

Fogászati implantátumok kémiai maratása

Chemical Etching of Dental Implants

Realizarea implanturilor dentare prin gravură chimică

PAMMER Dávid MSc¹, Dr. SCHINDLER Árpád MD², Dr. BOGNÁR Eszter PhD^{1,3}

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki kar,
Anyagtudomány és Technológia Tanszék,

1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 7. Tel: 463-1234, dav.pammer@gmail.com, www.att.bme.hu

²Radix Kft., 6400 Kiskunhalas, Dékányi Árpád u. 11. Tel: +36-77-522-222, radix@schindlerdr.hu

³MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport, 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel: 06-1-463-2003, pt@pt.bme.hu

ABSTRACT

As a result of chemical etching of a dental implant the surface will be cleaned from burr and the surface area will be increased as well. The roughness of the surface influences the osseointegration between the bone and the implant so the aim of this study was to determine the effect of the chemical etching and to measure the quantity of the lost weight. Due to this we inspect the component of the etching pickle, the etching time and the changing of the geometry.

Kulcsszavak: fogászati implantátum, titán, kémiai maratás, geometria, felületi egyenetlenség

1. BEVEZETÉS

A fogászati implantátumok osseointegrációjának növelése érdekében a felület kezelésére van szükség. A folyamat lehetővé teszi, hogy a gyártás során keletkezett morfológiai hibák eltűnjenek, a fogászati implantátum felülete megnövekedjen, valamint meggátolja a baktériumok megtelepedését és szaporodását az implantátum felületén [1]. A megnövekedett felületen nagyobb számban tudnak a csontsejtek megtapadni, amelyek hatása, hogy a fogászati implantátum és a csont osseointegrációjának minősége megfelelő lesz, és így a fogászati implantátum funkcionális megterhelése 2-3 hónapon belül megtörténhet. A csont és a fogászati implantátum kapcsolata nagyban függ az individumtól, de az implantátum megfelelő geometriai és felületi kialakításával a kívánt primer stabilitás elérhető, amely az osseointegráció előfeltétele. Az osseointegrítást növeli a nagyobb felületi egyenetlenség. A fogászati implantátumoknál alkalmazott felületkezelési eljárások lehetnek: homokkal szórt, anodizált, elektropolírozott, kémiailag maratott, bevonatolt, lézersugárral megmunkált [2, 3]. Minden egyes felületkezelési eljárásnak megvannak a sajátosságai, és adott esetben több eljárás egyszerre is alkalmazható. Kutatásunk során azt vizsgáltuk, hogy a kémiai maratásnak milyen hatása van a fogászati implantátumok felületi morfológiájára.

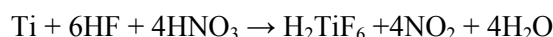
1.1. Titán, mint implantátum alapanyag

Egy implantátum beültethetőségének alapvető feltétele az, hogy a szövetekkel érintkező felszín biokompatibilis legyen. Napjainkban ezért a fém alapú implantátumok anyaga gyakran titán ötvözet. Ezek általában a grade 1-5 típusú titán ötvözetek. A titán ötvözetek elméletileg bioinert anyagok a humán szervezet számára. Korrózióállóak a testnedvekkel szemben, amely a felületükön található oxidrétegnek köszönhető. A titán alapanyagú implantátumok mechanikai tulajdonságai alkalmasak arra, hogy a szervezetben ébredő mechanikai igénybevételekből adódó terhelések ne okozzák az implantátum károsodását. Egy implantátum tervezésénél viszont figyelni kell arra, hogy a fém alapú implantátumok mechanikai tulajdonságai nem esnek egy nagyságrendbe a csontéval, ezért a nem megfelelő geometriai kialakítású implantátumok a csontszövet károsodását okozhatják. Nem mágnesezhetőek, így a mágneses rezonancián alapuló orvosi vizsgálatok nem veszélyeztetik a páciens egészségét. A titán ötvözetek sűrűségéből adódóan a CT felvételeken az implantátumok túlzottan nagy fény intenzitással jelennek meg, amely adott esetben a körülötte lévő szövetek láthatóságát

rontja, ezzel szemben viszont az implantátum jól látható. Az osseointegrációs képessége a titán ötvözeteknek a csonttal (és egyéb élő szövetekkel) rendkívül jó. Ezen néhány tulajdonságnak köszönhetően alkalmazzák a világon egyik vezető implantátum alapanyagként a titánt. A fogászati implantátumok alapanyagai általában grade 2-es, grade 4-es és grade 5-ös titán ötvözetek [4-8].

1.2. A titán kémiai maratása

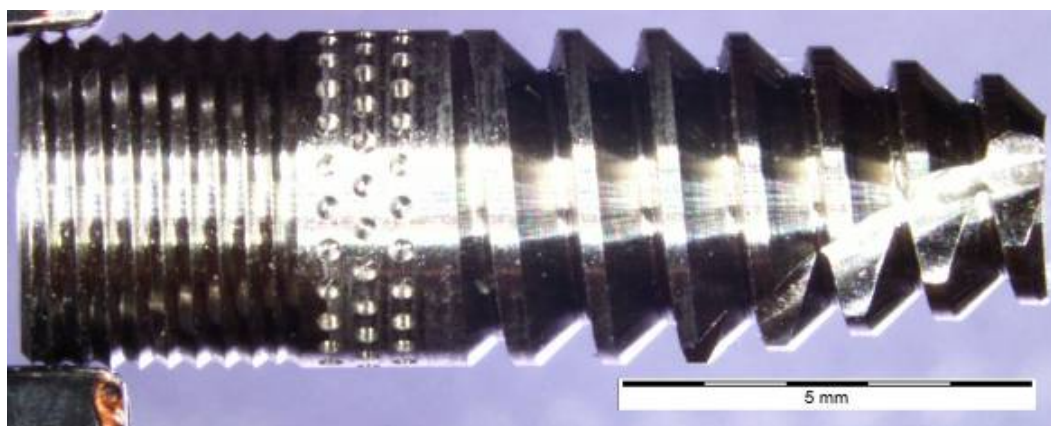
A titán kémiai maratása során a felületi morfológia változását a következő tényezők befolyásolják: a marószer, a maratópác összetétele és koncentrációja, a maratási idő, a maratópác hőmérséklete. A szakirodalom szerint a titán kémiai maratása általában HF-dal és HNO₃-val történik, de katalizátorként lehet desztillált vizet és etanolt is használni. Ahány szakirodalom, annyi féle keverési arány létezik a maratópác összetételére. Általában a HF kisebb mennyiségben található meg az elegyben, mint a HNO₃. Ez azért van, mert a titán a HF-al lép közvetlen reakcióba, és ha az oldat HF koncentrációja nagy, akkor a titán durva kémiai maratásnak van kitéve. A HNO₃ a felszabadult H-nel lép reakcióba. A titán maratását HF-dal és HNO₃-val a következő reakcióegyenlet írja le [9-16]:



2. A FOGÁSZATI IMPLANTÁTUMOK KÉMIAI MARATÁSA

Kutatásunk célja az volt, hogy az általunk tervezett geometriával rendelkező fogászati implantátum [17] felületkezelése során a legkisebb tömegvesztés mellett a lehető legnagyobb felületi egyenetlenséget kapjuk. Ezen kritériumok mellett további cél volt, hogy a geometriai kialakítások a felületkezelés hatására ne veszítsék el az eredeti alakjukat. A szakirodalmi adatokból kiindulva az elegy összetételét és a maratási idő nagyságát úgy próbáltuk megváltoztatni, hogy a számunkra előírt kritériumok teljesüljenek. A fogászati implantátumokat Tornos Gamma 20/5-ös hosszeszterga géppel gyártottuk, Grade 2-es titán alapanyagból. Az elkészült implantátumok megtisztítása desztillált vízzel és etanollal történik. Az implantátum felületének száraznak kell lennie mielőtt a kémiai maratás megkezdődik.

Kísérleteinket azzal kezdtük, hogy az egyes marószerek összetevőikkel külön-külön próbamaratásokat végeztünk, hogy megismerjük azok hatását a felületi morfológiára. A próbamaratások idejét változtattuk. Ezen eredmények függvényében a maratópác összetételét kezdtük el kikísérletezni. Változtattuk a maratópác összetételét és a maratási időt. A maratás során ultrahangos tisztítóberendezéssel értük el azt, hogy a fogászati implantátum felülete egyenetlenül legyen maratva. A maratópác hőmérsékletét szabályoztam, amelyet a 21 °C + 5 °C hőmérsékleti tartományban tartottam. Negatív irányú hőmérsékleti változás a maratási folyamatnál nem következett be, mivel a folyamat exoterm. A maratási idők nagysága miatt jelentős hőmérsékletnövekedés nem következett be, így maratópác hőmérséklete nem lépte át az előírt értéket, emellett a két maratás közti idő elegendő volt ahhoz, hogy a maratópác hőmérséklete visszaálljon a kiinduló hőmérsékleti (szobahőmérséklet 21 °C) pontra. Az 1-es táblázatban láthatjuk, hogy az adott maratási paraméterek függvényében a geometria hogyan változott a még nem maratott fogászati implantátum (1. ábra) felületéhez képest.


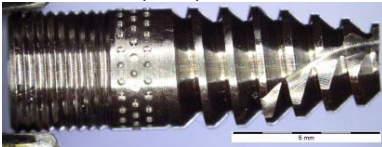
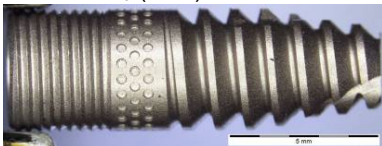
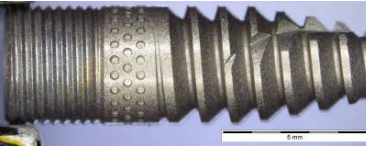
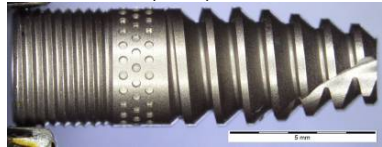


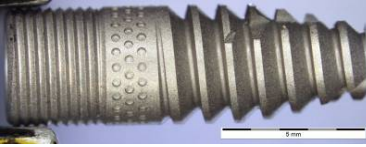
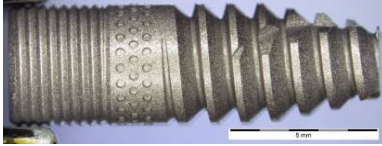


1. ábra

A Tornos Gamma 20/5-ös hosszesztergával gyártott fogászati implantátum

Titán grade 2-es fogászati implantátum maratási kísérletsorozata

1. Táblázat

Minta száma	Alapanyag	Maratópác összetétele	Maratópác mennyisége (L)	Tömeg, maratás előtt (g)	Tömeg, maratás után (g)	Maratási idő (s)
1	Grade 2	HF (38%) 	15	0,4908	0,461	30+35
2	Grade 2	HNO ₃ (65%) 	30	0,4852	0,4858	5+10
3	Grade 2	HF (38%) HNO ₃ (65%) 	15 15	0,4892	0,463	60 30
4	Grade 2	HF (38%) + Etanol (tisztá) 	15+15	0,4802	0,472	60+60
5	Grade 2	HF (38%) + Etanol (tisztá) + HNO ₃ (65%) 	15+15+15	0,488	0,48	60
6	Grade 2	HF (38%) + Víz (desztillált) + HNO ₃ (65%) 	5+5+5	0,488	0,425	60
7	Grade 2	HF (38%) + Víz (desztillált) + HNO ₃ (65%) 	10+5+5	0,488	0,482	35
8	Grade 2	HF (38%) + Víz (desztillált) 	10+10	0,4869	0,4744	30
9	Grade 2	HF (38%) + Víz (desztillált) 	10+10	0,4872	0,4722	60

Az 1-es táblázat alapján a tisztán HF marószerezrel felületkezelt implantátum (minta: 1) felületi egyenetlensége nőtt, tömege csökkent. A tisztán HNO₃ marószerezrel felületkezelt minta (2) felülete fényesebb és egyenetlesebb lett, tömege nem változott. A HF és HNO₃ maratópáccal kezelt implantátum felületi egyenetlensége nem nőtt jelentősen, tömege csökkent. Fényessége viszont kevésbé csökkent (3-es minta). Megfigyelhető, hogy ha a maratópáchoz etanolt adunk hozzá, akkor a maratási folyamat lassul (minta: 4, 5). Ezzel szemben, ha desztillált vizet adunk hozzá, akkor a folyamat gyorsul (minta: 6, 7) és a felületi egyenetlenségek nőnek, a tömegük gyorsan csökken. A HF és desztillált víz elegyű maratópáccal maratott implantátumok (minta: 8, 9) felületi egyenetlensége nőtt és mellette a tömegük kevésbé csökkent.

ÖSSZEFOGLALÁS

A maratási kísérletsorozat alapján megállapítottuk, hogy a HF és desztillált víz elegyű maratópáccal maratott fogászati implantátumoknál (9-es minta) a legkisebb tömegvesztés mellett a legegyszerűsebb felületet kaptunk szemben a többi implantátumnál kapott eredményekkel. Ezzel eleget tettünk a kezdeti célkitűzéseinknek. Emellett a kísérletsorozatunk során képet kaptunk arról, hogy a maratópác összetétele és a maratási idő hogyan befolyásolja a fogászati implantátum felületi változásait és a további kísérleteknél milyen keverési arányt érdemes használni a kívánt felületi egyenetlenség elérése érdekében.

IRODALOM

- [1] X. Liu et al.: Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications, *Materials Science and Engineering* 2004, (R 47) 49–121.
- [2] A. Aalam, H. Nowzari: Clinical Evaluation of Dental Implants with Surfaces Roughened by Anodic Oxidation, Dual Acid-Etched Implants, and Machined Implants, *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2005, (V 20), Number 5.
- [3] R. K. Alla et al.: Surface Roughness of Implants: A Review, *Trends Biomater. Artif. Organs* 2011, 25 (3), 112-118
- [4] C.N. Elias et al.: Biomedical applications of titanium and its alloys, *JOM: The Member Journal of TMS*, 2008, (60) 46-49
- [5] H. Kim et al.: The biocompatibility of SLA-treated titanium implants, *Biomedical Materials* 2008, (3 025011) 6pp
- [6] International Titanium Association – Medical Data Sheet 1999, I 0201 10/99
- [7] S. A. Hacking et al.: Acid-etched microtexture for enhancement of bone growth into porous-coated implants, *The Journal of Bone and Joint Surgery* 2003, 85-B:1182-9
- [8] Y. Iwaya et al.: Surface Properties and Biocompatibility of Acid-etched Titanium, *Dental Materials Journal* 2008, 27(3): 415-421
- [9] G. Juodzbals et al.: New Acid Etched Titanium Dental Implant Surface, *Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 2003, (5) 101-105
- [10] B. Taylor, E. Weidmann: Metallographic preparation of titanium, *Application Notes Struers A/S*, www.struers.com
- [11] S. Ban et al.: Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid, *Dental Materials* 2006, (22) 1115–1120
- [12] Katona B., Nádai L.: Baktériumok megtapadását gátló titán-dioxid nanostruktúrák kialakítása implantátum alapanyagok felületén, *Tudományos Diákköri Konferencia, Orvostechika szekció, Anyagtudomány és Technológia Tanszék*, 2012.
- [13] A. Labak: Alternatives to Hydrofluoric Acid Etching At Wyman Gordon Company, Degree of Bachelor of Science In Chemical Engineering, Worcester Polytechnic Institute, April 29, 2010
- [14] R. Boyer et al.: *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*, ASM International Materials Park, USA, 1994
- [15] G. Spur, T. Stöferle: *Handbuch der Fertigungstechnik*, Carl Hanser Verlag München Wien 1987
- [16] S. Franssila: *Introduction to microabrication* 2nd editon, John Wiley and Sons, Ltd. Singapore, 2010
- [17] Pammer D., dr. Schindler Á.: *Fogászati implantátum (Magyarország)*, P1100589, 2011