Radics, T., Hegedűs, C.: Functional Shaping of the Maxillary Denture Base in Oral Rehabilitation Patient: a Case Report.
Oral Health Case Reports. 2 (2), 1-4, 2016.
DOI: <http://dx.doi.org/10.4172/2471-8726.1000119>
7. Hegedűs, C., **Lampé, I.**, Vitélyos, G., Daróczy, L., Beke, D. L.: A titán es alkalmazhatóságának sajátosságai fémallergiás betegek fogpótlásának készítésénél.
Fogorv. Szle. 97 (6), 239-246, 2004.
8. **Lampé, I.**, Hegedűs, C.: Addíciós szilikon lenyomatanyag zsugorodásának összehasonlító vizsgálata pisztolyos és kézi keverés esetén.
Fogorv. Szle. 95 (6), 249-252, 2002.
9. **Lampé, I.**, Mauks, G., Balogh, J., Hegedűs, C.: A lamináris kerámiakorona.
Fogorv. Szle. 89 (4), 130-135, 1996.
10. Gáspár, L., Szepesi, K., Kiss, I., Farkas, C., **Lampé, I.**: Instabilitás miatt operált térdízületek KT 1000 arthrométerrel meghatározott stabilitásának összehasonlító vizsgálata: összefoglalás.
Magyar. Traumatol. Ortop. Kézseb. Plaszt. Seb. 36 (2), 217-224, 1993.
11. Gáspár, L., Kiss, I., Farkas, C., **Lampé, I.**, Szepesi, K.: A térd lazaság mérése MEDmetric KT 1000 arthrométerrel.
Magyar. Traumatol. Ortop. Kézseb. Plaszt. Seb. 35 (3), 245-254, 1992.
12. **Lampé, I.**, Mauks, G.: Maradék szájpadli defektus fedése kombinált fogpótlással.
Fogorv. Szle. 85 (6), 173-176, 1992.





13. Gáspár, L., Kiss, I., Farkas, C., **Lampé, I.**, Szepesi, K.: Radiológiai pontrendszer a térdízületi szalagsérülések műtéti kezelési eredményének értékelésére: I. rész.
Magyar. Radiol. 66 (1), 5-9, 1992.
14. Gáspár, L., Kiss, I., Farkas, C., **Lampé, I.**, Szepesi, K.: Radiológiai pontrendszer a térdízületi szalagsérülések műtéti kezelési eredményének értékelésére: II. rész.
Magyar. Radiol. 66 (1), 11-14, 1992.

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 59,78

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre): 9,28

A DEENK a Jelölt által a Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudományometriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2025.10.07.



11. Tárgyszavak/Keywords

fogászati implantátum, ezüst nanorécsecske, mukozítisz, periimplantitisz, antibakteriális hatás, nedvesíthetőség, sejtes életképesség, titán, lenyomatanyag zsugorodás

dental implants, silver nanoparticles, mucositis, peri-implantitis, antibacterial effect, hydrophilicity, cell viability, titanium, shrinkage of impression material

12. Köszönetnyilvánítás

Ezúton is szeretnék hálás köszönetet mondani témavezetőmnek, Prof.Dr.Hegedűs Csabának iránymutatásáért, támogatásáért, segítségéért, a kutatás feltételeinek biztosításáért, nélküle a munka nem jöhetett volna létre.

További köszönetet mondok a Fogorvostudományi Kar dékánjainak, Prof.Dr.Márton Ildikónak, Prof. Dr.Hegedűs Csabának és Dr.Bágyi Kingának, hogy lehetővé tették számomra a tudományos munkavégzést a Fogorvostudományi Karon.

Köszönetet mondok Prof.Dr.Nánási Péternek a FODI vezetőjének, hogy lehetővé tette a munka elkészítését a FODI keretein belül.

Külön hálás köszönetet szeretnék mondani szerzőtársaimnak, kollegáimnak közreműködésükért, segítségükért, hozzájárulásukért a tudományos munkavégzésemhez

Köszönetet mondok szüleimnek, családomnak támogatásukért, türelmükért mellyel a munka háttérét biztosították számomra.

13. Függelék

A Debreceni Egyetem Fogorvostudományi Kar Bioanyagtan és Fogpótlástani Tanszéke és az MTA Atommagkutató Intézet ECRIS munkacsoportja között évek óta szoros munkakapcsolat van. Az első közös közlemény 2009-ben jelent meg az Journal of Electrical and Electronic Engineering c. folyóiratban.

Az itt alkalmazott technológiákat több fogászati területtel kapcsolatos munkánkban alkalmaztuk, melyek egyike az antibakteriális hatású ezüst nanorészecskével történő felület kialakítása.

Munkánk alap koncepcióját a következő megfigyelések határozzák meg: A fogászati titán implantátumok használata egyre szélesebb körű, a tapasztalatok már több évtizedre vezethetők vissza. Ezen tapasztalatok azt is mutatják, hogy a beültetett implantátumok jelentős része érintett implantátum körüli gyulladásos folyamatokban, mely szélső esetben az implantátum és a rajta elhorgonyzott pótlás elvesztéséhez vezethet. Fogászati szempontból jelentőséggel bírna, ha az implantátumfelszín antibakteriális tulajdonságokkal rendelkezne, mert így szerepet kaphatna ezen gyulladásos folyamatok prevenciójában.

A munka mind fizikai, mind fogorvosi oldalról hozott új eredményeket, úgy gondolom, hogy teljeskörű rálátást a témára csak Hajdu Péter szerzőtársam PhD. munkájában foglaltak ismertetésével együtt tudtam biztosítani. Közös munkánk során fizikus munkatársaink a fogorvosok által meghatározott biológiai szempontok alapján állították elő a titánfelszíni konfigurációkat. A fizikus munkacsoport a felszínek fizikai, míg a fogorvos munkacsoport a biológiai tulajdonságokat vizsgálta. A tudományos munkavégzés és az eredmények felhasználása a csatolt jóváhagyott „Megosztott felhasználás” nyilatkozatban foglaltak szerint valósult meg.