

# СТОМАТОЛОГІЯ

© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2013

П.В. Леоненко,<sup>1</sup> І.М. Закієв,<sup>2</sup> Г.А.Гогоці<sup>3</sup>

## ОЦІНКА ЯКОСТІ ПОВЕРХНІ ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ ЗА ДОПОМОГОЮ БЕЗКОНТАКТНОГО ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНОГО 3D ПРОФІЛОМЕТРУ

<sup>1</sup> Національна медична академія післядипломної освіти  
імені П.Л. Шупика, м. Київ,

<sup>2</sup> Лабораторія нанотехнологій аерокосмічного інституту Національного  
авіаційного університету, м. Київ,

<sup>3</sup> Інститут проблем міцності імені Г.С. Писаренка Національної академії наук  
України, м. Київ

Вступ. При метаболічних остеопатіях на тлі генералізованого пародонтиту кісткова тканина (КТ) зазнає структурних та біомеханічних змін на різних рівнях її організації, архітектоніка і мікроструктура модифікується та мінеральна насиченість знижується. Такі зміни в КТ призводять до зменшення площі зіткнення КТ та дентального імплантату (ДІ), відповідно пошуки варіантів збільшення цього показника за рахунок нанесення мікроструктури на поверхню імплантатів без її збільшення на макрорівні є актуальним для вирішення цієї проблеми.

Мета. Запропонувати параметри оцінки поверхні дентальних імплантатів, матеріально-технічне і програмне забезпечення, та із застосуванням нововведень оцінити поверхні ДІ доступних на ринку України, а також запропонувати варіанти покращення поверхні дентальних імплантатів для застосування пацієнтам з метаболічними остеопатіями.

Матеріали та методи. Вимірювання топографії 12 поверхонь (площа кожної 29968,7 мкм<sup>2</sup>) восьми ДІ проводилися за допомогою безконтактного інтерференційного 3D профілометра «Мікрон-альфа». Крім цього, з метою вивчення ролі кожного з технологічних етапів створення мікротекстурованої поверхні ДІ з використанням бластингу корунду та кислотного травлення, було досліджено 40 поверхонь ДІ (площа кожної 29968,7 мкм<sup>2</sup>) на різних етапах виробничого процесу.

Результати. За результатами наших досліджень кращими варіантами для застосування в III та IV типах КТ за Мішем з циліндричних ДІ є Endopore, а з гвинтових - SPI і DFI, оскільки коефіцієнти збільшення площі їх поверхонь були максимальним серед досліджених ДІ та коливались в межах  $1,94 \pm 0,04$  -  $2,91 \pm 0,13$ .

Висновок. Введення додаткових етапів кислотного травлення та УЗ очистки поверхні ДІ після повного циклу створення мікрощорсткості поверхні ДІ призводить до повної відсутності залишків корунду, зменшення глибини рельєфу шорсткості порівняно до етапу бластингу, збільшення площі поверхні ДІ за рахунок мікрощорсткості та повної відсутності корунду в заглибинах.

Ключові слова: мікрощорсткість поверхні дентальних імплантатів, безконтактна інтерференційна 3D профілометрія, якість поверхні дентальних імплантатів.

## ВСТУП

Різноманітні соматичні захворювання можуть спричиняти зміни морфології та механічних властивостей кісткової тканини (КТ), такі як, наприклад, остеопороз та остеопенія. При метаболічних остеопатіях КТ зазнає змін (структурних та біомеханічних) на різних рівнях її структурної організації, що призводить до зміни архітекtonіки та мікроструктури КТ, а також зміни її мінеральної насиченості. Зазвичай структурні зміни кістки на різних рівнях тісно пов'язані одне з одним та несуть за собою зміни своїх фізико-механічних властивостей та, як наслідок, зміни в можливостях адаптуватись до нових умов навантажень [1-4].

При метаболічних остеопатіях відбувається підвищення порозності КТ, змінюється її мікроструктура, змінюється «сталій» (для КТ в умовах фізіологічної норми) перебіг біологічних процесів резорбції та формування КТ, змінюється репаративно-регенеративний потенціал [5-7]. Крім цього при остеопорозі відбувається зменшення маси КТ в одиниці об'єму. Остеопороз супроводжується стоншенням кортикального шару, розширенням центральних каналів остеонів, утворенням порожнин резорбції та їх подальшим злиттям, що збільшує порозність кортикального шару КТ. У губчастому шарі виникає атрофія кісткових трабекул, розширення міжтрабекулярних просторів, трабекули стоншуються і втрачають зв'язки між собою, у них частіше виникають мікропереломи, тріщини, щілини, значно зменшується площа з'єднання кісткових трабекул із кортикальною кісткою. Величина модуля пружності КТ та її міцність прогресивно знижуються, що зумовлено як втратою мінерального компонента, так і порушеннями нормальної архітекtonіки, дезінтеграцією складної біомеханічної системи, якою є КТ [3,4]. Здатність губчастої КТ сприймати і перерозподіляти навантаження зникає, при функціональному навантаженні протезів, що спираються на дентальні імплантати (ДІ), утворюються ділянки локальної концентрації напружень, які зумовлюють швидке руйнування її мікроструктур. Кортикальний шар при системному остеопорозі змінюється меншою мірою і повільніше, а також він є основним фактором утримування навантаження від ДІ на КТ. Під час експериментальних досліджень встановлено, що зменшення модуля пружності губчастої кістки за незмінних властивостей кортикального шару призводить до значного зростання градієнтів напружень у навантажених ділянках кортикальної кістки при дентальній імплантації та їх функціональному навантаженні зубними протезами [8]. У нормі губчастий шар амортизує ударні навантаження за рахунок пружного деформування і часткового мікроруйнування. При остеопорозі ця здатність частково або повністю втрачається, що зумовлює погану здатність кортикальної КТ протидіяти навантаженням зубних протезів, що спираються на ДІ. З огляду на біомеханічні властивості КТ остеопенія та остеопороз призводять до змін її напружено-деформованого стану, на що КТ реагує структурною перебудовою і зміною своїх пружних характеристик. Організм людини при метаболічних ураженнях КТ намагається забезпечити, в першу чергу, жорсткість і міцність як інтегральні механічні властивості. При цьому фізико-механічні константи КТ в ділянках альвеолярного відростка, де давно проведено видалення зубів, та функціональне навантаження мінімальне або відсутнє, зазнають суттєвих змін. Оскільки

компенсаторні можливості організму не безмежні, нерідко після встановлення ДІ в структурно змінену КТ та їх функціональному навантаженні зубними протезами відбувається суттєва втрата КТ, що їх оточує або взагалі втрачається остеоінтеграція [2, 9, 10].

На етапі дентальної імплантації у пацієнтів з метаболічними остеопатіями лікарями-імплантологами ігноруються питання змін архітекtonіки, мікроструктури, мінеральної насиченості та біологічного потенціалу КТ, що стає однією з причин незадовільних результатів [5,9,10]. Одним з напрямків поліпшення процесу інтеграції ДІ з КТ при метаболічних остеопатіях є удосконалення макро і мікроструктури зовнішньої поверхні його внутрішньокісткової частини. Оптимальна обробка зовнішньої поверхні з метою покращення мікротекстури поверхні і дизайну самого ДІ можуть істотно вплинути на успіх імплантації у пацієнтів [11 - 14]. З літератури відомо, що стабільність ДІ можливо підсилити за рахунок збільшення поверхні контакту між ДІ і КТ. Це досягається макрогеометричними параметрами тіла ДІ (для III-IV типів КТ за Мішем є кращими спіральні імпланти), а також мікроструктуруванням зовнішньої поверхні ДІ за допомогою хімічної, механічної обробки або плазмовим напilenням [11,15,16]. Дослідження показали, що ДІ з шорсткою поверхнею мають більш високі показники стабільності при тесті на викручування порівняно до ДІ з гладкими поверхнями [16]. Крім цього при гістологічних дослідженнях не виявлено суцільного з'єднання по всій довжині та площі поверхні ДІ з КТ. При дослідженні ДІ розташованих на нижній щелепі, на розрізі виявлено 80,7% поверхні, з'єднаної з КТ, а на верхній щелепі - 67,2% [16, 17]. Бажання поліпшити показник площі контакту поверхні ДІ та КТ призвело до розробки покриття, яке має остеоіндуктивні властивості [11,16]. Але при цьому потрібно відзначити, що стабільність з'єднання титану та покриття з остеоіндуктивними властивостями слабка, та при введенні в КТ частково воно втрачається. Оскільки напilenня в результаті стирання та резорбції змінюється, це відповідно впливає на структуру навколишньої КТ [18].

Таким чином, точного визначення взаємозв'язку між поняттями "доза" (площа мікропокриття поверхні імплантатів) - "дія" (відповідна реакція кісткової тканини) - у пацієнтів з вадами щільності КТ на сьогодні відсутні [16]. Тому подальше вивчення вдосконалення методів структурування та очищення поверхні ДІ без застосування дорогих методів напilenня і сьогодні залишається актуальним завданням [16].

Крім цього існує проблема з оцінкою якості поверхні ДІ. Після механічної обробки деталей ріжучий інструмент залишає на обробленій поверхні нерівності у вигляді виступів і западин. Висота і форма, а також характер розташування і направлення нерівностей залежать від режиму обробки, умов охолодження і змащування, зернистості інструменту, матеріалу заготовки, жорсткості технологічної системи. Терміни та визначення понять, що відносяться до шорсткості поверхні та застосовуються в науці, техніці та виробництві установлені державними стандартами України ДСТУ 2413-94, а також міждержавним стандартом ГОСТ 25142-82. Параметри і характеристики шорсткості регламентовані стандартами ДСТУ 2413-94 та ГОСТ 2789-73, а її позначення на кресленнях - стандартом єдиної системи конструкторської документації ГОСТ 2.309-78. Міждержавний стандарт ГОСТ 2789-73 установлює номенклатуру параметрів і типи направлення нерівностей для нормування і оцінки

шорсткості поверхні, а також числові значення параметрів і загальні вказівки по нормуванню. Відповідно даному стандарту шорсткість поверхні визначається одним, або кількома параметрами на вибір інженера-конструктора який розробляє креслення: Ra, Rz, Rmax, Sm, S, tP. Шорсткість поверхні - це сукупність нерівностей поверхні з відносно малими кроками, видобута, наприклад, за допомогою базової довжини. Стандартом ГОСТ 2789-73 передбачено шість параметрів шорсткості, які розподілені за видами: параметри шорсткості, зв'язані з висотними властивостями нерівностей Ra, Rz, Rmax; параметри шорсткості, зв'язані з властивостями нерівностей в напрямку довжини профілю Sm, S; параметри шорсткості, зв'язані з формою нерівностей профілю tP. Єдиним параметром якому надається перевага у позначенні та вивченні шорсткості є параметр Ra (і в ДСТУ 2413-94 і в ГОСТ 2789-73, ГОСТ 25142-82 та ISO 25178) [20-22]. Інший параметр якому в вищезазначених документах надають перевагу у додатковій оцінці шорсткості - це висота нерівностей профілю по 10 точкам Rz. Але в вищезгаданих ГОСТ та ДСТУ оцінка шорсткості відбувається у більшості випадків як явища небажаного, та контрольованого для якості фінальної обробки готових до використання деталей. На сьогодні у разі навмисного створення шорсткості поверхні деталей у конструкторській справі також пріоритетом оцінки шорсткості є оцінка за параметрами Rz і Ra. За ДСТУ та ГОСТ параметри шорсткості поверхонь деталей машин вибирають виходячи з функціонального призначення даних поверхонь і їх конструктивних особливостей. Наприклад, для поверхонь відповідальних деталей, які постійно знаходяться під тертям установлюють допустимі значення Ra (або Rz), Rmax та tP, а також напрямлення нерівностей; для циклічно навантажених поверхонь відповідальних деталей - Rmax, Sm, S і т. д [20-22]. Стосовно якісної та кількісної оцінки поверхні ДІ не існує жодних вказівок. За даним світової літератури основними параметрами, які наводять науковці для оцінки якісних параметрів шорсткості ДІ є також параметри Ra, Rz. Але ці параметри Ra і Rz для звичайного лікаря, якій має вибрати кращий варіант ДІ для пацієнта для конкретної клінічної ситуації жодної клінічної цінності не мають. На сьогодні лікарями для оцінки потенційних можливостей ДІ до остеоінтеграції

застосовується емпіричний параметр, який визначається шляхом вимірювань контакту КТ з різьбою або металевою поверхнею ДІ під мікроскопом на зрізі. Приклад на рис. 1 [19].

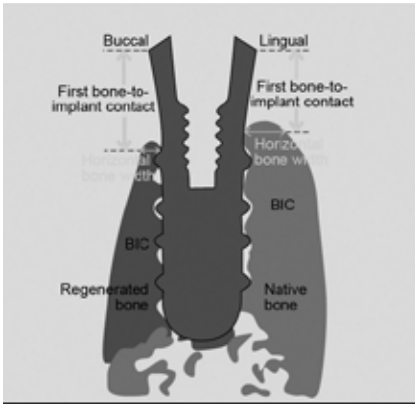


Рис.1. Схематичне зображення розрахунку індексу BIC [19]

В більшості випадків для оцінки якості шорсткості в наукових дослідженнях в стоматології застосовують звичайні інженерні виміри та поняття. Так, за даними

Купера та розрахунками Ханнсона, оптимальна мінімальна шорсткість поверхні ДІ має знаходитись в межах Sa (Sa за ISO та Ra за ДСТУ)=1,5мкм [11,12]. Також, за даними літератури, середня глибина шорсткості поверхонь після піскоструминної обробки корундом, піскоструминної обробки та протравлювання сумішшю кислот, протравлювання або плазмового напилення коливається від 1,5 до 5 мкм і збігається з середніми значеннями оптимальної шорсткості поверхні [11,12]. Результати ряду експериментів, в яких оцінювалися ДІ з різною топографією поверхні, показали, що посилення механізму замикання і поліпшення кісткоутворення спостерігалось в тих випадках, коли створювалися поверхні з Sa 1,5 мкм / Ra 1,2мкм [11,12].

Тому метою нашого дослідження постало, базуючись на існуючому підході до нормування і оцінки поверхні деталей які були оброблені механічно (ДСТУ 2413-94, ГОСТ 25142-82 і ISO 25178) запропонувати параметри оцінки поверхні дентальних імплантатів, матеріально-технічне і програмне забезпечення, та із застосуванням нововведень оцінити поверхні дентальних імплантатів доступних на ринку України, а також запропонувати варіанти покращення поверхні дентальних імплантатів для застосування пацієнтам з метаболічними остеопатіями.

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Відповідно, базуючись на існуючих наукових даних, ДСТУ, ГОСТ і ISO нами запропоновано проводити оцінку якості поверхні не за її макрогеометричною поверхнею (індекс «VIC»), а за параметром істинної площі контакту поверхні ДІ з КТ. Для цього запропоновано вивчати повну площу поверхні з урахуванням мікрорельєфу ДІ за допомогою безконтактного 3D профілометра вітчизняного виробництва «Мікрон-альфа» та удосконаленого нами програмного забезпечення, яке дозволяє розрахувати реальну площу поверхні з урахуванням мікрорельєфу. Базуючись на даних оптичних вимірювань та програмних розрахунків площі дослідженої поверхні ДІ запропоновано ввести коефіцієнт збільшення плоскої поверхні імплантату ( $RSA=SA/S$ ) у співвідношенні з полем проекції ( $S$ ) відмірювання приладу до реально визначеної ( $SA$ ), як якісного параметру ( $RSA$ ) збільшення площі контакту КТ з поверхнею, яку досліджено. Для контролю припущення, що мікроплоща поверхні ДІ та її співвідношення до гладкої поверхні у якості коефіцієнту збільшення площі контакту з КТ є вагомим для клінічного застосування показником, ми вивчали також загально прийняті в літературі та ДСТУ і ГОСТ, параметри шорсткості за показниками Ra і Rz [20-22].

Вимірювання топографії 12 поверхонь (площа кожної  $S=29968,7$  мкм<sup>2</sup>) восьми типів ДІ проводилися за допомогою безконтактного інтерференційного 3D профілометра «Мікрон-альфа».



Рис. 2. Безконтактний інтерференційний 3D профілометр «Мікрон-альфа»

Технічні характеристики 3D профілометра «Мікрон-альфа» наступні: поле сканування (X, Y), 1494200 мкм, розподільча здатність по вертикалі (Z), 5 нм. Для кожної вимірної ділянки розраховувалися наступні параметри: площа мікроповерхні SA, відносна площа поверхні RSA, параметри шорсткості Ra і Rz. Всі результати наведені в таблиці та оброблені статистично. Дослідженню підлягали ДІ виробників з Німеччини, Франції, Канади, Ізраїлю доступні до клінічного застосування в клінічній практиці України з різними технологіями створення мікротекстури і мікрорельєфу поверхонь.

Крім цього, з метою вивчення ролі кожного з технологічних етапів створення мікротекстурованої поверхні ДІ з використанням бластингу корундом та кислотного травлення, ми дослідили 40 поверхонь ДІ (площа кожної  $S=29968,7$  мкм<sup>2</sup>) на різних етапах виробничого процесу. Усі отримані у дослідженнях дані статистично оброблені. При порівнянні показників шорсткості різних ДІ різницю між ними вважали достовірною при  $p<0,05$ .

### РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Як впливає з результатів дослідження, представлених у таблиці 1, розкид величин середнього арифметичного відхилення профілю шорсткості Ra для усіх досліджених ДІ складає діапазон від  $1,39\pm 0,05$  мкм до  $2,91\pm 0,13$  мкм (табл.1.).

Таблиця 1

Результати дослідження мікрорельєфу дентальних імплантатів за показниками шорсткості та площі їх поверхонь

Тип імплантату	SA, мкм <sup>2</sup>	RSA	Ra, мкм	Rz, мкм
SPI	58063,2±713,03	1,94±0,04	2,01±0,03	6,38±0,23
DFI	58175,6±661,04	1,95±0,02	2,04±0,04	6,45±0,31
ATID	52706,5±721,11	1,76±0,03	1,94±0,02	6,26±0,41
Pitt-Easy	41909,5±1581,37	1,39±0,05	1,27±0,01	3,31±0,67
K3Pro	55735,9±1093,9	1,85±0,03	1,23±0,03	5,26±0,32
Endopore	87263,4±1088,3	2,91±0,13	3,06±0,07	9,67±0,52
Axiom	43773,4±631,01	1,46±0,02	1,29±0,08	4,01±0,56
T.B.R. Z1-connect	51028,4±3465,68	1,71±0,12	1,47±0,30	5,92±1,54

Примітка: різницю між показниками вважали достовірною при  $p<0,05$ .

Максимальне значення Ra встановлено у ДІ Endopore ( $2,91\pm 0,13$  мкм) з досить унікальною поверхнею контакту з КТ у вигляді багаторівневого напилення на поверхню титанових кульок з їх діаметром від 20 до 90 мкм (рис. 3).

Поверхня виготовлена за технологією бластингу корундом та кислотного травлення у ДІ DFI і SPI серед подібних за показниками Ra  $2,04\pm 0,04$  мкм і  $2,01\pm 0,03$  мкм були достовірно кращими ( $p<0,05$ ) за інші ДІ.

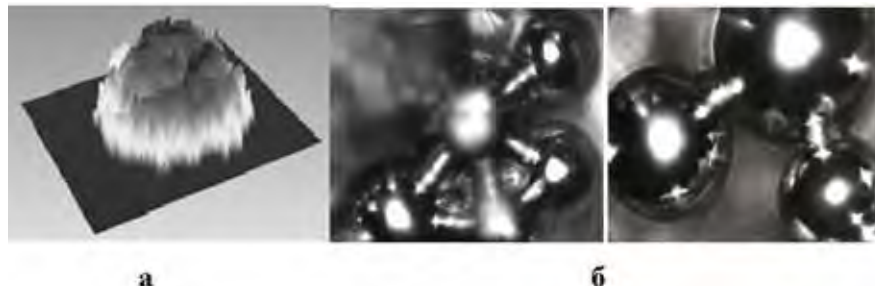


Рис. 3. а - 3D топографія кульки на поверхні імплантату, б – мікрофотографія поверхні імплантату Endopore

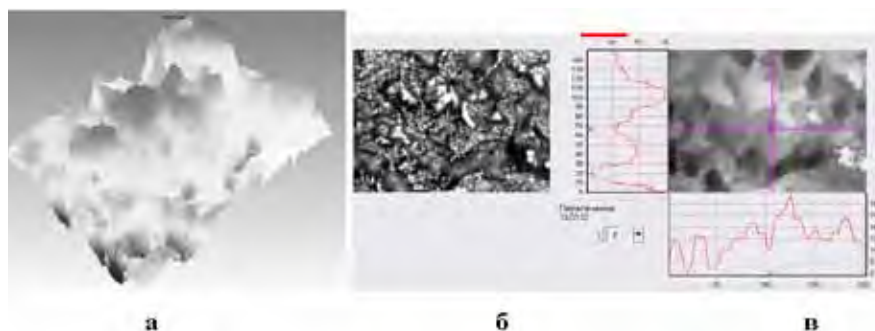


Рис. 4. а - 3D топографія поверхні імплантату DFI, б, в – мікрофотографія і 2D топографія поверхні імплантату DFI

Найгіршим за показником Ra виявився ДІ K3Pro (Ra -  $1,23 \pm 0,03$  мкм). Крім цього, за параметром висоти нерівностей профілю поверхні ДІ за десятима точкам Rz, гіршим виявився ДІ Pitt-Easy (поверхня FBR з напленням  $\text{CaHP}_4\text{2H}_2\text{O}$ ), що було, на нашу думку, пов'язано з вирівнюванням заглиблень на поверхні V-TPS цим остеоактивним матеріалом.

Візуальна і цифрова оцінка модифікованих поверхонь ДІ за допомогою безконтактного інтерференційного 3D профілометра «Мікрон-альфа» показала, що середня висота нерівностей профілю поверхні ДІ за десятима точкам (Rz) була в межах від  $3,31 \pm 0,67$  до  $9,67 \pm 0,52$  мкм (табл.1.).

Збільшення висоти та глибини мікрорельєфу поверхні ДІ на кілька одиниць за параметром Ra дозволило виробникам ДІ на декілька порядків збільшити поверхню контакту КТ – ДІ. Так діапазон коливань визначеної площі в ділянці проєкції дослідження дорівнював  $41909,5 \pm 1581,37$  мкм<sup>2</sup> -  $87263,4 \pm 1088,3$  мкм<sup>2</sup>. Найменшу площу поверхні мав ДІ Pitt-Easy з поверхнею FBR. Коефіцієнт збільшення площі RSA  $1,39 \pm 0,05$  був найменший з усіх ( $p < 0,05$ ) також у цих ДІ з поверхнею FBR. З методичних

рекомендацій компанії-виробника ДІ Pitt-Easy поверхня FBR з напиленням  $\text{CaH}_2\text{N}_4\text{O}$  рекомендована переважно пацієнтам з низькою щільністю кісткової тканини, але стосовно наших досліджень їх використання в III та IV типах КТ за Мішем край не бажано. За результатами наших досліджень кращим варіантом для застосування в III та IV типах КТ за Мішем є імплантат Endopore, оскільки коефіцієнт збільшення площі його поверхні був максимальним. Наступними за величиною параметра RSA були ДІ SPI і DFI, які достовірно між собою не відрізнялись, і їх використання також є бажаним для менш щільної КТ III та IV типу за Мішем.

Крім цих досліджень, з метою вивчення ролі кожного з технологічних етапів створення мікротекстурованої поверхні ДІ з використанням бластингу корундом та кислотного травлення, ми дослідили 40 поверхонь (площа кожної  $S=29968,7 \text{ мкм}^2$ ) ДІ. Усі отримані у дослідженнях дані зведені у таблицю 2.

Таблиця 2

Результати вимірювань параметрів шорсткості поверхні дентальних імплантатів на технологічних етапах створення мікротекстурованої поверхні

Тип взірця та етап виготовлення імплантатів	SA, $\text{мкм}^2$	RSA	Ra, $\text{мкм}$	Rz, $\text{мкм}$
Пруток титану до фрезерування	36568,1±48,71	1,22±0,001	0,60±0,03	1,74±0,03
Фрезерований імплантат	32205,2±713,59	1,07±0,02	0,19±0,06	1,02±0,21
Фрезерований імплантат після УЗ мийки	31385,4±265,8	1,05±0,008	0,19±0,03	0,94±0,09
Фрезерований імплантат після бластингу поверхні	66958,4±5406,3	2,23±0,18	1,46±0,001	6,56±0,38
Фрезерований імплантат після кислотного травлення поверхні	46901,1±1226,4	1,56±0,04	1,29±0,06	4,6±0,38
Фрезерований імплантат після бластингу, I і II кислотного травлення	58594,7±1562,0	1,90±0,28	1,78±0,33	6,21±0,94
Фрезерований імплантат після усього циклу обробки та УЗ мийки	58108,2±811,1	1,95±0,04	2,02±0,04	6,40±0,24
Фрезерований імплантат після усього циклу обробки та гамма стерилізації	58063,2±713,03	1,94±0,04	2,01±0,03	6,38±0,23

Примітка: різницю між показниками вважали достовірною при  $p<0,05$ .

Встановлено, що максимальні значення шорсткості поверхні ДІ за параметрами SA, RSA, Ra, Rz дає етап бластингу корундом. Після цього етапу коефіцієнт збільшення площі поверхні ДІ RSA був в межах  $2,23\pm0,18$ , що суттєво більше ( $p<0,05$ ) ніж RSA після кислотного травлення  $1,56\pm0,04$ . Недоліком першого етапу створення поверхні була наявність сторонніх включень на поверхні ДІ, які залишались після бластингу. Але після кислотного травлення поверхні ДІ ми встановили суттєве зменшення залишків корунду на поверхні, і за рахунок цього збільшення площі поверхні,



яку досліджували. Зважаючи на це виникла ідея додатково обробити поверхню кислотою, та додати після цього ультразвукову мийку ДІ. Результатом була повна відсутність в досліджених взірцях залишків корунду, зменшення глибини рельєфу шорсткості порівняно до етапу бластингу, але збільшення площі поверхні за рахунок мікросорсткості та повної відсутності корунду в заглибинах.

### ВИСНОВКИ

Безконтактна інтерференційна 3D профілометрія дає можливість якісно і кількісно оцінити поверхню ДІ за загальноприйнятими параметрами Ra, Rz, а також при використанні запропонованого програмного забезпечення та нових параметрів оцінки шорсткості поверхні надати лікарям об'єктивне мірило якості поверхні ДІ у вигляді площі поверхні дослідження SA та коефіцієнту збільшення площі RSA дослідженої ділянки ДІ.

За результатами наших досліджень кращими варіантами для застосування в III та IV типах КТ за Мішем з циліндричних ДІ є Endopore, а з гвинтових - SPI і DFI, оскільки коефіцієнти збільшення площі їх поверхонь були максимальним серед досліджених ДІ та коливались в межах  $1,94 \pm 0,04$  -  $2,91 \pm 0,13$ .

Введення додаткових етапів кислотного травлення та УЗ очистки поверхні ДІ після повного циклу створення мікросорсткості поверхні ДІ призводить до повної відсутності залишків корунду, зменшення глибини рельєфу шорсткості порівняно до етапу бластингу, але збільшення площі поверхні за рахунок мікросорсткості та повної відсутності корунду в заглибинах.

Перспективи подальших досліджень. Виходячи з вищенаведеного, буде проведений аналіз поверхні ДІ на предмет можливості вибіркового створення різного рівня шорсткості поверхні дентальних імплантів в умовах виробництва.

### Література

1. Бруско А.Т., Гайко Г.В. Функциональная перестройка костей и ее клиническое значение. Л.: Луганский гос. мед. ун-т. 2005.
2. Мазур І. П., Леоненко П. В. Біомеханічні аспекти кісткової тканини нижньої щелепи: клініко-експериментальне дослідження. Частина II. Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2010, 2 (18): 8–16.
3. Мазур І. П. Клініко-патогенетичні особливості перебігу захворювань пародонта при порушенні системного кісткового метаболізму та їх корекція : автореф. дис. на здобуття наук. степеня д-ра мед. наук : спец. 14.01.22 «Стоматологія». Одеса. 2006.
4. Поворознюк В. В., Мазур И. П. Костная система и заболевания пародонта / В. В. Поворознюк. К. 2003.
5. Lindle J., Lang N., Karring T. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. Fifth edition. Blackwell Munksgaard. 2008, 1.
6. Поворознюк В. В., Макаренко В. М. Остеопороз та захворювання пародонта: Зв'язок є чи ні? Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2007, 3 (7): 6–8.
7. Мазур И.П., Макаренко В. Н. Влияние генерализованных заболеваний пародонта на структурно-функциональное состояние нижнечелюстной кости. Вісник стоматології. 2007, 58 (4): 70–75.
8. Павленко О.В., Леоненко П.В., Кришук М.Г., Ещенко В.О. Раціональне планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів шляхом

створення індивідуальних імітаційних моделей біомеханічної системи з дентальними імплантатами. Вісник Української медичної стоматологічної академії. П. 2013, 21 (13): 25 - 29.

9. Зуабі О., Горвіц Дж., Пелед М., Махтей Е. Рентгенологічні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворюваннями пародонту. Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2010, 2 (18): 37–39.

10. Rocuzzo M., De Angelis N., Bonino L., Aglietta M. Ten-year results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss. Clin. Oral Impl. Res. 2010, 21: 490–496.

11. Мушеев И.У., Олесова В.Н., Фромович О.З. Практическая дентальная имплантология. 2-е изд., доп. М.: Локус Станди. 2008.

12. Cooper L.F. Роль топографии поверхности в регенерации и сохранении кости при установке титановых эндооссальных зубных имплантатов. Новое в стоматологии. 2002, 8 (108): 83-92.

13. Esposito M., Hirsch J.M., Lekholm U., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Etiopathogenesis. Eur. J. Oral. Sci. 1998, 106: 721-764.

14. Esposito M. et al. Immunohistochemistry of soft tissue surrounding late failures of Branemark implants. Clin Oral Implants Res. 1997, 8: 352-366.

15. Konig-Junior B. et al. A study of different calcification areas in newly formed bone 8 weeks after insertion of dental implants in rabbit tibias. Manat. Anz. 1998, 180: 471-475.

16. Кулаков О.Б., Матюнин В.В. Оценка поверхности дентальных имплантатов при помощи конфокального лазерного сканирующего микроскопа (CLSM). Институт Стоматологии. 2003, 3 (20): 23–25.

17. Piatelli A. et al. Bone reactions to early occlusal loading of two stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 1997, 17: 162-169.

18. Piatelli A. et al. Histological and histochemical analyses of acid and alkaline phosphatase around hydroxyapatite-coated implants: a time course study in rabbit. Biomaterials. 1997, 18: 1191-1194.

19. Von Arx T. et al. Lateral ridge augmentation and implant placement: an experimental study evaluating implant osseointegration in different augmentation materials in the canine mandible. Int. J. Oral Maxillofac Implants. 2001, 16: 34-35

20. Суслов А.Г., Корсакова И.М. Назначение, обозначение и контроль параметров шероховатости поверхностей деталей машин. М. : МГИУ. 2010.

21. Stout K., Blunt L. Three-dimensional surface topography. L.: Kogan Page Science. 2000.

22. Закієв І.М. Применение безконтактного 3D профилометра «Micron-beta» для точного определения износа. Проблемы трения и износа. 2010, 52: 192-198.

## Оценка качества поверхности дентальных имплантатов с помощью бесконтактного интерференционного 3D профилометра

Национальная медицинская академия последипломного образования имени П.Л. Шупика, г. Киев,

Лаборатория нанотехнологий аэрокосмического института

Национального авиационного университета, г. Киев,

Институт проблем прочности имени Г.С.Писаренко Национальной академии наук Украины, г. Киев

**Введение.** При метаболических остеопатиях на фоне генерализованного пародонтита костная ткань (КТ) претерпевает структурные и биомеханические изменения на разных уровнях ее организации, архитектоника и микроструктура модифицируется и минеральная насыщенность снижается. Такие изменения в КТ приводят к уменьшению площади соприкосновения КТ и дентального имплантата (ДИ), соответственно поиск вариантов увеличения этого показателя за счет нанесения микроструктуры на поверхность имплантатов без ее увеличения на макроуровне является актуальным для решения этой проблемы.

**Цель.** Предложить параметры оценки поверхности дентальных имплантатов, материально-техническое и программное обеспечение, с использованием нововведений оценить поверхности ДИ доступных на рынке Украины, а также предложить варианты улучшения поверхности дентальных имплантатов для применения пациентам с метаболическими остеопатиями.

**Материалы и методы.** Измерение топографии 12 поверхностей (площадь каждой 29968,7 мкм<sup>2</sup>) восьми ДИ проводились с помощью бесконтактного интерференционного 3D профилометра «Микрон-альфа». Кроме этого, с целью изучения роли каждого из технологических этапов создания микротекстурированной поверхности ДИ с использованием бластинга корундом и кислотного травления, было исследовано 40 поверхностей ДИ (площадь каждой 29968,7 мкм<sup>2</sup>) на разных этапах производственного процесса.

**Результаты.** По результатам наших исследований лучшими вариантами для применения в III и IV типах КТ по Мишу из цилиндрических ДИ является Endopore, а из винтовых - SPI и DFI, поскольку коэффициенты увеличения площади их поверхностей были максимальным среди исследованных ДИ и колебались в пределах  $1,94 \pm 0,04 - 2,91 \pm 0,13$ .

**Заключение.** Введение дополнительных этапов кислотного травления и УЗ очистки поверхности ДИ после полного цикла создания микрошероховатости поверхности ДИ приводит к полному отсутствию остатков корунда, уменьшению глубины рельефа шероховатости по сравнению с этапом бластинга, и увеличению площади поверхности ДИ за счет микрошероховатости и полного отсутствия корунда в углублениях.

**Ключевые слова:** микрошероховатость поверхности дентальных имплантатов, бесконтактная интерференционная 3D профилометрия, качество поверхности дентальных имплантатов.

---

P.V. Leonenko, I.M. Zakiev, G.A. Gogotsi

## Evaluation of surface quality of dental implants using non-contact 3D interferometric profilometer.

Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Kiev,  
Laboratory of Nanotechnology Aerospace Institute of the National Aviation  
University, Kyiv,

G.S. Pisarenko Institute for Problems of Strength of the National Academy of  
Sciences of Ukraine, Kiev

**Introduction.** When metabolic osteopathies against generalized periodontitis bone tissue (BT) underwent structural and biomechanical changes at different levels of its organization, architectonics and modified microstructure and mineral saturation decreases. Such changes in the BT leads to a decrease in the contact area between BT and dental implant (DI), respectively, search for options to increase this figure by coating microstructure on the surface of the implant without increasing it at the macro level is important for the solution of this problem.

**Purpose.** Suggest valuation parameters of dental implants surface, logistics and software, using innovations to evaluate the surface of DI available in the market of Ukraine, as well as offer options for improving the surface of dental implants for use in patients with metabolic osteopathies.

**Materials and methods.** Measurements of topography of 12 surfaces (the area of each 29,968.7 mkm<sup>2</sup>) of eight DI were carried out using non-contact 3D interferometric profilometer, "Micron-alpha". Furthermore, to study the role of each of the process steps of creating microtextured DI surface using corundum blasting and acid etching were investigated 40 DI surfaces (area of 29968.7 each microns<sup>2</sup>) at different stages of the production process.

**Results.** According to our research the best options for use in the III and IV types of BT by Mish from cylindrical DI is Endopore, and of screw - SPI and DFI, since the coefficients increase their surface areas were the highest among the studied DI and ranged  $1,94 \pm 0,04 - 2,91 \pm 0,13$ .

**Conclusion.** The introduction of additional stages of acid etching and ultrasonic cleaning of the DI surface after the complete cycle of creating micro-rough DI surface leads to a complete absence of residues of corundum, reducing the depth of the relief roughness compared with the stage of blasting, and an increase in the surface area of DI through the micro-roughness and the total absence of corundum in the pits.

**Key words:** surface micro-roughness of dental implants, non-contact 3D interference profilometry, the surface quality of dental implants.