

Debreceni Egyetem, Orvos és Egészségtudományi Centrum Fogorvostudományi Kar, Fogpótlástani Tanszék*
 Debreceni Egyetem, Orvos és Egészségtudományi Centrum Fogorvostudományi Kar, Fogszabályozási Osztály**
 Debreceni Egyetem, Szilárdtest Fizika Tanszék***

A titán, és alkalmazhatóságának sajátosságai fémallergiás betegek fogpótlásának készítésénél

Irodalmi áttekintés

DR. HEGEDŰS CSABA*, DR. LAMPÉ ISTVÁN*, DR. VITÁLYOS GÉZA**, DR. DARÓCZI LAJOS***, DR. BEKE DEZSŐ***

Kiváló biokompatibilitása miatt a titánt régóta használják a betegellátásban, ezen belül a fogászatban is. Az ötvözetlen könnyűfém nem allergizál, korrózióálló, alacsony a hővezető képessége, íze semleges, és viszonylag nem költséges az alkalmazása. A titán biokompatibilitása is vélhetően gyors oxidációs képességével van kapcsolatban, mely a fehérjéhez történő kötődését hapténként gátolhatja. Fogászati felhasználását megnehezíti, hogy oxidációs készsége miatt nem könnyű e fogpótlásokat kerámiával leplezni, mely viszont az esztétikai követelmények miatt elengedhetetlen. A titánhoz fejlesztett kerámiák kötődése a fémfelszínhez gyengébb, mint a NiCr- vagy a nemesfém ötvözetek esetében. A kötődés mértéke azonban az ISO szabványnak megfelelő, és az újabb irodalmi adatok szerint felületkezelési eljárásokkal, újabb bond-rendszerekkel fokozható. Ezen megoldások a titánfelszínen és oxidfázisban lévő üregesedési folyamatokat (melyek a határfelületen lévő oxidfázis leválását idézik elő) igyekeznek megakadályozni. Az összehasonlító vizsgálatokban mind a hagyományos NiCr-ötvözeteknél, mind a nemesfém ötvözeteknél jobb széli záródási, illeszkedési pontosságról írnak az egyes közleményekben, de klinikailag elfogadhatónak tartják a titánvázú pótlásokat.

Az irodalmi adatok szerint a korszerű titánra égetett kerámiapótlások és mintára öntött fémlemezek egyike azon fogműveknek, melyek nem költséges, de mind esztétikailag, mind funkcionálisan megfelelő megoldást nyújthatnak egyes fémallergiás betegek részére.

Kulcsszavak: titán, titánra égetett kerámia, allergia

A titán fizikai, kémiai jellemzői

1791-ben Gregor angol lelkész talált titántartalmú ásványt, majd Klaproth német gyógyszerész 1795-ben, egy magyarországi ásványban (rutil) hasonló oxidot fedezett fel, melynek a titán nevet adta. A fémtitánt Berzelius 1825-ben, nagy tisztaságú fémet Van Arkel és De Boer (jodidos eljárással), majd 1920-ban H. A. Hunter (99,9%) állította elő először. A legismertebb ipari célú előállítása Kroll (1940) nevéhez fűződik, aki titán-tetrakloridot magnéziummal redukált ($\text{TiCl}_4 + 2\text{Mg} = \text{Ti} + 2\text{MgCl}_2$).

Leggyakoribb ásványai a rutil, anatáz, brookit, melyek titán-dioxid (TiO_2) kristályos módosulatai, valamint az ilmenit (FeTiO_3). Egyike a földkéreg leggyakoribb elemeinek (10.), a földkéreg, légkör és a tengerek 0,58% titánt tartalmaznak együttesen. A titán fontosabb lelőhelyei: Egyiptom, Ausztrália, Brazília, India, Kanada, Norvégia, USA, Oroszország (Ural). A titánt a gázturbina és a repülőgépipar alkalmazza legnagyobb mennyiségben,

ezen kívül a festékekben, kozmetikai, optikai, termékekben, sportszerekben is felhasználják.

A titán ezüstfehér, fémes fényű, nyújtható fém, mely rácsa hatszöges soros illeszkedésű, mely 882,5°C-on köbös tércentrált ráccsá alakul át. A titán fontosabb jellemzőit az I–III. táblázat mutatja be.

A titán könnyen nyel el hidrogént, halogének már alacsony hőmérsékleten is megtámadják. A reakció annál alacsonyabb hőmérsékleten kezd végbemenni, minél nagyobb a Ti fajlagos felülete (Br: 24°C, F: 150°C, Cl: 350°C, J: 360°C). Az oxigén 700°C-ig kevésbé hat rá, mert felületén oxidhártya keletkezik. Savak közül a HF-ban oldódik, a foszforsav nem hat rá.

Fogászati felhasználását megnehezíti, hogy oxidációs készsége miatt igen nehéz e fogpótlásokat kerámiával leplezni, ami viszont az esztétikai követelmények miatt elengedhetetlen. Felületi oxidréteg több, különösen nem nemesfém felületén is létrejöhet, a titánon azonban 10 ms-on belül már kimutatható 1 monoatomos oxidré-

I. táblázat

A titán fontosabb fizikai állandói

Atomsúly	47.90
Fajsúly:	4.51g/cm ³
Olvadáspont:	1668 °C
Rugalmassági modulusz:	110 000 Mpa
Szakítási szilárdság	91 kg/mm ²
α-β átalakulás:	882.5 °C
Rendszám:	22
Hőtágulási együttható:	9,6*10 ⁻⁶ °C

A titán biokompatibilitása is vélhetően eme gyors oxidációs képességével van kapcsolatban, mely a fehérjéhez történő kötődését hapténként nehezíti. Irodalmi adatokban beszámolnak szelektív kötődésről, pl. szérum albuminhoz és α-amilázhoz, azonban egyértelműen igazolt titánallergiáról irodalmi adatok ez idáig nem gyakoriak [4, 5, 14, 25].

A fogászatban alkalmazott anyagoknál elsődlegesen ún. IV típusú (késői), sejt közvetítette immunválaszon alapuló gyulladásos folyamat alakulhat ki. A túlérzékenység kialakulása (primer vagy afferens immunválasz) 6–14 nap alatt történik meg. Ezen szakaszban a szenzibilizáló anyag (haptén) kötődik szolubilis, vagy sejthez kötött

II. táblázat

A titán tisztasági fokozatainak összetétele (DIN, ASTM)

jelölés	Anyag szám	Fe max	O max	Ne max	C max	H max	Ti max
Ti 1	3,7025	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	maradék
Ti 2	3,7035	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	maradék
Ti 3	3,7055	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	maradék
Ti 4	3,7065	0,30	0,30	0,05	0,06	0,013	maradék

III. táblázat

A titán tisztasági fokozatainak jellemzői (DIN, ASTM).

Az öntött a 2 típusú titán

TÍPUS	Szakító-szilárdság (MPa)	Folyási határ (MPa)	Vickers keménység HV 10
Ti 1	290–410	180	126
Ti 2	390–540	250	158
Ti 3	460–590	320	179
Ti 4	540–740	390	211

teg. Pár másodperc múlva az egész fémfelület bevonódik. Szobahőmérsékleten 2 óra alatt már 17Å vastag az oxidfilm, ami 40 nap alatt megduplázódik. Termodinamikai szempontból nézve, akár az egész fém átalakulhatna, ez csak az oxigén korlátozott diffúzióképessége miatt nem megy végbe [20, 26].

A titán sajátosságai a szájüregben

Kiváló biokompatibilitása miatt a titánt régóta használják a betegellátásban, ezen belül a fogászatban is. Az ötvözetlen könnyűfém nem allergizál, korrózióálló, alacsony a hővezető képessége, íze semleges és viszonylag nem költséges az alkalmazása.

A passzíválódás miatt a szájba helyezett restaurációk felszíne, amivel a lágy- és keményszövetek érintkeznek mindig titán-oxidból áll (kémiailag nagyrészt igen kevésbé oldódó rutil [TiO₂]).

fehérjékhez. Ezen kötődés pl. az epidermisben valósul meg az antigénprezentáló Langerhans-sejtek segítségével, melyek retikuloendoteliális „csapdája” a kontakt allergénekkal kapcsolatot teremt. A hapténszállító sejtek az allergént a regionalis nyirokcsomóba szállítják, ahol a CD4 helper típusba tartozó T-limfociták az antigént a sejtfelületen felismerve az elsődleges immunválaszt beindítják. A szekunder (afferens) szakasz ismételt inger hatására zajlik le. A szenzibilizált egyénben specifikus CD4+T-sejtek keringenek, melyek az allergénnel találkozáskor proliferálódnak, és gyulladásos folyamatot indítanak el. A reakció csúcspontján a jelenlévő sejtek 2–5%-a specifikus T-limfocita, melyek vasoaktív anyagokat bocsátanak ki a basofilok és óriássejtek stimulálására, így okozva a bőr, illetve nyálkahártya gyulladásos reakcióját [3, 8, 27, 28].

A fogpótlások esetén az allergének részint lokálisan közvetlenül az érintkező nyálkahártya felületeken, a nyálban oldva a szájüregi nyálkahártyán, vagy gyakran a szájüregből és a bél lumenből felszívódva fejthetik ki hatásaikat a célszervekben. Ezen hatások elsődlegesen az arcon (oedéma, erythema, papula), ritkábban tenyéren, talpon, még ritkábban gastrointestinális tünetekben nyilvánulhatnak meg [8, 27].

A titánalapú fogpótlásoknál gondot jelenthetnek a fémben jelenlévő szennyező anyagok, elsődlegesen a vas (0,15–0,30%), mellyel szemben allergiás reakciókat lehet epicutan teszt segítségével kimutatni. Ezen esetekben csak olyan ötvözeteket lehet alkalmazni, mely alkotóira az epicutan teszt és az allergológiai vizsgálat – eredményt adott.

A titán feldolgozásának lehetőségei a fogpótlások készítésénél

A titán feldolgozása fogpótlások készítésénél történhet öntés, szikraforgácsolás, forgácsolás segítségével. A forgácsolási technikák, melyeket a CAD-CAM rendszerek alkalmaznak, egyre újabb, pontosabb fogpótlások készítését teszik lehetővé. Az iparban nagy mennyiségű és pontosságú, azonos termék előállítására kifejlesztett eljárást a fogászatban, ahol egyedi termékek előállítása szükséges, vélhetően további fejlesztések és gazdaságossági számítások után lehet széles körben alkalmazni. E rendszerek többségét elsődlegesen különféle kerámiapótlások készítésére fejlesztették ki, azonban jelentős hányaduk a fémek, így a titán megmunkálását is el tudja végezni. Hátrányaik ellenére – pl. nem anyagtakarékos, mert egy anyagtömbből csak kis mennyiség kerül felhasználásra, rendkívül költséges, nagy beruházást igényel – egyre elterjedtebbek (1. ábra). A szikrafor-



1. ábra. CAD/CAM technológiával előállított titánváz (Hint-Els® System)

gácsolásnak több technikáját dolgozták ki, pl. a viasz-mintázat mindkét oldalát rézzel vonják be galvanizálási módszerrel, vagy grafitból kifrézelik, majd titántömbből szikraforgácsoló berendezéssel kialakítják a megmintázott koronát, hidat, de ezek az eljárások nem terjedtek el. A szikraforgácsolási és -marási technikát együttesen a Procera (Nobelpharma) eljárás alkalmazza [2, 7, 20, 26, 29].

A titán feldolgozására a fogászatban (a nehézségei ellenére) mind ez ideig az öntési technológiák a legelterjedtebbek.

A mintát lehet egyszerű csapozással (pl. Pindex /Whaledent/), vagy a korszerűbb, pontosabb modellrendszerrel (pl. Zeiser /Girbach/, Di-Lok /Di-Equi/, Dentona, Model-Tray) készíteni.

A viaszmintázat készítésénél vastagabbra kell kialakítani mind a rögzített, mind a mintára öntött fémlemez fogpótlásokat. A koronákat minimum 0,4 mm-re, a

lemezeket 0,8 mm-re, és az előre gyártott viaszkapcsokat meg kell vastagítani. Ezen értékeket részint a titánöntés technológiája, részint a pótlások szilárdsági (hajlítási, rugalmassági, szakító) paraméterei indokolják. A fogak preparálásánál is figyelembe kell venni ezeket az értékeket, vagyis a pótlásoknál nagyobb fogszövet eltávolítása szükséges.

A mintázatok csapozásánál nemcsak a hőcentrum elkerülése a fő szempont, hanem a folyékony titán áramlási útjának biztosítása. A Morita (Japán) gyár 4 tagig egy csapon (3 mm), de a körhidak esetében is maximum három csap alkalmazásával javasolja a hidak öntését. Más gyártók, mint például a Dentaureum vagy a Schütz Dental, minden koronára és hídtagra tesz csapot (2,5 mm), ezt beköti a keresztcsapba (3,5 mm), és a mintázat nagyságától függően 2 vagy 3 beömlő csapot (4 mm) helyez rá.

A beágyazó anyagok fejlesztésénél figyelembe kellett venni, hogy a titán zsugorodása a fogászatban alkalmazott egyéb ötvözetekhez viszonyítva kisebb. A Rematitan ultra (Dentaureum) és Rematitan plus összetételét a IV., V. táblázat mutatja be. A beágyazás után 1½–2 óránál hamarabb nem lehet levenni az öntvényt a talpról, illet-

IV. táblázat

Hídbeágyazó anyag összetétele
(Rematitan ultra [Dentaureum])

Por:	Alumínium-oxid	10–20%
	Cirkon-oxid	3–8 %
	Magnézium-oxid	60–80%
Folyadék:	Magnézium sóoldat	10–20%

V. táblázat

Mintára öntött fémlemez beágyazó összetétele
(Rematitan plus [Dentaureum])

Por:	Magnézium-oxid	5–10%
	Monoammonium-dihidrogénfoszfát	5–10%
	Szilícium-dioxid	55–75%
	Alumínium-oxid	10–25%
Folyadék:	Víz- és koloid-állapotú szilícium-oxid oldat	

ve a munkamintát a szilikon dublír-masszából. A hidakat mindig gyűrűbe kell ágyazni, és 2 mm-es mandzsettával körbebelezni. Az előmelegítés az egyik sarkalatos pontja a precíz és homogén öntésnek. Csak korszerű, programozható előmelegítő kályhával lehet elérni, hogy az öntvényt három fázisban, megfelelő hőfokemelkedéssel és hőn tartással a véghőmérsékletre felfűtse, és a viaszszahútást is tudja szabályozni az öntési hőmérsékletig. A 6. táblázat a Rematitan ultra (Dentaureum) melegíté-

VI. táblázat

Rematitan ultra (Dentaurum) beágyazó hevítési értékei

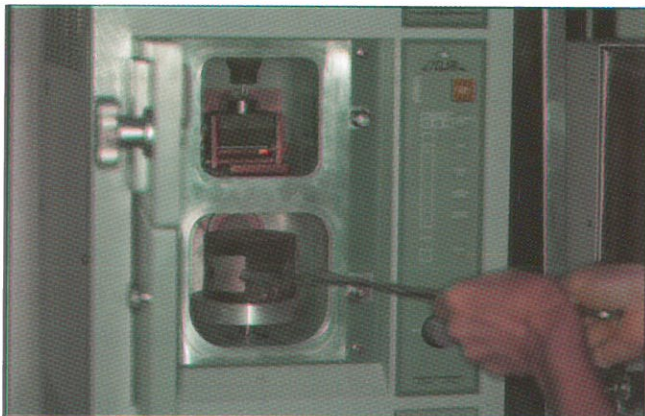
1	250°C	5°C/min	90 perc tartás
2	880–910°C	5°C/min	40 perc tartás
3	430°C	5°C/min	30 perc tartás

si értékeit mutatja be. A véghőmérséklettel szükséges a beágyazó expanzióját beszabályozni, de 950°C fölé egyik beágyazót sem lehet hevíteni.

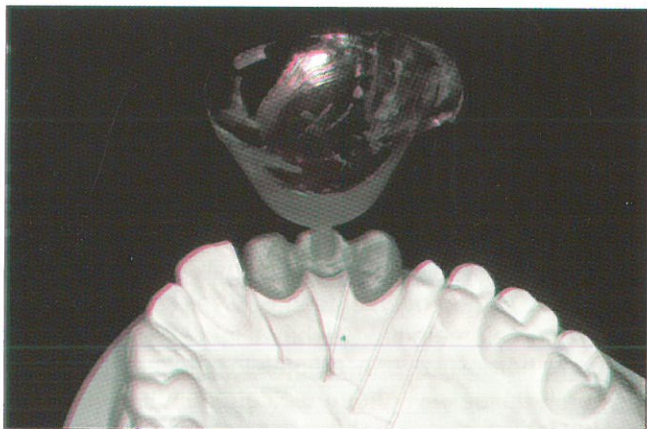
Az öntés speciális öntőgépben történik. Két típus terjedt el, de közös mindegyiknél, hogy vákuumban argon védőgáz mellett történik az olvasztás, illetve az öntés folyamata.

Az egyik típusnál (pl. Neutor TI [Manfredi], Ohara) forgatónyomaték is segíti a folyékony titán bejutását.

A másik típus két kamrából áll. Az alsó kamrából, ahova az öntvény kerül, egy nagy teljesítményű vákuum szivattyú biztosítja a légmentes teret, illetve egy felső olvasztókamrából, ahol egy wolfram-pálca megolvasztja a billenő tégelybe helyezett fémeket, majd beönti az alsó vákuumos térben lévő öntvénybe (2., 3. ábra). Az olvasztás alatt a felsőkamrában 1 bar nyomású, 5.0 tisztaságú argon védőgáz áramlik be (pl. Autocast Universal [Den-



2. ábra. Az argon védőgázzal működő öntőgép



3. ábra. A megöntött titánváz az öntőkúppal

taurum], Cyclarc [Morita], Dor-A-Matic [SchützDental]). A kidolgozásnál minden esetben (szeparálás, frézelés, homokfúvás) kerülni kell a fémfelszín felmelegedését az α - β átalakulás miatt.

A homokfúvás után röntgen segítségével ellenőrizni lehet, hogy az öntvénybe nem került-e argonbuborék, illetve van-e benne levegőzárvány. Ilyen röntgen-gépek pl. a Trans-X (Schütz Dental), Easy X-RAY TI (Manfredi). Amennyiben a gyári előírásoknak megfelelően történik az öntés, nagyon ritkán fordulnak elő hibák, de ezek esetén lézer hegesztőgéppel, titándró segítségével viszonylag könnyen elvégezhető a javítás (pl. LaserStar [BEGO], Desktop Laser [Dentaurum], Neo Laser [Girrbach]).

A titán kidolgozása speciális frézerekkel történik, melyek a keménységükön túl abban térnek el az általában használtaktól, hogy egy spirális hornyot is kiképeztek rajtuk, amelyen a titánforgács könnyebben kiesik, és nem kenődik a felületen. A kidolgozásnál mindig ugyanabban a forgási irányba kell frézelti, így nem lesz átlapolódás a fém felszínén, és a kerámiánál sem lesz úgynevezett „békaszem” effektus. A frézert nem szabad erősen nyomni, és a fordulatszám sem lehet 10–15 000-nél nagyobb, így a titán is viszonylag könnyen kidolgozható [1, 16, 19, 20, 22, 26, 32].

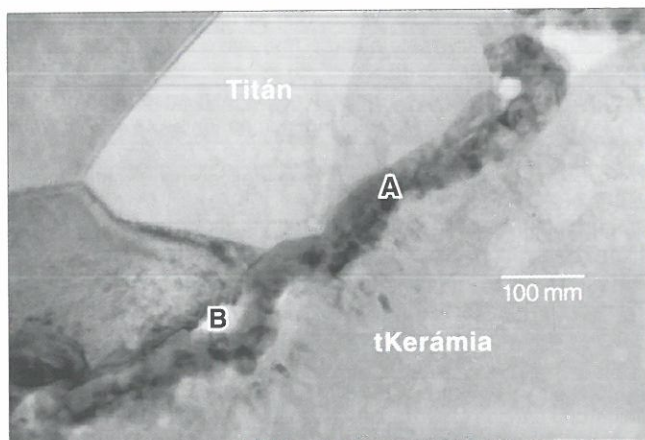
A titánra égetett kerámia fogművek sajátosságai

A titánvázat kerámia-felégetés előtt 125–250 μ m nagyságú alumínium-oxiddal 2–3 bar nyomás alatt 45°-os szögben kell homokfújni. A felszínét gőzborotvával kell letisztítani, majd 10 perc után – ez alatt oxidálódik – lehet elkezdni a bond felvitelét.

A titánhoz speciális kerámiákat fejlesztettek ki az egyes kerámiagyártó cégek, melyet az alacsony hőfokon történő égetés (882°C alatt), és a titán-kerámia kötődés biztosítása indokolt. Ezen kerámiák hőtágulási együtthatója (WAK) a titán értékéhez van beállítva.

A titánhoz fejlesztett kerámiák kötődése a fémfelszínhez gyengébb, mint a NiCr- vagy a nemesfém ötvözetek esetében. A hárompontos leválási feszültség értéke az irodalmi adatok szerint 25–30 MPa, míg NiCr-ötvözeteknél 45–55 MPa között van. A kötődés mértéke azonban az ISO szabványnak megfelelő, és az újabb irodalmi adatok szerint felületkezelési eljárásokkal, újabb bond-rendszerekkel fokozható (4. ábra). Ezen megoldások a titánfelszínen és oxidfázisban lévő üregesedési folyamatokat (melyek a határfelületen lévő oxidfázis leválását idézik elő) igyekeznek megakadályozni [9, 10, 11, 12, 15, 23, 24].

A forgalomban lévő titán-kerámiák feldolgozása és kémiai szerkezete eltérő. A Vita Titankeramik (VITA) kerámia sajátossága, hogy a fényégetés egyedül ennél az anyagnál vákuum alatt történik. A bond égetése 800°C, a fő égetés 770°C alatt történik. A Super Porcelain (Noritake) TI-22 titán-kerámiájának bond égetése 800°C, a főégetés tag számtól függően 760–770°C. Érdekessége, hogy a ráégetett bond színe fehér. A titán-



4. ábra. A titán-kerámia határfelület transzmissziós elektromikroszkópos (TEM) képe. A: a határfelületen lévő oxidréteg. B: üregek a határfelületi oxidrétegnél

kerámiák rétegzése teljesen megegyezik az általában használt technikákkal. A keménysége hasonló, mint a mai modern kerámiáké, polírozható, és glazúr masszával is fényezhető.

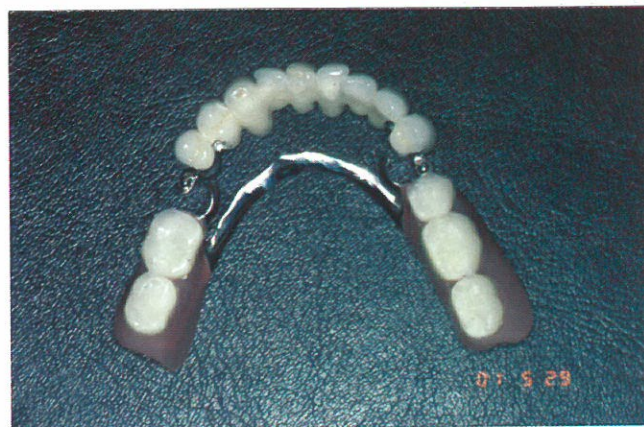
Eme pótlások alkalmazásának eredményeiről az utóbbi időben egyre több közlemény számol be. Fontos kérdés e fogművek pontossága, elsősorban a preparált csont és a horgonykoronák közötti térben, ami az öntés után a felületeken lévő oxidréteg eltávolítása miatt romolhat. In vitro mérések szerint pl. a titánkoronák szélénél mért rés átlagosan $83.9 \pm 26.1 \mu\text{m}$, míg PdAg ötvözeteknél $45.2 \pm 10.4 \mu\text{m}$ (6). Az in vivo vizsgálatok szerint is a nemesfém-ből készített részleges koronák szignifikánsan ($p < 0.05$) jobb széli záródást mutatnak (50 μm alatti széli rés), mint a titánból készítek (50–100 μm , és 100 μm feletti széli rés) [30]. A szerzők összehasonlító vizsgálatokban mind a hagyományos NiCr-ötvözeteknél, mind a nemesfém ötvözeteknél jobb széli záródási, illeszkedési pontosságról írnak, de ennek ellenére klinikailag elfogadhatónak tartják a titánvázú pótlásokat [6, 20, 21, 22, 28, 30, 31, 32].

A túlélési közlemények 1996-ban pl. 32 beteg részére, 69 korona, 15 hídpótlás (125 tag) esetén 25,9%-os sikerelenségről számolnak be. A szülő korona sikeressége 87% (30 hónap), míg a hidaké 71% (30 hónap) volt. Más szerzők titánra égetett kerámia esetén 5 év után 84%-os, nemesfémre égetett kerámiák esetén 98%-os sikerességet közöltek. Újabb eredmények pl.: Procera rendszer esetén (260 beteg, 333 tag, 242 korona, 91 híd) a koronáknál már 94%-os, míg hidak esetében 87%-os túlélésről számolnak be 5 év után [13, 17, 18, 34].

Az irodalmi adatok szerint a korszerű titánra égetett kerámiapótlások és mintára öntött fémlemezek egyike azon fogműveknek, melyek nem költséges, de mind esztétikailag, mind funkcionálisan megfelelő megoldást nyújthatnak egyes fémallergiás betegek részére (5., 6. ábra). A fogorvos részéről elsősorban a tervezés, preparálás, feszülésmentes ragasztási eljárás, a fogtechnikai munkában a titán öntése, feldolgozása, kerámiával tör-



5a. ábra. A titánra égetett kerámiahíd képe



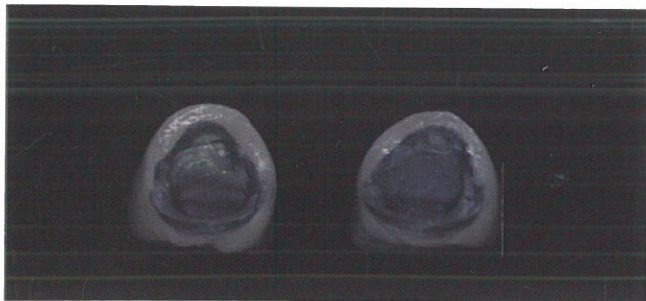
5b. ábra. Titánra égetett kerámiahíd és titánmintára öntött fémlemez



5c. ábra. A titánból készített finommechanikai rögzítőeszköz

ténő leplezése azonban rendkívüli technológiai fegyelmet igényel, mely biztosítása nélkül nem várható megfelelő élettartamú és minőségű fogpótlás.

Az esetleges sikerelenségek esetén csak a fizikai, kémiai, technológiai sajátosságok pontos ismerete segíthet a hibák kiküszöbölésében.



6a. ábra. Titánvázra égetett kerámiakoronák, kerámiavállal



6b. ábra. 11,12, 21, 22 titánvázra égetett kerámiakoronák, kerámiavállal

Irodalom

- ADACHI M, MACKERT JR, PARRY EE, FAIRHURST CV: Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J Dent Res* 1990;69:1230–1235.
- AKAGI K, OKAMOTO Y, MATSUURA T, HORIBE T: Properties of test metal ceramic titanium alloys. *J Prosthet Dent* 1992;68:462–467.
- BASKETTER DA, KIMBER I: Predictive testing in contact allergy: facts and future. *Allergy* 2001;56: 937–943.
- BASKETTER DA, WHITTLE E, MONK B: Possible allergy to complex titanium salt. *Contact Dermatitis* 2000; 42:310–311.
- BIRCHER A, STERN WB: Allergic contact dermatitis from "titanium" spectacle frames. *Contact Dermatitis* 2001; 45:244–245.
- CONTRERAS EF, HENRIQUES GE, GIOLO SR, NOBILO MA: Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002;88:467–472.
- GILBERT JL, COVEY DA, LAUTENSCHLAGER EP: Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater* 1994;10:134–140.
- HAMANO H, HNAI H, KITAZAKI H, MASUDA T, MATSUMURA M, NOKIBA K, HIROHARA H, KOIZUMI T, MIURA H, OHYAMA T: Current clinical aspects of dental metal allergy in Japan. *J Dent Res* 2003; 82,(Spec Iss B) 338.
- HEGEDÜS C, DARÓCZI L, BALOGH Z, BEKE DL: Comparison of interface structure in different metal-dental ceramic systems. *J Dent Res* 2003; 82,(Spec Iss B) 238.
- YILMAZ H, DINCER C: Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent* 1999;27:215–222.
- JEREMY L. GILBERT, DAVID A. COVEY, EUGENE P. LAUTENSCHLAGER: Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater* 1994;10:134–140.
- KIMURA H, HORNG CJ, OKAZAKI M, TAKAHASHI J: Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mater J* 1990;9:91–99.
- KLAUS TL, PRÖBSTER, H. WEBER: Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restorations – three-year results I. *Journal of Prosthodontics* 1996; 9, 9–15.
- KOHAJI D, KLINGER A, STEIBERG D, SELA MN: Adsorption of salivary proteins onto prosthetic titanium components. *J Prosthet Dent* 1995;74, 531–534.
- KONONEN M, KIVILÄHTI J: Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res* 2001;80:848–854.
- KÜPPER H, MARX R: Untersuchungen zur Haftfestigkeit verschiedener titankeramischer Grundmassen. *Deutsch Zahnärztl Z* 1991;46:300–302.
- LÖVGREN R, B. ANDERSON, G CARLSSON, P ÖDMAN: Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. *J Prosthet Dent* 2000;84, 514–521.
- MARKLUND S, BERGMAN B, HEDLUND SO, NILSON H: An intraindividual clinical comparison of two metal-ceramic systems: a 5-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16:70–73.
- MASANOBU YODA, TATSUHIKO KONNO, YUKYO TAKADA, KAZUNORI IJIMA, JASON GRIGGS, OSAMU OKUNO, KOHEI KIMURA, TORU OKABE: Bond strength of binary titanium alloys to porcelain. *Biomaterials* 2001;22:1675–1681.
- O'BRIEN WJ: Dental Materials and their selection 3rd ed. Quintessence Publishing Co, Inc. 2002.
- ORUC S, TULUNOGLU Y: Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000;84:314–318.
- OSHIDA Y, FUNG LW, ISIKBAY SC: Titanium-porcelain system. Part II: Bond strength of fired porcelain on nitrided pure titanium. *Biomed Mater Eng* 1997;7:13–34.
- PERSSON M, BERGMAN M: Metal-ceramic bond strength. *Acta Odontol Scand* 1996;54:160–165.
- PROBSTER L, MAIWALD U, WEBER H: Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci* 1996;104:313–319.
- RADNAI M, CSONKA CS, DUX L, FAZEKAS L: Humán szérumfehérjék adszorpciója titan-dioxidhoz. *Fogorv Szle* 2000; 93, 329–234.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J: Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. Mosby Inc., St. Louis. 2001.
- SCHÄFER T, BÖHLER E, RUHDORFER S, WEIGL L, WESSNER D, FILIPIAK B, WICHMANN HE, RING J: Epidemiology of contact allergy in adults. *Allergy* 56:1192–1196, 2001.
- SCHMALZ G, GARHAMMER P: Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues Dental Materials, 2002; 18: 396–406.
- Stig Karlsson: The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129–134.
- Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V: Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy – an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2002;29:1–6.
- SUANSUWAN N, SWAIN MV: New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont* 1999;12:547–552.
- TAKAHASHI M, KIKUCHI M, TAKADA Y, OKUNO O: Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys. *Dent Mater J* 2002;21:270–280.
- TANAKA Y, MIURA E, SHIRASHI T, HISATSUNE K, WATANABE I, CAI Z, OKABE T: TEM analysis of gold – coated cast titanium – ceramic interface. *J Dent Res* 2003; 82,(Spec Iss B) 194.
- WALTER M, REPPLE PD, BONING K, FREESMEYER WB: Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:91–96.

Jelen munka az ETT 188/01 számú pályázat támogatásával készült.

Köszönjük Szilágyi Antall és Joseph Hintersehr fogtechnikus mestereknek a közlemény elkészüléséhez nyújtott segítséget.

DR HEGEDŰS CS, DR LAMPÉ I, DR VITÁLYOS G, DR DARÓCZI L, DR BEKE D:

Applicability of titanium in preparing dental prostheses for allergic patients

Owing to its excellent biocompatibility, titanium has been used in health care, including dental care, for a long time. The unalloyed light metal is a non-allergic one, it resists corrosion, has low heat conducting ability, it tastes neutral and is relatively cheap to apply. Titanium's biocompatibility may be associated with its fast oxidizing capacity, which can inhibit its binding with proteins. Due to titanium's oxidizing capacity, its applicability in dentistry is difficult, because such prostheses are not easy to cover with ceramics, which is essential for aesthetic reasons. The bond between the ceramic, developed specially for titanium, and the metal surface is weaker than in the case of NiCr alloys or alloys of noble alloys. The strength of the bond, however, meets ISO requirements, and, according to the latest literature, it can be further strengthened by surface treatment techniques and new bond systems. These solutions are aimed at stopping cavity formation on the titanium surface and in the oxide phase (which would lead to the disjunction of the oxide phase at the interface). Comparative studies have mentioned problems with right marginal closure and precision of fitting, still they have found titanium-based prostheses acceptable. According to data in the literature the ceramic fused to titanium, and removed partial dentures are artificial dental structures which may offer an inexpensive, still aesthetically and functionally acceptable solution for certain patients suffering from metal allergy.

Key words: titanium, titanium fused ceramic, allergy

