

Вступ

Імпланти широко використовуються в стоматологічній практиці. Процес, що призводить до задовільної остеоінтеграції імплантату з прилеглими тканинами, є комплексним. Вказаний процес починається з ініціації коагуляційного каскаду, агрегації тромбоцитів та утворення згустку крові навколо імплантату, що призводять до виникнення матриксу або тимчасової фібринової мережі навколо імплантату. Така тимчасова мережа виконує дві важливі функції: вона забезпечує початкову стабільність імплантату, а також, поступове виділення тромбоцитарних факторів росту та клітинних маркерів. Серед інших процесів, клітинні маркери, з цією метою стимулюють міграцію клітин до області рани, їх адгезію, диференціювання і проліферацію та виділення позаклітинного матриксу з його наступною мінералізацією, яка закінчується утворенням характерного кісткового матриксу довкола імплантату. Поверхня імплантату має вирішальне значення для визначення його продуктивності. Багато методів використовуються або розробляються для модифікації поверхонь імплантатів. Останнім часом, популярність набрали імпланти із мокрою поверхнею, але конкретні клінічні переваги таких імплантатів досліджені не достатньо. Змочуваність поверхні біоматеріалів визначає швидкість біологічного каскаду подій в ділянці біоматеріал - кістка. Конструкція сучасних поверхонь імплантатів зосереджена в основному на конкретних мікро- та нанотопографічних характеристиках і все ще далека від передбачення супутньої поведінки макроорганізму на змочування. Зростає інтерес до розуміння механізмів змочування поверхонь імплантатів і ролі змочуваності в біологічній відповіді в ділянці імплантат-кістка або імплантат-м'які тканини. Фундаментальні знання, пов'язані з гідрофільністю поверхні або змочуваність поверхні титану та титанових сплавів, а також різні аспекти пов'язані з режимами змочування, можуть покращити наше розуміння ролі гідрофільних шорстких поверхонь імплантатів на біологічний результат.

Зосереджуючись на титанових зубних імплантатах, дане дослідження переглядає поточні знання про змочуваність поверхонь біоматеріалів, охоплюючи базові та прикладні аспекти, особливо фокусуючись на клінічних даних.

Мета

Визначити якісні та швидкісні показники остеоінтеграції, шляхом порівняння титанових зразків оброблених SLA методикою в сухому та змоченому вигляді. Вивчити роль окисненої, при взаємодії з киснем, поверхні титану на процеси біоінтеграції.

Матеріали та методи

Для експерименту використовували фрагменти дентальних імплантатів у кількості 16 штук, виготовлені з титану **Grade 4 (Ti-6Al-4V)**. Поверхня зразків представлена мікро- та нанорельєфом топографії, отриманої за рахунок піскоструминної обробки оксидом алюмінію (під час якої утворюються пори розміром 20-40 мікрон) та подальшого процесу подвійного кислотного травлення при різних температурах (який призводить до формування мікропор розмірами від 1 до 5 мікрон) на заводі виробника. Вісім зразків після обробки поверхні та перед стерилізацією висувувались, інші 8 зразків занурювались у фізіологічний розчин (0.9% NaCl) та перебували в ньому постійно.

Для експерименту були відібрані 8 статевозрілих лабораторних кролів породи Каліфорнія. В асептичних умовах кожному кролю в гомілкову кістку обох лап було імплантовано по 2 зразки імплантатів (сухий та змочений). Дослідження проводилося відповідно до необхідних нормативних актів (Гельсінською декларацією 2000р. про гуманне ставлення до тварин та «Правилами проведення робіт з використанням експериментальних тварин»). Як наркоз застосовували телазол (100 мг, розведений на 10 мл 0,9% розчину

NaCl). Також використовувалася місцева анестезія. Результати остеоінтеграції оцінювали за допомогою морфологічних досліджень. Макропрепарати досліджували після розпилювання кістки на блоки на 30-ту та 90-ту добу після імплантації, та після відповідної фіксації в 12% нейтральному формаліні з чотирьох місячною декальцинацією в 10% розчині трилону Б. Виготовлялися зрізи, які фарбувалися гематоксилином і еозином та пірофуксином за методом Ван-Гізона.

Результати скануючої електронної мікроскопії були отримані за допомогою приладу Tescan Vega 3 SB, обладнаного приставкою для EDS аналізу Oxford Instruments X-Act.

Результати

Відомо, що титан як метал, здатний окислятися як при взаємодії з киснем так і у воді. Для порівняння характеристик поверхонь досліджуваних імплантатів було проведена електронної мікроскопія зразків (рис.1,2) перед імплантацією.

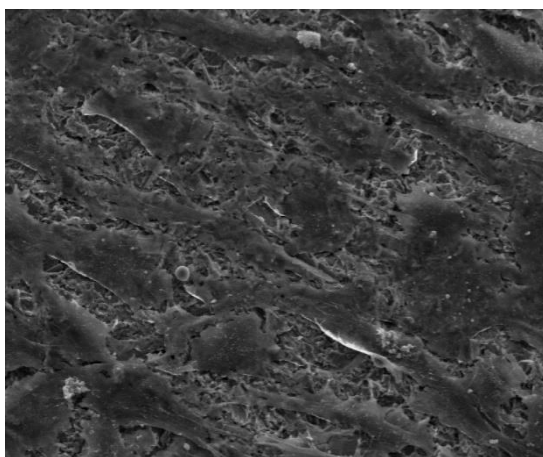


Рис.1. Ділянка поверхні титанових зразків першої клінічної групи (оброблена SLA способом, суха) перед імплантацією.

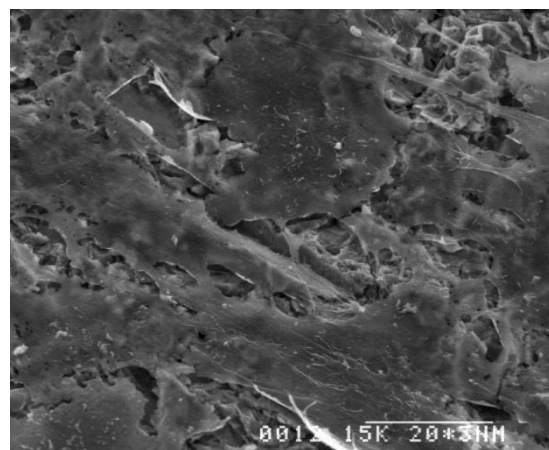


Рис. 2. Ділянка поверхні титанових зразків другої клінічної групи (оброблена SLA способом, мокра) перед імплантацією.

Мікроскопічна картина при збільшенні до 3 нм не дає чітких даних про перевагу тих чи інших зразків. Поверхня обох зразків схожа та не має характерних відмінностей.

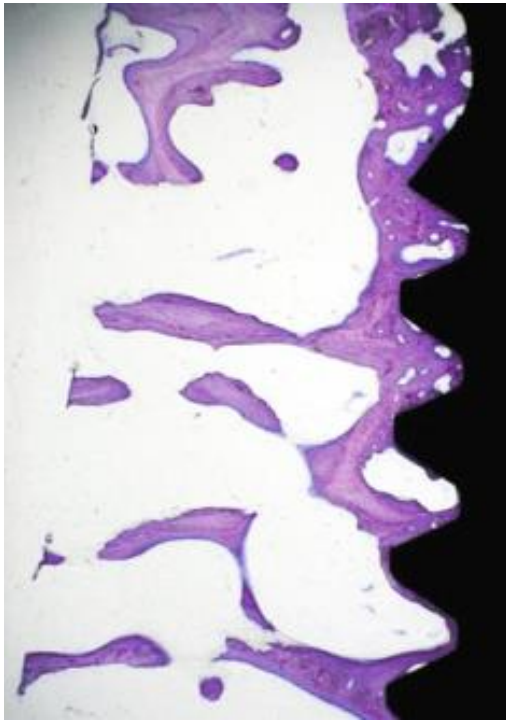


Рис. 3. Кістка гомілки експериментального кроля на 30 добу після імплантації. Імплантат з сухою поверхнею. Забарвлення гематоксиліном та еозином. 3б. × 250.

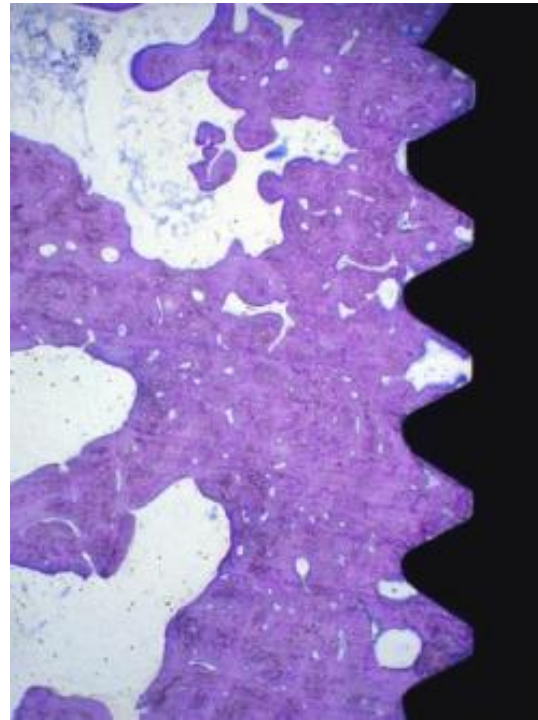


Рис. 4. Кістка гомілки експериментального кроля на 30 добу після імплантації. Імплантат зі змоченою поверхнею. Забарвлення гематоксиліном та еозином. 3б. × 250.

Гістологічні дослідження проведені через місяць після імплантації демонструють, що навколо імплантату відбувається утворення фіброзної капсули, що поєднується з утворенням нових кісткових трабекул. Щільна фіброзна капсула вистелена тонким епітеліальним пластом. Сполучнотканинний прошарок між імплантатом і кісткою середньої ширини з помірною кількістю клітинних елементів, головним чином фіброblastів з розвиненими фібрилярними структурами. На всіх зразках зі змоченою поверхнею колагенові волокна, що утворюють пучки з ділянками розволокнення мають значно більше контактних точок з поверхнею імплантата.

Тонка фіброзна капсула відокремлює імплантат від новоутвореної губчастої кістки (рис. 3,4).

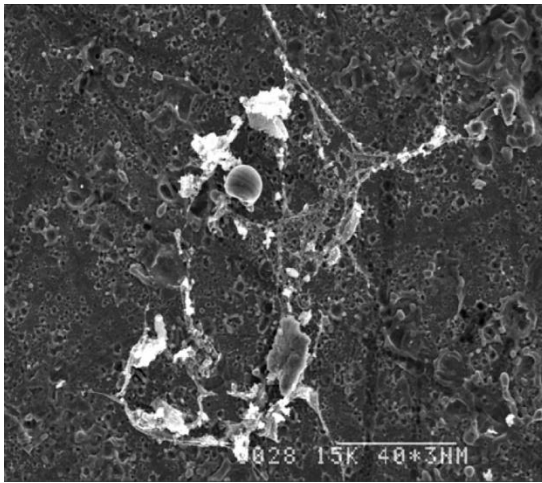


Рис. 5. Ділянка поверхні титанових зразків першої клінічної групи (оброблена SLA способом, суха) через 4 тижні після імплантації

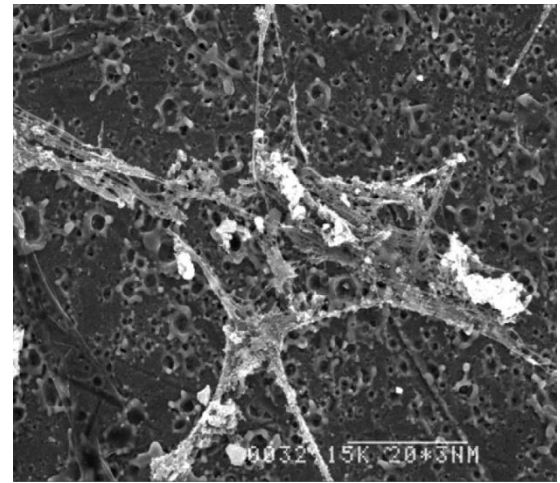


Рис. 6. Ділянка поверхні титанових зразків другої клінічної групи (оброблена SLA способом, мокра) через 4 тижні після імплантації

На зразках, які були з сухою поверхнею, при електронній мікроскопії в цей період (рис. 5), видно окремі остеогенні стромальні клітини-попередники на поверхні металу, з виростами ектоплазми. В той же час, на зразках, які були змочені, також відзначаються клітинні структури «розпластані» на поверхні металу, з виростами ектоплазми остеогенних стромальних клітин попередників кісткового мозку фіксованих за наявні нерівності, але на дещо більш зрілі (рис.6), що свідчить про коротші терміни адгезії клітин кров'яного згустка до даних зразків.

Через три місяці після встановлення імплантатів у сполучнотканинній капсулі навколо імплантату відмічається нерівна внутрішня лінія з зубцями, що відповідає гвинтоподібній нарізці імплантату. Сполучнотканинного прошарку між імплантатом і кісткою немає. Капсула щільно прилягає до зрілої компактної кісткової тканини. Виявлено чітку лінію «склеювання» на зразках зі змоченою поверхнею. Витончення капсули пов'язане з продовженням процесу

остеоінтеграції та нарощуванням кісткової маси у товщі кістки. Незрілих кісткових балок стає значно менше. Численні лінії склеювання свідчать про поступове напластування новоутвореної кісткової тканини. Кісткова тканина зріла, компактна. (рис. 7,8).

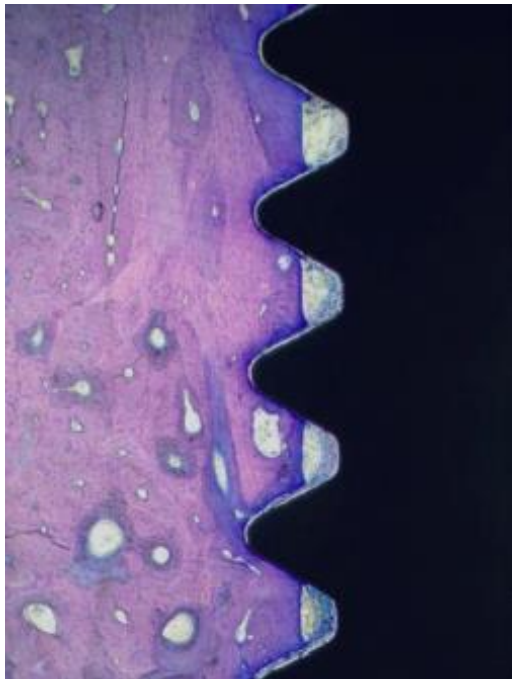


Рис. 7. Кістка гомілки експериментального кроля на 90 добу після імплантації. Імплантат зі змоченою поверхнею. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Зб. × 250.

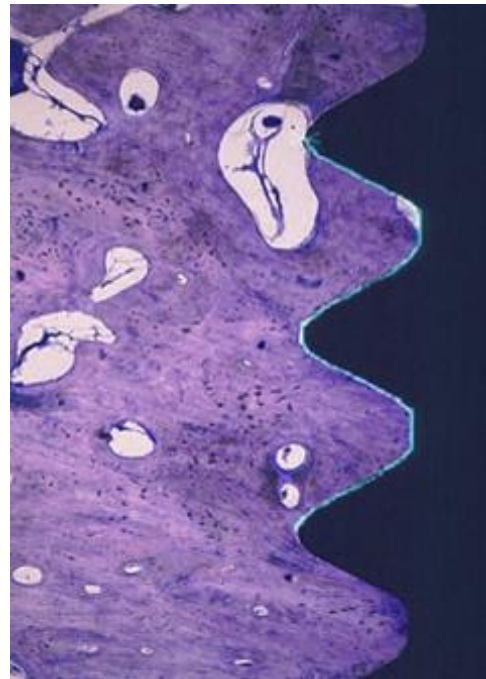


Рис. 8. Кістка гомілки експериментального кроля на 90 добу після імплантації. Імплантат зі змоченою поверхнею. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Зб. × 250.

Висновки

Конструкція сучасних поверхонь імплантатів передбачає різні варіації їх обробки, що стимулює міграцію клітин до області рани, їх адгезію, диференціювання і проліферацію. Особливої уваги заслуговує змочуваність поверхні біоматеріалів, що визначає швидкість біологічного каскаду подій в ділянці біоматеріал – кістка. **Очевидним і нами доведеним є той факт, що титан взаємодіє з киснем, а утворена нано-плівка окису титану на його**

поверхні, сповільнює процес остеоінтеграції. При порівнянні однакових зразків фрагментів імплантатів, на змоченій поверхні, в порівнянні з сухою, остеоіндукція відбувається значно жвавіше, що доведено мікроскопічно та морфологічно.