

УДК 620.193:(546.821+546.185)

Лось В.В.

Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця
каф. ортопедичної стоматології (зав. – проф. В.П. Неспрядько)
V.V. Los'

Корозійна стійкість титанових імплантатів у порожнині рота та їх взаємодія зі сполучною кістковою тканиною

Corrosion Resistance of Titanium Implants in Mouth Cavity and their Interaction with Connective Tissue

Резюме Досліджені проблеми динаміки корозійної стійкості титанових імплантатів і протезів у порожнині рота та тканинах щелеп й описано напрямки пошуку шляхів усунення чи обмеження можливого шкідливого впливу матеріалів імплантатів та протезів на організм людини. Встановлено, що за можливої у реальних умовах поляризації титанового імплантату в ротовій рідині концентрація іонів титану є надзвичайно малою і безпечною, проте термін функціонування титанових імплантатів у живому організмі не повинен, з огляду на стан навколишньої кісткової тканини та можливого гальванізму, бути більшим за 5-7 років.

Summary The problem of dynamics of corrosion resistance of titanium implants and dental prostheses in the mouth cavity and jaw tissue have been investigated, the directions of ways to eliminate or restrict a possible damaging influence of implant and prosthesis materials on the human organism have been pointed. It has been established that concentration of titanium ions in the solution of mouth cavity, possible in the real conditions of titanium implant polarization, proved to be exceptionally small and safe. However, the service term of titanium implants in a human organism must not be more than 5-7 years, taking into account the state of surrounding jaw tissues and possible galvanism.

Ключові слова титанові імплантати, порожнина рота, термін функціонування, оксидні шари
Key words titanium implant, mouth cavity, service term, oxide layers

У світовій практиці одним з найпоширеніших матеріалів, що застосовується для виготовлення стоматологічних імплантатів, є титан [1]. З довідкової літератури [2] відомо, що чистий титан при процесі окиснення утворює чотири основних типи оксидів. Біосумісність титанових стоматологічних імплантатів пояснюється здатністю цього металу досить швидко утворювати на своїй поверхні плівку стійкого вищого оксиду TiO_2 , що дозволяє уникнути прямого контакту прилеглих тканин з металевою основою. Очевидно, утворений шар оксиду TiO_2 виступає як один із компонентів можливих хімічних реакцій між кісткою та імплантатом, які, безперечно, впливають на процеси остеоінтеграції і, ймовірно, на перебудову та зміни у сполучній тканині альвеолярного відростка. Втрата певного об'єму тканин навколо імплантату і досі викликає ряд питань.

Вважається [3, 4] та підтверджено електронно-мікроскопічними дослі-

дженнями [5], що в місці контакту титанового імплантату з навколишньою кісткою відбувається формування елементів сполучної тканини із елементів крові. На цьому проміжному шарі можна спостерігати утворення щільного контакту між матрицею, утвореною зростаючими остеобластами та поверхнею оксиду. При цьому між волокнами колагену та титаном знаходяться комплекси глікозамінгліканів, що сприяють мінералізації і сполученню кістки з поверхневим шаром оксиду титану; сформовані елементи сполучної тканини утворюють, на думку багатьох авторів, щільний контакт між дозрілими остеобластами і імплантатом, що виникає внаслідок якості пасивної оксидної плівки.

Водночас під дією електролітного середовища порожнини рота на поверхні титану відбуваються процеси розчинення, оскільки наявність титану встановлювалась у тканинах навколо імплантату. Відомо [4, 5], що при розміщенні імплантату у кістковій

тканині зовнішній шар на його поверхні з часом дещо збільшується і у ньому підтверджено наявність кальцію та фосфору. Таким чином поверхня титану взаємодіє не лише з кров'ю та електролітом порожнини рота, але й з елементами кістки, що контактують з нею. У зв'язку з цим у стоматології було введено термін «прогресуюча остеоінтеграція». Велике значення для загального стану організму та подальшого функціонування зубних протезів має старіння титанових імплантатів, особливо у випадку виготовлення протезів, фіксованих на цих імплантатах. Останні при внутрішньокістковому розміщенні порушують процеси місцевого та загального імунітету, що часто впливає на адаптаційні та функціональні можливості тканин, клітин і на організм в цілому. Часто увагу дослідників зміщено на гальванізм та гальваноз, пов'язані з процесами, що відбуваються у протезах, поміж протезів та за рахунок дефектів металів [6]; процеси ліквідації

металів також не досліджуються. Слід зазначити, що у порожнині рота при контакті металевих імплантатів з навколишніми тканинами завжди виникають гальванічні струми, які, в цілому, негативно впливають на стан пацієнта [6]. Проте, оскільки подібні імплантати продовжують широко застосовуватись у сучасній практиці, виникають питання корозійної стійкості протягом тривалого часу застосування титанових імплантатів у середовищі порожнини рота (фізіологічному розчині 3 % хлориду натрію) та стану кісткової тканини навколо імплантату, що з'являється під час його функціонування.

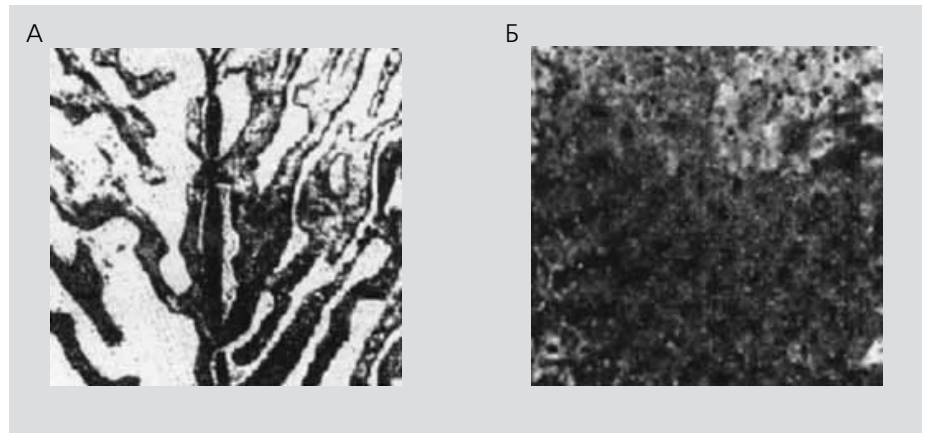
Отже, виникають проблеми динаміки корозійної стійкості імплантатів і протезів у порожнині рота та тканинах щелеп і пошуку шляхів усунення чи обмеження можливого шкідливого впливу матеріалів імплантатів та протезів на організм людини. Ці питання були предметом досліджень, проведених протягом останніх років [7-9], основні результати яких описано.

Матеріал та методи дослідження

Процес старіння металевих імплантатів у фізіологічному розчині можливо змодельовувати, застосовуючи метод потенціодинамічних поляризаційних кривих [10], що дозволяє досягти такого стану поверхні імплантату, який виникає після кількох років його функціонування.

Дослідження механізму процесу старіння та природи утвореної поверхневої оксидної плівки на титані [7] підтвердили, що у розчині NaCl з pH 7,5, який відповідає неорганічному складу слини та у розчині HCl з pH 2,0, що стає можливим за викиду вмісту шлунка та стравоходу у порожнину рота, швидкість корозії Ti-імплантату, яка є надзвичайно низькою у нейтральному та слабколужному (розчин NaCl з pH 7,5) середовищі, у кислому середовищі (розчин HCl з pH 2,0) зменшується ще на порядок, тоді як у тому ж кислому середовищі корозія стоматологічної сталі 1X18H9T суттєво зростає насамперед внаслідок електрохімічного розчинення найбільш активних компонентів нержавіючої сталі — заліза й нікелю.

За можливої у реальних умовах поляризації титанового імплантату в обох розчинах, типових для порожнини рота, концентрація іонів титану була надзвичайно малою. Утворена мізерна кількість малотоксичного титану є абсолютно безпечною: зазначимо, що в нормі добове потраплян-



Мал. 1. Структура утвореної на титановому імплантаті оксидної плівки: а — сітка зародків фази ω -Ti₂O₃, утвореної на межі зерен титану за слабкої поляризації $\times 3000$; б — структура захисної плівки, що формується за тривалого функціонування $\times 2500$

ня титану з продуктами харчування і водою становить 0,85 мг; виводиться із сечею та калом 0,33 і 0,52 мг, відповідно [11].

Дослідження структури Ti₂O-оксидної плівки, утвореної за анодного окиснення титану у розчині HCl з pH 2,0 (вміст шлунку та стравоходу) за максимально можливих у порожнині рота гальванічних потенціалів і встановленої методами растрової електронної мікроскопії та рентгенофазового аналізу показали (мал. 1), що за відносно слабкої поляризації імплантату на поверхні з'являються зародки оксиду ω -Ti₂O₃, які потім ростуть вздовж поверхні імплантату до їхнього зімкнення, формуючи сітку навколо острівців матричної плівки. При тривалішому функціонуванні така структура поступово перетворюється в однорідний шар на основі вищого оксиду TiO₂.

За відсутності ефекту відновлення кісткової тканини та її втрати з появою рухомості внутрішньокісткових листоподібних металевих імплантатів, зокрема титанових, виникають питання: чому біологічна індиферентність зберігає свою стабільність; як довго такі імплантати зберігають функціональність та що є первинним у процесі деструкції кісткової тканини навколо імплантату.

Для відповіді на поставлені питання за допомогою методів рентгенофазового аналізу, кількісної Оже-електронної спектроскопії та скануючої електронної мікроскопії були досліджені титанові імплантати листоподібної форми, що знаходились у кістковій тканині пацієнтів 7 та 11 років. Також було проведено моделювання хімічної взаємодії з електролітом порожнини рота матеріалу кістки (гідроксиапатиту) складу $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$, який у

місцях безпосереднього заглиблення Ti-імплантату знаходився у напруженому стані і тому мав підвищену активність.

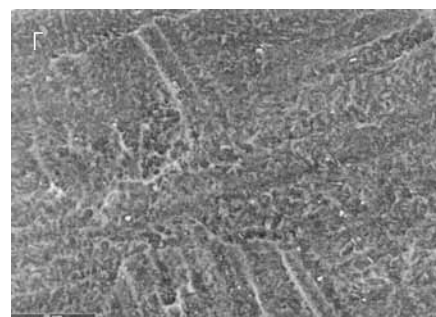
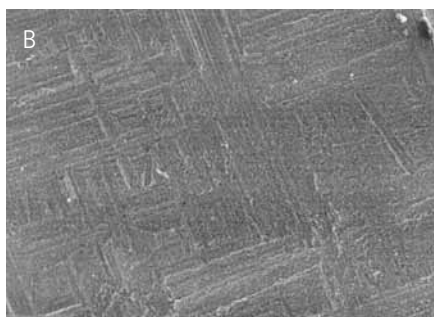
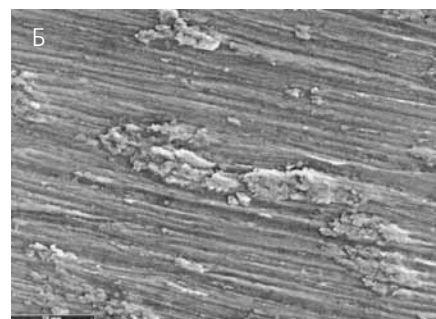
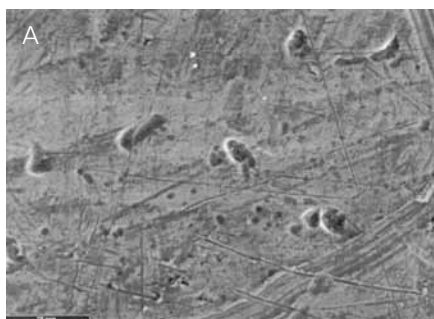
Результати дослідження та їх обговорення

Отримані результати свідчать про значне проникнення кисню вглиб імплантатів під час експлуатації. Верхні приповерхневі шари імплантатів, що тривалий час знаходились у порожнині рота, виявились особливо збагаченими киснем. Причиною окиснення, особливо приповерхневих шарів Ti-імплантатів, був їхній прямий контакт зі сталеву коронкою та, як наслідок, утворення гальванічних мікрострумів у парі титановий імплантат—сталева коронка.

Іншим важливим результатом досліджень стало встановлення знаходження значних кількостей кальцію у приповерхневих шарах досліджених імплантатів (особливо для 7-річного імплантату), що пояснюється значно більшою величиною коефіцієнту дифузії кальцію (основи наколишньої кісткової тканини) порівняно з величиною коефіцієнту самодифузії титану. Фосфор та сірка, що потрапляють на імплантат з їжею з навколишнього середовища, у системі імплантат—коронка також дифундують у глибину з суттєво більшою за титан швидкістю. Оскільки коефіцієнти дифузії інших домішкових елементів незначні, у верхніх шарах всіх досліджених зразків інші метали не спостерігали.

Було встановлено, що найважливішою причиною тривалого стабільного функціонування Ti-імплантатів стала наявність домішкового кальцію, який потрапляє у приповерхневі шари імплантату з навколишньої кістко-

Мал. 2. Мікроструктура поверхонь Тi-імплантів: а – виділення заліза на кальції, що знаходився у поверхневому шарі 11-річного імплантату; б – морфологія кристалітів осаду заліза для того ж імплантату при глибині протравлення 20 нм; в – поверхня вихідного імплантату при глибині протравлення 400 нм; г – поверхневий шар субоксиду ω -Ti₂O₃, утвореного хемосорбованим киснем, на новому імплантаті (глибина протравлення – 20 нм)



вої тканини і має надзвичайно високу спорідненість з киснем. Саме розчинення у ґратці кальцію, який продифундував вглиб імплантату, хемосорбованого кисню суттєво підвищує електродний потенціал, тобто підвищує корозійну стійкість титанового імплантату.

У верхніх шарах утвореної оксидної плівки, окрім фази кальцію, встановлена наявність вищого оксиду титану TiO₂ (рутилу), а у глибших приповерхневих шарах – послідовно – оксиду трьохвалентного титану Ti₂O₃, оксиду двохвалентного титану TiO та невеликі кількості фази термодинамічно менш стійкого субоксиду ω -Ti₂O. Електронно-мікроскопічне дослідження вигляду вихідного, неексплуатованого, імплантату та імплантату після 11-річного терміну використання представлено на мал. 2. Зазначимо, що залізо, яке дифундує зі сталеві коронки, в імплантаті після 11-річного функціонування знаходиться на однаковій глибині з кальцієм – лише до 250 нм.

У стоматологічній практиці небажаному процесу острівкового осадження заліза на Ti-імплантатах під час їхнього функціонування при контакті титану зі сталлю запобігають, наносючи покриття з гідроксиапатиту [12, 13].

Застосування методу поляризаційних кривих підтвердило, що корозійна стійкість у фізіологічному розчині 3 % NaCl як нового титанового, так і імплантатів, що функціонували у порожнині рота протягом 7 та 11 років, є виключно високою. 7- та 11-річні імплантати починають дуже слабо кородувати (розчинятися) значно пізніше за новий титановий імплантат.

При відсутності можливої контактної (зі сталлю) поляризації найстійкішим виявився імплантат, термін функціонування якого становив 7 років, що пояснюється захисним та ще не критичним механічним впливом значного шару домішкового кальцію, який потрапив у приповерхневі шари імплантату з навколишньої кісткової тканини.

11-річний імплантат, на відміну від 7-річного, характеризувався розпушенням та навіть частковим відшаруванням утвореного за час функціонування гідроксиапатиту з поверхні у межах контакту заглиблений імплантат-кістка. Змодельовані протягом 100 год. процеси хімічної взаємодії порошоків гідроксиапатиту $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \times \text{Ca}(\text{OH})_2$ різного розміру частинок з фізіологічним розчином (3 % NaCl) підтвердили, що більша дисперсність гідроксиапатиту, а відповідно, і дефектність його частинок, які в реальних умовах спостерігаються у місцях механічного напруження за контакту імплантату і кісткової тканини, призводить до значного (у 2, а іноді й більше разів) збільшення швидкості руйнування (розчинення) контактуючих поверхонь при функціонуванні імплантату. В процесі взаємодії гідроксиапатиту кістки навколо титанового імплантату з розчином порожнини рота утворюються дигідрофосфати кальцію і натрію $\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$, NaH_2PO_4 та хлорид кальцію CaCl_2 , що переходять у розчин, а на кристалітах гідроксиапатиту навколишньої кісткової тканини осаджується твердий шар гідроксиду кальцію $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Тривале функціонування титанових імплантатів у порожнині рота не лише

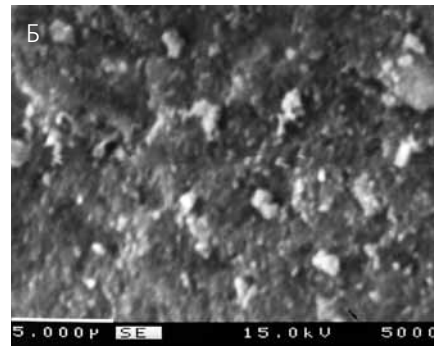
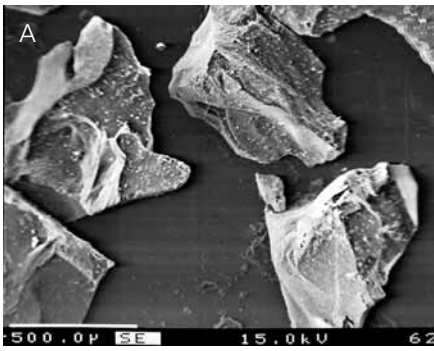
погіршує стан контактуючих поверхонь імплантату і коронки та імплантату з кістковим гідроксиапатитом, викликаючи зміни складу і структури відповідних поверхневих шарів, що негативно впливає на організм [6, 14], але й в процесі функціонування впливає на подальшу корозійну поведінку імплантатів в електроліті порожнини рота.

Очевидно, що «стабільний» час функціонування титанового імплантату без ускладнень може становити ~ 5 років і слід припустити, що іншою важливою частиною взаємодії системи титановий імплантат-сталева коронка-кісткова тканина є саме кісткова тканина альвеолярних кісток, яка сприймає не лише механічну, але й електрохімічну складові свого руйнування.

Розглянемо докладніше взаємодію гідроксиапатиту кістки за контакту з титановим імплантатом при старінні протеза в електролітному середовищі порожнини рота.

Процес встановлення імплантатів, як і препарування зубів, є досить травматичним, після чого матеріали імплантату і зубного кореня у активному середовищі порожнини рота вступають у нові «електрохімічні взаємовідносини», внаслідок чого відбуваються незворотні зміни кістки, що контактує з імплантатом. За різними даними, період адаптації навколишньої тканини до тіла імплантату становить від 3 до 13 місяців.

Як відомо, значна міцність зубної емалі пояснюється тим, що гідроксиапатит $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ і карбонатапатит $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{CO}_3$ [15] присутні в ній в порівняно великодисперсному стані:



Мал. 3. Морфологія частинок синтезованого порошку гідроксиапатиту (а) та характерний мікрорельєф на поверхнях частинок гідроксиапатиту (б)

середній розмір кристалітів ~ 1 мкм, тоді як в інших кістках він становить 10-100 нм. Оскільки загвинчування титанового імплантату у кістку викликає пружні пошкодження структури гідроксиапатиту, в місці контакту виникають внутрішні механічні напруження, що за негативних умов (хімічна взаємодія з електролітом порожнини рота, дифузійні процеси на межі гідроксиапатит – титан, інші аспекти старіння протеза) можуть призвести до локального подрібнення та часткового руйнування/розчинення кристалітів гідроксиапатиту [16].

Для з'ясування механізму погіршення контакту та локального відшарування гідроксиапатиту на межі Ті-імплантат – гідроксиапатит при старінні протеза проведено моделювання фізико-хімічного процесу взаємодії з фізіологічним розчином 3 % NaCl синтезованих порошоків гідроксиапатиту (мал. 3) різної дисперсності та, відповідно, з різними питомою поверхнею, мікроструктурою і дефектністю.

За результатами рентгеноспектральної атестації синтезованих порошоків гідроксиапатиту встановлено, що у їхньому складі містились лише кальцій, фосфор та кисень.

Взаємодія визначеної кількості (0,5 г) вихідних порошоків гідроксиапатиту з фізіологічним розчином (об'ємом 50 мл) досліджувалась за температури 37 °С у термостаті Гепплера з магнітною мішалкою протягом 100 годин. Відповідно до отриманих результатів, сумарна швидкість взаємодії з 3 % розчином NaCl для порошку з питомою площею $S = 110$ м²/г виявилась приблизно на 2 порядки, а для порошку з питомою площею $S = 120$ м²/г – в 2,3 рази більшою за сумарну швидкість взаємодії порошку гідроксиапатиту з питомою площею $S = 30$ м²/г.

Як бачимо, зменшення розмірів кристалітів кісткового гідроксиапатиту, тобто збільшення їхньої питомої площі, призводить до прискорення взаємодії кісткової тканини з фізіологічним розчином.

У реальних кристалах гідроксиапатиту в місцях вживлення титанового імплантату певні атомні площини обриваються і утворюють значну кількість активних дислокаційних центрів. Як правило, саме накопичення дислокацій, що спричиняють внутрішні напруження, призводить до зменшення міцності кісткової тканини у місці контакту гідроксиапатиту з титаном та її локальне руйнування.

У реальних умовах порожнини рота основною особливістю цього процесу руйнування є те, що він починається не на всій поверхні контакту гідроксиапатит – імплантат, а в окремих найбільш схильних до таких реакцій місцях (локалізація процесу). Друга його особливість полягає в тому, що виникнувши в активному дислокаційному центрі і пройшовши індукційний період, реакція продовжується в суміжних ділянках кристалу (автолокалізація процесу).

Як відомо з основ фізичної хімії, протіканню зворотніх реакцій в сторону продуктів взаємодії сприяє утворення твердого осаду або слабкодисоціюючих сполук. Як ми вже встановили, на кристалітах гідроксиапатиту навколишньої кісткової тканини осаджується твердий гідроксид кальцію $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Очевидно, що після досягнення рівноваги і формування твердого осаду гідроксиду кальцію, цей осад починає частково розчинятися і рівновага реакції взаємодії гідроксиапатит – розчин зміщується до вихідних сполук, тобто за 90 год. активної взаємодії порошоків гідроксиапатиту з 3 % розчином NaCl швидкість руйнування гідроксиапатиту зменшується. Після досягнення термодинамічної рівноваги системи гідроксиапатит – електроліт порожнини рота, що відповідає реальному періоду функціонування протеза ~ 10 -15 років, локальне розчинення гідроксиапатиту в електроліті порожнини рота суттєво уповільнюється внаслідок величезної різниці величин добутку розчинності двох твердих фаз цієї системи – гідроксиапатиту і гідроксиду кальцію.

Як підтвердили клінічні спостереження пацієнтів, у яких титанові імплантати експлуатувались 11 років (~ 96000 год. після вживлення, змодельована нами швидкість взаємодії гідроксиапатиту з фізіологічним розчином (тривалість досліду – 100 год.) майже в 1000 разів більше за можливу у реальних умовах в місці контакту гідроксиапатит – Ті-імплантат – середовище порожнини рота.

Однак саме таке експериментальне моделювання дозволило значною мірою розкрити механізм відшарування Ті-імплантату від кісткового гідроксиапатиту при тривалому функціонуванні протеза. Реакція гідроксиапатиту з електролітом порожнини рота в місці контакту з Ті-імплантатом стає можливою лише через локальне подрібнення гідроксиапатиту внаслідок загвинчування протеза і, відповідно, подрібнення його кристалітів з вихідним середнім розміром частинок ~ 1 мкм – до 10-100 нм. Реакція взаємодії є виключно повільною: вона відбувається лише на активних центрах поверхні (місцях з підвищеною реакційною здатністю). Окрім того, початку процесу зазвичай передують досить тривалий індукційний період, очевидно, внаслідок первинного утворення в межах контакту з протезом (в місцях збільшених механічних напружень) пухких агрегатів часток гідроксиапатиту, діапазон розмірів яких може становити від 500 нм до 2 мкм. Отже, процес функціонування титанових імплантатів у порожнині рота завжди відбувається при змиканні зубних рядів і відповідному навантаженні на ці імплантати. Достеменно відомо, що корозійні процеси в порожнині рота характеризуються тим, що за наявності навантаження та деформації вплив внутрішньоротової рідини на імплантати є найбільш агресивним, а присутність металевих елементів у слині може спричинити множинні впливи як на слизову оболонку, так і на кістку. Також потрібно враховувати, що електрохімічні реакції відбуваються одночасно на тлі

впливу на них мікрофлори порожнини рота, температури, нестабільності рН і, особливо, при підвищених навантаженнях на імплантат та зуби при змиканні. При цьому зуби, зубні протези та імплантати можуть періодично піддаватися надзвичайно високим навантаженням [3]. За даними різних авторів, такі навантаження можуть відповідати тиску до 240 – 380 атм (24 – 38 МПа). Особливе значення ці навантаження, ймовірно, мають для внутрішньокісткових імплантатів, що імітують природні зуби. Відомо, що рН порожнини рота при цьому коливається від 4 до 8 протягом 2-3 годин. У [9] були досліджені особливості корозії матеріалу титанового імплантату за нормальної температури та гідростатичного тиску 60 МПа, що приблизно у 2 рази перевищує максимально можливе навантаження на імплантат, при рН 3 в 0,05 М розчині щавлевої кислоти (COOH)₂, що теж, як і HCl, імітує хімічний склад можливого викиду у порожнину рота кислото вмісту стравоходу та шлунку. Встановлено, що за тиску 60 МПа за перші 15 хв поляризації титанового зразка в його поверхневому шарі утворюється твердий розчин кисню у титані (до 3-4 молярних % O₂). Товщина цього шару (безпосередньо на ще неокисненій частині зразка) становить ~ 200 нм. У результаті дифузії кисню та подальшого окиснення зразка (наприкінці дослідження) шар твердого розчину на імплантаті було виявлено на глибині 400-600 нм від поверхні. При наступному (після 15 хв і до 120 хв. проведення дослідження) анодному окисненні швидкість корозійного процесу істотно зменшується внаслідок формування на поверхні твердого розчину плівки субоксиду титану ω-Ti₂O, цей субоксид було ідентифіковано методом Оже-спектроскопії; при цьому товщина шару ω-Ti₂O (сірого кольору) становила 100-150 нм. Час від 120 хв до 280 хв окиснення при навантаженні на імплантат у 60 МПа відповідав утворенню на поверх-

ні імплантату основного продукту взаємодії – оксидної фази трьохвалентного титану Ti₄O₇, яскраво-синього кольору. За 280 хв процесу цей оксидний шар на імплантаті товщиною ~ 190 нм був вже остаточно сформований – при цьому досягався граничний струм. Корозійна плівка, що утворилася на максимально навантаженому титановому імплантаті при взаємодії з фізіологічним розчином, складалась з трьох майже однакових за товщиною шарів (твердий розчин кисню в титані, оксиди ω-Ti₂O та Ti₄O₇). Порівняно з корозією у кислому середовищі при тиску 0,1 МПа [7, 8] ця плівка значно товстіша (~ 600 нм), разом з тим її склад зовсім інший – фаза Ti₄O₇ при атмосферному тиску не утворюється. Як засвідчили проведені дослідження, зерна оксиду Ti₄O₇, що формувались у зовнішньому шарі окислення, були набагато більшими за зерна субоксиду ω-Ti₂O і були рівномірніше розподілені на окисненій поверхні. Корозійна поведінка титанового імплантату в 0,05 М розчині щавлевої кислоти за нормального тиску 0,1 МПа істотно відрізняється від такої при 60 МПа. Так, протягом перших 25 хв дослідження відбувається виділення кисню на зразку, причому в міру насичення поверхні киснем швидкість процесу сповільнюється. Далі, при поляризації в інтервалі часу від 30 хв до 190 хв швидкість корозії поступово зростає; при цьому титан реагує з розчином, утворюючи іони чотирьохвалентного титану. Після витримки зразка від 190 хв до 270 хв досягається величина граничного струму – титан розчиняється в електроліті з постійною швидкістю. Наступний етап корозійного процесу (τ = 280-380 хв) за нормального тиску 0,1 МПа пов'язаний з істотним уповільненням швидкості взаємодії внаслідок утворення на імплантаті захисної плівки ω-Ti₂O. Кінцевий етап окиснення (до 440 хв) пов'язаний з хемосорбцією розчиненого в електроліті кисню на вже окисненій по-

верхній зразка, у даному випадку на субоксиді ω-Ti₂O.

При гідростатичному тиску 60 МПа розчин щавлевої кислоти у катодному об'ємі значною мірою насичується воднем. Оксидні фази ω-Ti₂O та Ti₄O₇, що утворюються за високого тиску (60 МПа), особливо їхні верхні шари, мають деформовані кристалічні решітки – вони містять надлишковий кисень, очевидно, за рахунок проникнення атомів кисню у міжвузли їхніх решіток.

При всіх розбіжностях механізмів корозії титанового імплантату при надзвичайно високому (більшому, ніж у 2 рази за можливий) навантаженні і за його відсутності швидкості корозії імплантату у кислому середовищі порожнини рота в обох випадках виявилася практично однаковою і дуже малою, що дозволяє вважати Ti-імплантат винятково корозійностійким матеріалом при навантаженні.

Однакова швидкість корозії титану при відмінних гідростатичних тисках електроліту може пояснюватися незначним впливом тиску та навантаження на швидкість електрохімічної корозії імплантату.

Висновки

Електрохімічна поведінка титану, зокрема, мінімальні значення величин його розчинності та утворення на межі з електролітом порожнини рота інертних проміжних оксидних фаз змінного складу може свідчити про біологічну сумісність цього матеріалу із середовищами живого організму [17-19]; проте термін функціонування титанових імплантатів у живому організмі, незважаючи навіть на їхню виняткову корозійну стійкість у даному середовищі, не повинен, з огляду на стан навколишньої кісткової тканини та можливого гальванізму, бути більшим за 5-7 років, що потребує подальшого пошуку та електрохімічних досліджень нових стоматологічних матеріалів для імплантатів, зокрема керамічних.

Література

1. Савич В.В. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов / В.В. Савич, М.Г. Киселев, А.И. Воронович. — Минск: Технопринт, 2003. — 119 с.
2. Кеше Г. Коррозия металлов: Пер. с нем. / Г. Кеше — М.: Металлургия, 1984. — 399 с.
3. Трезубов В.Н. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение. / В.Н. Трезубов, М.З. Штейнгарт, Л.М. Мишнев. — Санкт-Петербург: Специальная литература, 1999. — 324 с.
4. Mirgazov M.Z., Gunter et al. Super-elastic implants and constructions with shape memory in stomatology. — Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1993. — 231 p.
5. Kramer K.-H. Implants for surgery – a survey on metallic materials // Materials for Medical Engineering. — 1999. — 2. — P. 10-29.
6. Тимофеев А.А. Гальванизм – это патологическое состояние или болезнь? / А.А. Тимофеев // Современная стоматология. — № 3. 2010. — С. 108-110.
7. Лось В.В. Коррозионная стойкость титановых имплантатов в средах полости рта / В.В. Лось, В.А. Лавренко, В.Н. Талаш, В.А. Швець // Доповіді НАН України. — № 1. — 2005. — С. 94-99.
8. Лось В.В. Механизмы старения титанового имплантата в среде полости рта / В.В. Лось, В.А. Лавренко, Г.М. Григоренко, В.Н. Талаш, И.В. Мильман, Н.В. Бошицкая // Доповіді НАН України.

- № 6. — 2005. — С. 179-186.
9. Лось В.В. Механізм корозії титанових імплантатів у порожнині рота при навантаженні / В.В. Лось, В.М. Талаш // Імплантологія Пародонтологія Остеологія. — 2006. — №1(3). — С. 75-79.
10. Фрейман Л.И., Макаров В.А., Брыскін И.Е. Потенциостатические методы в исследовании коррозии и электрической защите. — Ленинград. — 1972. — 258 с.
11. Bowen H.I. Trace elements in biochemistry. — London — New York, 1966. — P. 232.
12. Takashima H., Tae-Young K., Miyazaki T. Hydroxyapatite coating on titanium metal substrate by discharging method in modified artificial body fluid // Intern. J. Oral Maxillofacial Implants. 2004. — 19, №1. - P. 66-71.
13. Hanawa T., Ota M. Calcium phosphate naturally formed on titanium in electrolyte solution // Biomaterials. — 1991. — 12 — P. 767-774.
14. Тимофеев А.А. Временный иммунодефицит как клинический симптом гальваноза / А.А. Тимофеев, А.В. Павленко // Современная стоматология. — 2005. — №3. — С. 129-132.
15. Каназава Т. Неорганические фосфатные материалы. / Т. Каназава. — К.: Наукова думка, 1998. — 298 с.
16. Перова М.Д. Осложнения дентальной имплантации, их лечение и профилактика. / М.Д. Перова // Новое в стоматологии. — 2002. — № 5. — С. 75-83.
17. Scharnweber D., Beutner R., Rosler S., Worch H. // Electrochemical behavior of titanium-based materials — are there relations to biocompatibility? — 2002. — 13. — P. 1215-1220.
18. Тимофеев А.А. Показатели потенциометрии и неспецифической резистентности организма у пациентов с металлическими включениями в полости рта, фиксированными на дентальных имплантатах / А.А. Тимофеев // Современная стоматология. — 2005. — № 4. — С. 133-138.
19. Куцевляк В.И. Особенности электрохимического взаимодействия материалов имплантата и протеза. / В.И. Куцевляк, С.Л. Старикова, В.В. Стариков. // Современная стоматология. — 2005. — № 4. — С. 130-132.



ПЕРЕДПЛАТНИЙ ІНДЕКС 74346

Оформити передплату на журнал «НОВИНИ СТОМАТОЛОГІЇ» ви можете у будь-якому відділенні зв'язку України, а також у передплатних агентствах

Меркурій	м. Дніпропетровськ	(056) 744-16-61, 744-72-87, 778-52-85	KSS	м. Кривий Ріг	(054) 40-07-59, (067) 487-41-61
Фактор-Преса	м. Львів	(032) 241-83-91, 241-83-92	KSS	м. Луганськ	(0642) 71-07-02
Фактор-преса	м. Харків	(057) 717-71-99	KSS	м. Луцьк	(0332) 28-52-67 (067) 691-64-23
Ідея	м. Донецьк	(062) 381-09-32, 304-20-22	KSS	м. Миколаїв	(0512) 58-00-99, 46-42-58
ПП Парашак	м. Дрогобич	(0342) 41-54-74	KSS	м. Одеса	(048) 777-03-55, (067) 242-68-25
ПП Філіпова	м. Івано-Франківськ	(0342) 50-13-20	KSS	м. Полтава	(0532) 50-93-10, 50-65-15
ПП Потьомкіна	м. Хмельницький	(0382) 78-33-78	KSS	м. Рівне	(0362) 43-20-12, 60-81-63
САММІТ	м. Київ	(044) 521-40-50, 521-23-74	KSS	м. Севастополь	(0692) 54-90-64
САММІТ-Львів	м. Львів	(032) 245-22-04, 298-04-80	KSS	м. Сімферополь	(0652) 70-99-09, 62-07-56
САММІТ-Крим	м. Сімферополь	(0652) 51-56-55, 51-63-56	KSS	м. Суми	(0542) 61-95-50
САММІТ-Крим	м. Ялта	(0654) 32-41-35	KSS	м. Тернопіль	(0352) 23-51-51, 43-04-27
САММІТ-Харків	м. Харків	(057) 714-22-60, 714-22-61	KSS	м. Херсон	(0552) 26-63-59
САММІТ	м. Кременчук	(0536) 79-13-28	KSS	м. Черкаси	(0472) 56-97-69
САММІТ	м. Полтава	(0532) 63-68-40	KSS	м. Чернігів	(0462) 60-45-13
САММІТ	м. Дніпропетровськ	(056) 370-44-23, 370-45-12	KSS	м. Чернівці	(0372) 58-40-57, 90-40-40
KSS	м. Вінниця	(0432) 69-79-77	KSS	м. Ялта	(067) 506-27-73
KSS	м. Запоріжжя	(061) 220-96-00, 213-49-50	НоруХау	м. Миколаїв	(0512) 47-35-03, 47-20-03, 47-25-47
KSS	м. Кам'янець-Подільський	(03849) 2-43-93			
KSS	м. Київ	(044) 585-80-80	Західний кур'єр	м. Львів	(032) 221-21-01
KSS	м. Кіровоград	(0522) 27-02-92	Прес максимум	м. Львів	(032) 297-15-15, 297-02-18
KSS	м. Львів	(032) 241-91-65, 241-91-66	Циндра	м. Львів	(032) 297-15-15