УДК: 616.314-77

КОМПАРАТИВНА АНАЛИЗА НА ОТПОРНОСТА КОН КОРОЗИЈА НА ТИТАНИУМСКИТЕ ИМПЛАНТАНТИ ВО УСЛОВИ НА ЕЛЕКТРОЛИЗА

Каменова Ј.[1], Јорданов Б.[1], Ковачевска Г.[2]

[1]СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - Софија (Р Бугарија), Клиника за протетика
[2]СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - Скопје, Клиника за фиксна стоматолошка протетика

Металните имплантантни системи влегуваат во заедничкото содејство со човечката плунка и со различните ткивни течности, кои имаат својство на електролити. Функционалната предност на интраосеалните имплантанти и протетичките супраструктури зависи од хомеостазата и од електролитниот баланс на организмот.

Цел на нашето испитување е да се проучи отпорноста на интраосеалните метални имплантанти кон корозија.

Материјал за испитување се интраосеалните титаниумски штраф имплантанти од СИП системот.

Претставени се резултатите добиени со еден оригинален и два стандардни солуциони теста. По определен период на престој во електролитните раствори (5-7 дена), забележани се способноста на имплантантните системи да пасивираат и степенот на нивната растворливост во агресивната средина, како и промените во pH на електролитите. Промената на корозивните потенцијали е регистрирана со електронски миливолтметар со внатрешен отпор поголем од 10 Ω.

По завршувањето на солуционите тестови регистрираме неколку карактеристични периоди на развивање на деградација на имплантантите: инкубационен период, граница на физиолошка толеранција, критично реакционо време на престој, пик на корозивен потенцијал, репасивација по пикот, непрекинато растворање.

Клучни зборови: интраосеален имплантант, метални имплантантни системи, корозија, корозивна постојаност, корозивен потенцијал, солуциони тестови

Во секојдневната клиничка практика секој имплантолог се соочува со проблеми, кои можат да доведат до неуспех на имплантантната терапија во различни периоди од времето по поставувањето на имплантантите. Неуспесите кои настануваат веднаш по поставувањето на имплантантите се должат на неправилниот избор на пациентот, на грешки во изведувањето на хируршката техника, на бактериски инфекции. Доцните неуспеси најчесто се поврзуваат со биомеханичките проблеми како резултат на несоодветно планирани и изведени протетички конструкции со преоптоварување на имплантантите. Кај одреден број пациенти имплантантните неуспеси се јавуваат веднаш по имплантирањето, а кај други по одреден функционален период, без да се забележи конкретна причина за загубата на имплантантите.

Во специјализираната литература се појавуваат соопштенија за експериментални испитувања за постоење на корозија на металните имплантантни системи (1, 2, 3 и 4).

Цел на нашето испитување е да се испита отпорноста кон корозија на металните имплантантни системи во стандардни раствори.

За постигнување на таа цел спроведовме детаљно лабораториско испитување со неколку вида експериментални методи и направивме компарација на добиените резултати, за да добиеме реален увид за растворањето на металните имплантанти во биолошкиот систем.

Материјал и методи

Предмет на испитување се интраосеалните титаниумски штраф имплантанти од СИП системот.

Проучувањето на внатрешните фактори на корозијата (составот и количеството електролит, киселоста, стрес концентрациите на хлорните јони), го спроведовме во три вида електролити, со примена на два стандардни и еден оригинален метод.

1. Стандарден тест на растворање: ISO 1562-0,1 M NaCl + CH3COOH (млечна киселина); T°C=37°; pH 2,3; 70 ml; за седум дена со 8 испитувани примероци.
2. Стандарден тест на растворање: ISO 10.9931-12; 0,154 M NaCl (0,9%); T°C=37°; pH 4,8; 210 ml; за пет дена со 3 испитувани примероци.
3. Раствор по Каменова - 0,1 NaCl + $KH3PO_4$ (кисел калиум фосфат); $NaHPO_4$ (кисел натриум фосфат) + д. H_2O; T°C = 37°; pH 7,1; 210 ml; за пет дена со 8 испитувани примероци.

Изборот на тестовите е во зависност од можностите за корелација и регресиона анализа меѓу добиените резултати.

Трите теста се од типот на статични тестови на растворање, карактеристични за престојот на испитуваните примероци во растворот за определено време, без користење внатрешен електричен тек. Во случајот ја читаме појавата на електрични вериги меѓу објектите, како резултат на разликите во концентрацијата.

Како друг можен механизам за појава на корозија во устата се галванските вериги. Претставен е метод на електролиза-електролитна анодна дисолватација на обрасците од експериментот при U = 5V; I = 0,1A. Корозивните потенцијали ги читавме со прецизен електронски миливолтметар со отпор поголем од 10 Ω.

Наш придонес е тоа што прв пат е приложена комбинација од тестови на корозија, која дава јасна претстава за одделни етапи на деградација на металните имплантанти.

Резултати и дискусија

По изведувањето на двата стандардни теста на растворање регистриравме неколку карактеристични периоди на развивање на деградација на имплантантите:

1. Период на инкубација
2. Граница на физиолошка толеранција
3. Критично реакционо време на престој
4. Пик на корозивен потенцијал
5. Репасивација по пикот
6. Непрекинато растворање

По површината на имплантантите се настанати промени како резултат на настанатата хемиска корозија. По спроведувањето на анализата низ наброените периоди на развивање констатиравме дека е почнато растворањето, кое има големо практично значење.

За секој период ги анализиравме промените на кинетичките фактори-корозивните потенцијали, температурата, pH на електролитот, вклучувајќи ги и резултатите во третиот електролит (табела 1, 2 и 3).

За овој имплантантен систем карактеристичен е инкубациониот период од 30 минути (табела 1 и 3). Евидентна е разликата во почетниот корозивен потенцијал, што може да се објасни со агресивното заемно дејство на хлорните и на фосфатните пуфери врз имплантантите. Според тоа, во практика можеме да очекуваме потенцијал на корозија од 70 до 114 mV.

Периодот на физиолошка толеранција продолжува за околу 4 часа и 30 минути. Површинските промени се видливи само на светлосен микроскоп. При стандардниот

ТАБЕЛА 1. *ПРОЦЕНКА НА КИНЕТИЧКИТЕ ФАКТОРИ КАКО РЕЗУЛТАТ НА ФУНКЦИЈАТА НА ВРЕМЕТО ПО ТЕСТОТ НА РАСТВОРАЊЕ (ISO -1562, pH 2,3)*

ВРЕМЕ	ПЕРИОД НА РАЗВОЈ	СОСТОЈБА НА ПОВРШИНАТА	ЗАГУБА НА МАСА	ПОТЕНЦИЈАЛ НА КОРОЗИЈА (mV)	pH НА РАСТВОРОТ	T°C
по 30 мин.	Период на инкубација	Без промена	-	70 ± 15	2.3	16
4 ч. 30 мин.	Граница на физиолошка толеранција	Исклучително мало поле на корозија	-	235 ± 45	3.7	18
1 ч. 30 мин.	Критично реакционо време на престој	Порозност и точкеста корозија (мат, нерамнини)	-	274 ± 23	9-11	21
6 ч.	Пик на потенцијал на корозија	Корозија во пукнатини и точкеста корозија	+	300-400	11-13	26
30 мин.	Репасивација по пикот	Површински меури од гасови и секундарни продукти на корозија	+	65 ± 11	7-9	19
по 8 ч.	Непрекинато растворање	Големи површини на корозија и деструкции	+	225 ± 14	9-11	21

ТАБЕЛА 2. *ПРОЦЕНКА НА КИНЕТИЧКИТЕ ФАКТОРИ КАКО РЕЗУЛТАТ НА ФУНКЦИЈАТА НА ВРЕМЕТО ПО ТЕСТОТ НА РАСТВОРАЊЕ (ISO -10.9931-12, pH 4,8)*

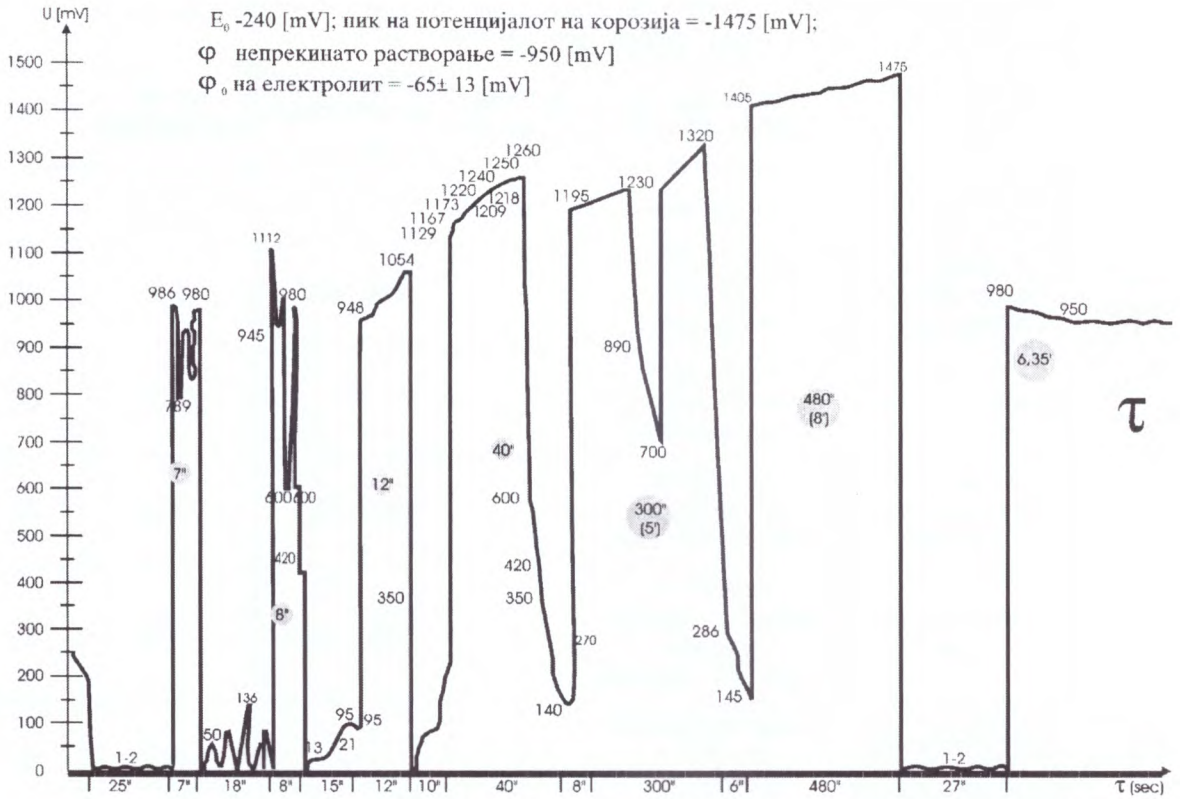
ВРЕМЕ	ПЕРИОД НА РАЗВОЈ	СОСТОЈБА НА ПОВРШИНАТА	ЗАГУБА НА МАСА	ПОТЕНЦИЈАЛ НА КОРОЗИЈА (mV)	pH НА РАСТВОРОТ	T°C
по 30 мин.	Период на инкубација	Без промена	-	90 - 100	4.8	16
4 ч. 30 мин.	Граница на физиолошка толеранција	Исклучително мало поле на корозија	-	335	5-6	18
1 ч. 30 мин.	Критично реакционо време на престој	Порозност и точкеста корозија (мат, нерамнини)	-	280	7-9	21
6 ч.	Пик на потенцијал на корозија	Корозија во пукнатини и точкеста корозија	+	300-400	13-15	26
30 мин.	Репасивација по пикот	Површински меури од гасови и секундарни продукти на корозија	+	65 - 83	8-9	19
по 8 ч.	Непрекинато растворање	Големи површини на корозија и деструкции	+	360 ± 7	6-7	21

ТАБЕЛА 3 *ПРОЦЕНКА НА КИНЕТИЧКИТЕ ФАКТОРИ КАКО РЕЗУЛТАТ НА ФУНКЦИЈАТА НА ВРЕМЕТО ПО ТЕСТОТ НА РАСТВОРАЊЕ (Каменова, pH 7,1)*

ВРЕМЕ	ПЕРИОД НА РАЗВОЈ	СОСТОЈБА НА ПОВРШИНАТА	ЗАГУБА НА МАСА	ПОТЕНЦИЈАЛ НА КОРОЗИЈА (mV)	pH НА РАСТВОРОТ	T°C
по 30 мин.	Период на инкубација	Без промена	-	114	7,1	16
4 ч. 30 мин.	Граница на физиолошка толеранција	Исклучително мало поле на корозија	-	135 - 260	8-9	18
1 ч. 30 мин.	Критично реакционо време на престој	Порозност и точкеста корозија (мат, нерамнини)	-	350	9-11	21
6 ч.	Пик на потенцијал на корозија	Корозија во пукнатини и точкеста корозија	+	520 ± 27	11-15	26
30 мин.	Репасивација по пикот	Површински меури од гасови и секундарни продукти на корозија	+	45 ± 12	11-13	19
по 8 ч.	Непрекинато растворање	Големи површини на корозија и деструкции	+	380	7-9	21

тест на растворање, корозивниот потенцијал е повисок затоа што има кисела pH средина (табела 2), а во оригиналниот тест потенцијалот на корозија е понизок поради фосфатните пуфери и алкализирањето на средината (табела 3).

Низ периодот на критичното реакционно време на престој, пасивираниот слој на титаниумската легура ја губи својата еластичност, станува попорозен и се јавува опасност од негово нарушување. Со визуелно испитување се гледа матирана и нерамна површина (питингова корозија) и тенденција за зголемување на потенцијалот на корозија, посилно изразено во оригиналниот електролит. Тоа е периодот во кој треба да се користат превентивни мерки за консолидирање и за зачувување на еластичноста на пасивираниот филм по имплантантната површина. Во спротивен случај, околу шестиот час од почетокот на периодот на физиолошка толеранција, настапува пик на потенцијалот на корозија. Од тој момент почнува растворањето на металниот дел и незначителна загуба на тежината. Потоа следуваат неколку периоди на репасивација и пик на потенцијал на корозија, по што, за околу 8 часа, следува првиот пик, почнува непрекинато растворање. Во третата колона од табела 3 се претставени површинските промени во последните два периода, кои се видливи со голо око-површински меури од гас, дополнителни корозивни продукти, големи површини на корозија и улцеративни разурнувања. Потенцијалот на корозија при непрекинато растворање е понизок од пиковиот потенцијал (меѓу 225 и 380 mV), што може да го доведе стоматологот во заблуда. Поради тоа, за нас беше од голема важност да се издиференцираат одделните периоди на развивање на деградацијата. На пример, измерениот потенцијал на корозија по времето на репасивација може да биде во границите на 65±11 или 45±12 mV (табела 1 и 3), што е блиску до вредностите во инкубациониот период. Станува јасно дека е



ГРАФИКОН 1 *ГРАФИЧКО ПРЕТСТАВУВАЊЕ НА КОРОЗИВНИТЕ ПОТЕНЦИЈАЛИ ПРИ ЕЛЕКТРОЛИЗА (U = 5V, I = 0,1A) НА ИМПЛАНТАНТИ ОД ТИТАНИУМ ВО ВЕШТАЧКА ПЛУНКА*

неопходно да се познава динамиката на кинетичките процеси и да се извршуваат редовни клинички контроли на определени периоди и по специфични методи.

Графичкото претставување на развивањето потенцијал за корозија при електролиза на имплантанти од титаниум во плунката ги поддржува изнесените резултати за периодите на развивање (графикон 1). Графиконот го изразува корозивниот потенцијал по времето на физиолошката толеранција. Периодот на инкубација не е регистриран, но продолжува 4-5 часа. Процесите на растворање потоа се одвиваат многу брзо. Периодите на репасивација траат по неколку секунди - 25 сек., 18 сек., 15 сек., 10 сек. итн. и се намалуваат постепено за сметка на продолжувањето на пиковите периоди - 7 сек., 8 сек., 12 сек., 40 сек. итн.

Имплантантниот систем е во период на критично реакционо време на престој до моментот, во кој ремисиите достигнуваат до вредности на нула. Од тука натаму секоја следна репасивација почнува со вредност повисока од нула (140 mV, 145 mV). По последниот голем пик на корозивен потенцијал (1405mV-1475mV) репасивацијата доаѓа до нула, се оддолжува по времетраење и почнува непрекинато растворање.

Врз основа на компаративната анализа на отпорноста кон корозија на титаниумските имплантанти во услови на електролиза ги формулиравме следниве заклучоци:

1. Интраосеалните имплантанти под титаниум од системот СИП пројавуваат висока електрохемиска, механичка и биолошка постојаност. Тоа е како резултат на фактот дека потенцијалот на корозија за трите електролити Ео е [-65mV], а статистичката средна вредност Ер е [-300 mV]. Неопходен услов е запазувањето на сите технолошки барања при производството на имплантантите.

2. Можни се два механизма на појава на корозија кај имплантантните системи од титаниум.
   a) Механизам на пумпање со вода, создаден од агресивното дејство на хлорните анјони [Cl^-], кој го утврдивме по израмнувањето на резултатите од трите електролити.
   a) Механизам на појава на галвански вериги и разјадување (fretting) меѓу имплантантите и супраструктурите.
3. Во денталната практика значајно е познавањето на промените во имплантантните системи низ одделни периоди на деградација - период на пасивирање, граница на физиолошка толеранција, критично реакционо време на престој, пик на потенцијал на корозија, репасивација и непрекинато растворање.

COMPARATIVE ANALYSIS OF CORROSION RESISANCE IN TITANIUM IMPLANTS DURING ELCTROLYSIS

Kamenova J., Jordanov B., Kovačevska G.

Summary

Metal implant systems come in close and constant interaction with saliva and a number of other liquid substances in te oral cavity. The electrolytic balance and homeostasis of human organism ara factors of great significance for the functional suitability of endosseous implants and prosthetic restorations. Any disturbance of the equilibrium may bring about an implant failure.

The purpose of this study was to examine the corrosion resistance of endosseous metal implants.

The object of the investigation were endosseous titanium screw dental implants of SIP system.

The results of one original and two standard solution tests with specific electrolytes are presented in this study. The specimens were immersed in the solutions for a certain period of time (5 – 7 days) and the ability of the implants to passivate was confirmed, as well as their solubility in aggressive environment and the dynamics of pH of electrolytes. The corrosion potental values were registered by an electronic milivoltmeter with internal resistance greater than 10 Ω.

According to our findings after the implementation of the solution tests, several typical periods of development of implant degradation could be identified – initial period, borderline moment of tolerance, critical reaction length of stay, breakdown, repassivation after breakdown and unremitting dissolvatation.

Key words: endosseous implant; metal implant systems; corrosion; corrosion resistance; corrosion potential; solution tests

Литература

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986; 1:11-25.
2. Kamenova, Y., B. Yordanov, L. Raitchev. Corrosion resistance of metal implant systems - laboratory investigation. III Congress of the Balkan Stomatological Society, Sofia, 1998. Abstracts: ? 181, p. 92.
3. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis, Mosby, 1996, 31-41.
4. Ten Bruggenkate C, Van der Kwast WAM, Oosterbeek HS. Success criteria in oral implantology – a review of the literature. Int J Oral Implant, 1990; 7: 45-53.