

*Цуперяк С.С., Мочалов Ю.О.*

# Показники рентгенологічної щільності кісткової тканини при застосуванні різних хірургічних протоколів стоматологічної імплантації

ДВНЗ «Ужгородський національний університет», Ужгород, Україна

**Мета** – встановити експериментальним шляхом вплив різних хірургічних протоколів препарування імплантаційного каналу на рентгенологічну щільність кісткової тканини.

**Матеріали та методи.** На 8 зразках скелетованих свинячих ребер без водного охолодження було сформовано по 4 імплантаційні канали – один фінальною хірургічною фрезою на швидкості 1000 об./хв; інший – на 300 об./хв, третій – на 50 об./хв та один канал було сформовано ротаційним конденсором кісткової тканини (набори для дентальної імплантації «UXIF» та «RS Kit», «Dentium» (Корея), торк = 35 Н\*см. Променева дослідження кісткової тканини було проведено в конусно-променевому комп'ютерному томографі, аналіз зображень та визначення відносної щільності кісткової тканини в комп'ютерній програмі «IRYS Viewer» («MyRay», Італія).

**Результати.** Відносна рентгенологічна щільність кісткової тканини мало відрізнялася при препаруванні кісткової тканини на швидкостях 1000 об./хв та 300 об./хв, та була більш виражена при використанні конденсора на швидкості 100 об./хв та звичайної хірургічної фрези на швидкості 50 об./хв. При препаруванні зразків кістки на високій швидкості (1000 об./хв) спостерігалось незначне зниження щільності тканини на 5,69%, причому медіана щільності знизилася на 2,69%. Середня щільність кісткової тканини зменшилася на 43,57 dHu (M=19,00 dHu). На швидкості 300 об./хв спостерігалось незначне зниження щільності тканини на 0,08% (M=0,43%). Середня щільність зменшилася на 0,65 dHu (M=3,00 dHu). Під час препарування кістки кістковим конденсором на швидкості 100 об./хв спостерігалось зростання щільності тканини на 29,50% (M=33,26%), у числовому значенні щільність кісткової тканини збільшилася на 275,04 dHu (M=274,00 dHu). Препарування на швидкості 50 об./хв призвело до зростання середньої щільності тканини на 38,81% (M=40,21%). Загалом щільність кісткової тканини збільшилася на 240,48 dHu (M=225,00 dHu). Повільний темп препарування кісткової тканини, що може виконуватися й без водного охолодження, навіть з використанням фінішної хірургічної фрези за годинниковою стрілкою дозволяє уникнути мікротравм кісткових балок та сприяє ущільненню кісткової тканини.

**Висновки.** Отже, застосування різних протоколів препарування імплантаційного каналу в кістковій тканині викликає статистично вірогідні зміни рентгенологічної щільності кісткової тканини. Так, препарування кісткової тканини на швидкості 1000 об./хв викликає незначне зменшення щільності кісткової тканини біля імплантаційного каналу – 2,69%, що було статистично невірогідним. Препарування кісткової тканини на швидкості 300 об./хв не викликає істотних та статистично вірогідних змін рентгенологічної щільності кісткової тканини біля імплантаційного каналу. Застосування кісткових конденсорів на швидкості 100 об./хв викликає статистично вірогідне збільшення рентгенологічної щільності кісткової тканини на 33,26%. Аналогічного ефекту вдалося досягнути при препаруванні кісткової тканини хірургічною фінішною фрезою за годинниковою стрілкою на швидкості 50 об./хв – рентгенологічна щільність зросла на 40,21%, що було статистично вірогідним результатом.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дослідження є фрагментом планової науково-дослідної теми «Вдосконалення та клінічна оцінка методик діагностики, лікування та профілактики стоматологічних захворювань у дорослих та дітей», № держ. реєстрації 0123U100414.

**Ключові слова:** стоматологія, імплантація, препарування, ущільнення кістки, рентгенологічні дослідження.

## Вступ

На сучасному етапі розвитку медицини, стоматологічна імплантација стала звичною процедурою при лікуванні пацієнтів із вторинною та первинною адентіями щелеп. Основні конструкції денціальних імплантатів та матеріали для їх виготовлення були винайдені із 60-х по 90-ті роки ХХ століття, і на сьогодні вони зазнали переважно несуттєвих модифікацій, але, починаючи із 90-х років попереднього століття значного розвитку зазнали клінічні протоколи імплантації (як хірургічний, так і ортопедичний), значно збагатилися знання щодо процесу остеоінтеграції, тривалого застосування денціальних імплантатів, проблем ремонту ортопедичних конструкцій та «порятунку-реабілітації» остеоінтегрованих конструкцій при різноманітних зламах, протоколів та підходів до препарування кісткового ложа, етапності та строків навантаження конструкцій, підходів до аугментації, розширення альвеолярного відростка при підготовці його до імплантації та ін. [1–5].

У тренді перерахованих напрямків досліджень оригінальним та перспективним в плані клінічного застосування також виглядає протокол остеодеңсифікації, запропонований S. Huwais [6]. На момент свого впровадження він відобразив істотну зміну парадигми та усталених правил препарування кісткової тканини щелеп для встановлення денціальних імплантатів. Застосування протоколу остеодеңсифікації показало багатообіцяльні результати в плані покращення остеоінтеграції, збільшення щільності кісткової тканини в зоні препарування, зменшення ризиків травми мембрани Шнайдера та збільшення поперечного розміру альвеолярного гребеня, зменшення рівня резорбції кісткової тканини в ході сауеризації [7–9]. Якщо говорити про стандартний високошвидкісний протокол препарування імплантаційного ложа (остеоотмічний), який передбачає використання агресивних різальних хірургічних фрез на високих обертах за годинниковою стрілкою з постійною іригацією операційного поля, то він призводить до втрати певного об'єму кісткової тканини в ході підготовки ложа. Розроблений протокол остеодеңсифікації передбачав використання особливої неагресивної конструкції фрез, які препарували кісткову тканину проти годинникової стрілки. При цьому відпрепаровані фрагменти кістки втискувалися в латеральні трабекули кістки, ущільнюючи її, замість видалення, як відбувається при

стандартному препаруванні [10, 11]. Основні ідеї «адептів» остеодеңсифікації полягали в тому, що таке явище забезпечує щільніший та тісніший контакт кістки та поверхні імплантату, що збільшує торк при введенні самого імплантату та зменшує час досягнення остеоінтеграції денціального імплантату. З клінічної точки зору протокол остеодеңсифікації збільшує первинну стабілізацію імплантату, також при ньому можна встановлювати імплантати більшого діаметра, порівняно зі стандартним протоколом, оскільки процес ущільнення кісткової тканини збільшує об'єм альвеолярного гребеня [6, 7, 12, 13, 9].

Перші варіанти методики ущільнення кісткової тканини замість остеоотмії при підготовці імплантаційного ложа були введені в практику Summers для збільшення первинної стабілізації імплантатів без видалення кісткової тканини, і як вважалося, це мало покращити процес загоєння кісткової тканини. Проте, з іншої сторони Buchter показали, що техніка використання тупих остеоотомів веде навпаки до зменшення рівні первинної стабілізації імплантатів, що пов'язували із виникненням мікропереломів кістки навколо імплантаційного каналу. Також, в дослідженнях Stavropoulos було показано, що техніка Summers має неоднозначний вплив на остеоінтеграцію денціальних імплантатів. Іншим напрямком у розвитку техніки ущільнення стало застосування кісткових гвинтоподібних конденсорів, які не призводять до зменшення об'єму кісткової тканини, їх було розроблено для техніки розширення кісткового гребеня, при якій також відбувається ущільнення кісткової тканини, проте застосування такої техніки без препарування та розщеплення кортикальних пластинок щелепи мало високий ризик перелому вестибулярної кортикальної пластинки, що негативно впливало на первинну стабілізацію імплантатів [6, 14, 15, 9].

Але на структурному рівні обидві описані техніки дозволяли створити шар щільної компактної кісткової тканини безпосередньо в контакті з поверхнею імплантату, що підвищувало первинну стабілізацію останнього в нещільній губчастій кістковій тканині. Але сама техніка Summers із використанням молотка була високотравматичною для пацієнта, та ризиковою, оскільки складно контролювати проникнення остеоотома та силу удару, та механічний струс для пацієнта, що в ряді випадків завершувалося вертіго та ін. [6, 16, 17].

Застосування ротаційних кісткових експандерів виявилось малотравматичною методикою, хоча напрямок руху такого інструмента в кістковій тканині складно контролювати й він залежить від внутрішньої трабекулярної структури тканини та відповідно її опору, це може призводити до відхилення вісі імплантаційного каналу від запланованої. Запропонований S. Nuwais протокол остеоденсифікації виконували модифікованими хірургічними фрезами із функцією ущільнення кістки (зменшене число ріжучих граней та їх конструкція) і такі фрези можна було використовувати на швидкості 800–1200 об./хв проти годинникової стрілки – режим без остеотомії, та за годинниковою стрілкою – режим різання [18–20].

В сучасних умовах тенденція до застосування техніки остеоденсифікації вплинула на значне число систем дентальної імплантації, що проявило себе у вдосконаленні конструкції фрез, які стають більш універсальними – на високій швидкості вони працюють в режимі остеотомії, а на малих – 50–70 об./хв, – здійснюють остеоденсифікацію. Зазначені модифікації стали поширюватися з 2018–2019 рр., і відповідно віддалених результатів застосування таких новітніх хірургічних протоколів дентальної імплантації, поки ще не накопичено. Відповідно, зазначений напрямок дентальної імплантології потребує подальшого дослідження на різних рівнях – від експериментального до клінічного рівня [11, 21].

**Мета дослідження:** встановити експериментальним шляхом вплив різних хірургічних протоколів препарування імплантаційного каналу на рентгенологічну щільність кісткової тканини.

### Матеріали та методи

Для проведення дослідження було відібрано 8 зразків свинячих ребер довжиною 10,00–12,00 см товщиною 0,80–1,50 см, які було закуплено в торговельній мережі. Тварини були забиті з метою реалізації (стосовно цього експериментального дослідження, випадок не належить до сфери регулювання нормами біоетики та законодавством щодо використання в науково-дослідній діяльності хребетних тварин). Після скелетування гострим та тупим шляхом за допомогою лез скальпеля та распаторів кожен зразок кістки по черзі в зуботехнічній лабораторії було зафіксовано в мінілещата горизонтально, одною із вузьких сторін

догори. На кожному зі зразків було сформовано по 4 імплантаційні канали – використовували напрямну фрезу Lindemann XLD 2235 з діаметром 2,20 мм (діаметр апекса – 1,70 мм) довжина 35,00 мм (з обмежувачем), другу напрямну фрезу XLD 26 35 з діаметром 2,60 мм (діаметр апекса – 2,35 мм), довжина 35,00 мм (з обмежувачем) – на швидкості 1000 об./хв. Далі на кожному зі зразків в першому імплантаційному каналі формування останнього було завершено фінальною хірургічною фрезою XFD 34 35 (з обмежувачем) діаметр – 3,40 мм (апекса – 2,85 мм) на швидкості 1000 об./хв; в другому каналі – тим же інструментом на швидкості 300 об./хв, та в четвертому – на 50 об./хв. Всі інструменти – з хірургічного набору для дентальної імплантації UXIF, виробництва компанії «Dentium» (Корея). У третьому імплантаційному каналі замість другої напрямної фрези та фінальної фрези застосували конденсор кісткової тканини RS 20 32 35 (діаметр – 32,00 мм, апекс – 20 мм) на швидкості 100 об./хв. Інструмент з набору для розширення альвеолярного гребня RS (Ridge Spreader) Kit виробництва компанії «Dentium» (Корея). Глибина препарування – 12,00–14,00 мм, відстань між каналами – до 1,00 см. Торк при препаруванні становив 35 Н×см. Для препарування було використано фізіодиспенсер «ICT Motor» виробництва компанії «Dentium» (Корея), процедуру проводили без водного та іншого охолодження операційного поля при температурі повітря в робочому приміщенні 21,00–23,00°C.

Променеве дослідження кісткової тканини було проведено в конусно-променевому комп'ютерному томографі «MyRay Hyperion X5 3D 2D CEPH» (Італія), аналіз зображень та визначення відносної щільності кісткової тканини (по 12 позицій незмінної кістки та 12 зон безпосередньо біля відпрепарованого імплантаційного каналу) здійснили в середовищі комп'ютерної програми «IRYS Viewer» («MyRay», Італія). Зазначений етап дослідження провели на базі ТОВ «Університетська клініка» ПЗВО «Київський міжнародний університет».

Аналіз отриманих даних було проведено із використанням Microsoft Excel 2016 та програмного пакета «BioStat LE» (версія 7.6.5), де було застосовано методи описової статистики та порівняльної статистики із розрахунком критеріїв ANOVA, Ст'юдента, Шеффа, Тьюкі (HSD та B), Ньюмана-Кельса, Бонферонні, Фішера (LSD) та

Даннета. За рівень вірогідності різниці між підгрупами дослідження було прийнято значення  $p = 0,05$ .

### Результати та їх обговорення

Проведені вимірювання оптичної щільності кісткової тканини показали, що такий показник мало відрізнявся при препаруванні кісткової тканини на швидкостях 1000 об./хв та 300 об./хв, та був більш виражений при препаруванні кісткової тканини конденсором на швидкості 100 об./хв та звичайною хірургічною фрезою на швидкості 50 об./хв (торк всюди становив 35 Н×см) (табл. 1).

Так, при препаруванні зразків кістки на високій швидкості (1000 об./хв, торк 35 Н см) спостерігалось незначне зниження щільності тканини (в dHu) на 5,69%, причому медіана щільності знизилася на 2,69%. Мінімальне значення щільності зросло на 1,36% та максимальне – на 2,26%. Середня щільність кісткової тканини експериментальних зразків в непошкоджених ділянках становила  $766,00 \pm 173,32$  dHu (M=706,00 dHu), мінімальне значення дорівнювало 440,00 dHu, а максимальне – 1330,00 dHu. В зонах біля препарованих каналів середня щільність дорівнювала  $722,43 \pm 163,09$  dHu (M=687,00 dHu), мінімальне значення дорівнювало

446,00 dHu, а максимальне – 1360,00 dHu. Загалом щільність кісткової тканини зменшилася на 43,57 dHu (M=19,00 dHu). Таке явище можна спробувати пояснити наявністю мікрозламів (абфракцій) кісткових балок при швидкому препаруванні тканини доволі агресивним ротаційним інструментом. В ході препарування кістки на швидкості 300 об./хв спостерігалось незначне зниження щільності тканини (в dHu) на 0,08%, медіана щільності знизилася на 0,43%, що можна вважати несуттєвими змінами. Мінімальне значення щільності знизилася на 14,52%, а максимальне зросло на 3,13%. Середня щільність кісткової тканини експериментальних зразків в непошкоджених ділянках становила  $767,83 \pm 165,82$  dHu (M=704,00 dHu), мінімальне значення дорівнювало 465,00 dHu, а максимальне – 1372,00 dHu. В зонах біля препарованих каналів під імплантацію середня щільність тканини дорівнювала  $767,19 \pm 199,67$  dHu (M=701,00 dHu), мінімальне значення дорівнювало 465,00 dHu, а максимальне – 1415,00 dHu. Загалом щільність кісткової тканини зменшилася на 0,65 dHu (M=3,00 dHu). Отримані дані вказують, що препарування тканини на швидкості 300 об./хв, не призводить до мікрозламів кісткової тканини та дозволяє сформувати імплантаційний канал без надмірної травми.

Таблиця 1

Середні значення зміни відносного показника рентгенологічної щільності кістки при різних режимах препарування, в dHu

Швидкість, об./хв	1000				300			
	Норма	Препарована	Градiєнт	Градiєнт у %	До	Препарована	Градiєнт	Градiєнт у %
M±m	766,00±173,32	722,43±163,09	-43,57	-5,69	767,83±165,82	767,19±199,67	-0,65	-0,08
Min	440,00	446,00	6,00	1,36	544,00	465,00	-79,00	-14,52
Max	1330,00	1360,00	30,00	2,26	1372,00	1415,00	43,00	3,13
med	706,00	687,00	-19,00	-2,69	704,00	701,00	-3,00	-0,43
Швидкість, об./хв	100				50			
	До	Препарована	Градiєнт	Градiєнт у %	До	Препарована	Градiєнт	Градiєнт у %
M±m	713,56±139,73	924,04±161,37	210,48	29,50	708,71± 130,03	983,75± 166,41	275,04	38,81
Min	513,00	653,00	140,00	27,29	349,00	703,00	354,00	101,43
Max	1315,00	1476,00	161,00	12,24	1400,00	1509,00	109,00	7,79
med	678,00	903,50	225,50	33,26	681,50	955,50	274,00	40,21

Під час препарування експериментальних зразків кістки спеціальним інструментом (кістковий конденсор), на швидкості 100 об./хв спостерігалось зростання щільності тканини (в dHu) на 29,50%, медіана щільності кістки зросла на 33,26%. Мінімальне значення щільності тканини зросло на 27,29%, а максимальне – на 12,24%. Середня щільність кісткової тканини експериментальних зразків в непошкоджених ділянках становила  $713,56 \pm 139,73$  dHu (M=681,50 dHu), мінімальне значення дорівнювало 513,00 dHu, а максимальне – 1315,00 dHu. В зонах біля препарованих каналів під імплантацію середня щільність тканини зросла до  $924,04 \pm 161,37$  dHu (M=903,50 dHu), мінімальне значення дорівнювало 653,00 dHu, а максимальне – 1476,00 dHu. Загалом щільність кісткової тканини збільшилася на 275,04 dHu (M=274,00 dHu). Такі результати можуть свідчити про те, що застосування конденсора на низькій швидкості не призводить до мікрозламів кісткових балочок під час препарування, а зміщує та розсовує їх у навколишньому просторі, чим водночас ущільнює кісткову тканину – про це можна судити з отриманих даних після променевого дослідження.

І четвертий швидкісний протокол препарування (50 об./хв з торком 35 Н см) із використанням фінішної фрези призвів до зростання щільності тканини (в dHu) на 38,81%, медіана зросла на 40,21%. Мінімальне значення щільності тканини зросло на 101,43%, а максимальне – на 7,79%. Середня щільність кісткової тканини в непошкоджених ділянках становила  $708,71 \pm 130,03$  dHu (M=678,00 dHu), мінімальне значення дорівнювало 349,00 dHu, а максимальне – 1400,00 dHu. В зонах біля препа-

рованих каналів під імплантацію середня щільність тканини зросла до  $983,75 \pm 166,41$  dHu (M=955,50 dHu), мінімальне значення дорівнювало 703,00 dHu, а максимальне – 1509,00 dHu. Загалом щільність кісткової тканини збільшилася на 240,48 dHu (M=225,00 dHu). Таким чином, повільний темп препарування кісткової тканини, що може виконуватися й без водного охолодження, навіть з використанням фінішної хірургічної фрези дозволяє уникнути мікрозламів кісткових балок та сприяє ущільненню кісткової тканини, що можна бачити на зрізах комп'ютерної томографії (рис. 1).

Надалі було проведено статистичний аналіз отриманих даних із використанням методів порівняльної статистики. Порівняння значень відносної щільності кісткової тканини при препаруванні на швидкості 1000 об./хв з використанням ряду тестів компаративної статистики показало відсутність вірогідної різниці між підгрупами значень (рівень *p* був переважно значно більшим за 0,05), що видно в таблиці 2 та рисунку 2.

Порівняння результатів оцінки відносної щільності кісткової тканини при препаруванні каналу на швидкості 300 об./хв при застосуванні методів компаративної статистики теж не дозволило стверджувати про вірогідну різницю між підгрупами – значення *p* було 0,8833–0,9197. Порівняння результатів препарування кісткової тканини на швидкості 100 об./хв кістковим конденсором із незміненою кістковою тканиною вказало на наявність вірогідної різниці між підгрупами значень – значення показника *p* коливалося на рівні  $10^{-18}$ – $10^{-22}$ .

Таблиця 2

**Результати застосування тестів порівняльної статистики при оцінці значень відносної щільності непошкодженої кісткової тканини та зони безпосередньо біля препарованого каналу**

Статистичний тест	Швидкість препарування, об./хв			
	1000	300	100	50
ANOVA	0,0769	0,9197	$8,57 \times 10^{-18}$	$1,51 \times 10^{-25}$
Стюдента	0,0247	0,8833	$4,22 \times 10^{-22}$	$4,51 \times 10^{-27}$
Бонферроні	0,7669	0,9197	$8,57 \times 10^{-18}$	$1,51 \times 10^{-25}$
Фішера LSD	0,7669	0,9197	$8,57 \times 10^{-18}$	$1,51 \times 10^{-25}$
Данетта	0,7669	0,9197	$8,57 \times 10^{-18}$	$1,51 \times 10^{-25}$

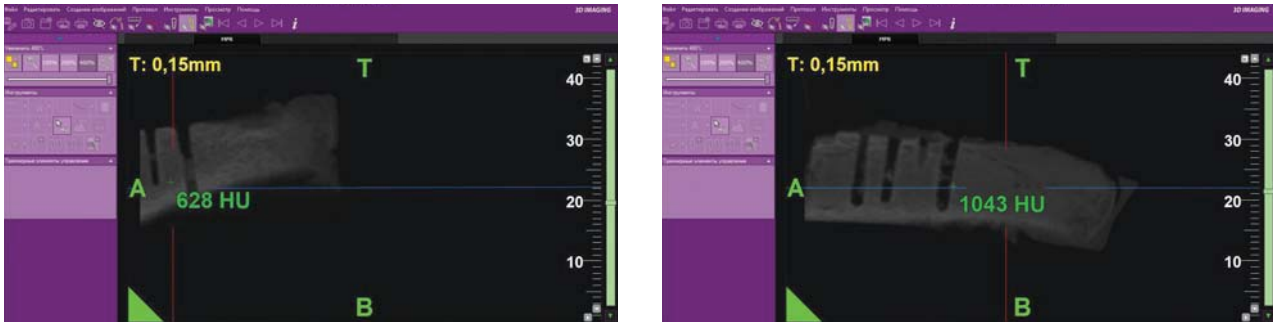


Рис. 1. Дослідження зрізів КПКТ експериментальних зразків кісткової тканини після препарування імплантаційного каналу за різними протоколами.

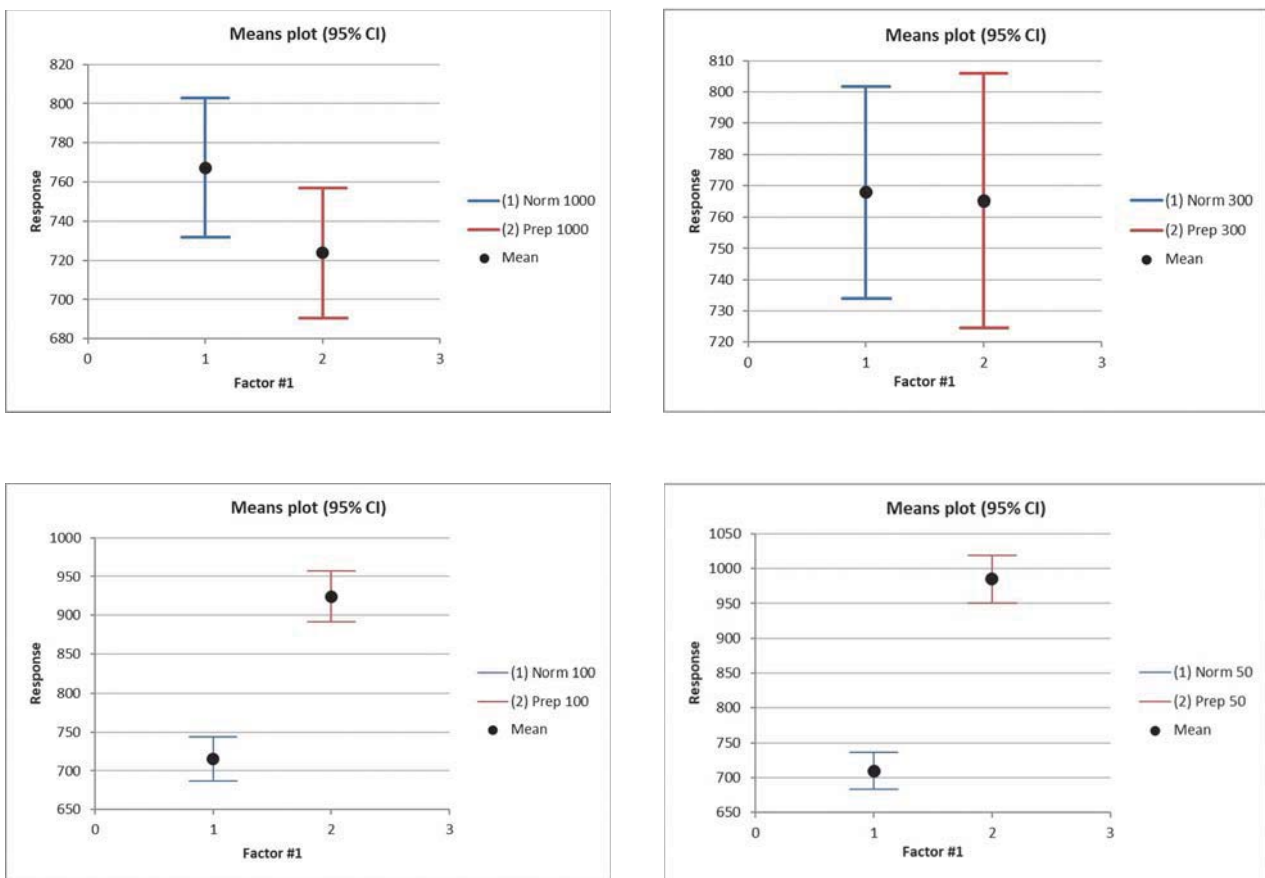


Рис. 2. Діапазон значень відносної щільності кісткової тканини при препаруванні на різній швидкості (а – 1000 об./хв, б – 300 об./хв, в – 100 об./хв, г – 50 об./хв).

Порівняння відносної щільності кісткової тканини після препарування на швидкості 50 об./хв з ділянками незміненої кістки також показало наявність статистично вірогідної різниці між групами показників. Значення показника р знаходилося в межах  $10^{-25}$ – $10^{-27}$ .

## Висновки

Отже, застосування різних протоколів препарування імплантаційного каналу в кістковій тканині викликає зміни рентгенологічної щільності кісткової тканини різного ступеня. Так, препарування кісткової тканини на швидкості 1000 об./хв

викликає незначне зменшення щільності кісткової тканини біля імплантаційного каналу – 2,69%, що було статистично невірогідним. Препарування кісткової тканини на швидкості 300 об./хв не викликає істотних та статистично вірогідних змін рентгенологічної щільності кісткової тканини біля імплантаційного каналу. Застосування кісткових конденсорів на швидкості 100 об./хв викликає статистично вірогідне збільшення рентгенологічної щільності кісткової тканини на 33,26%. Аналогічного ефекту вдалося досягнути

при препаруванні кісткової тканини хірургічною фінішною фрезою за годинниковою стрілкою на швидкості 50 об./хв – рентгенологічна щільність зросла на 40,21%, що було статистично вірогідним результатом.

#### Перспективи подальших досліджень

Удосконалення протоколів стоматологічної імплантації є актуальним та перспективним напрямком досліджень для теоретичної та практичної медицини.

#### ПОСИЛАННЯ

1. Arakji H, Osman E, Aboelsaad N, Shokry M. Evaluation of implant site preparation with piezosurgery versus conventional drills in terms of operation time, implant stability and bone density (randomized controlled clinical trial-split mouth design). *BMC Oral Health*. 2022; 22 (1): 567. doi: 10.1186/s12903-022-02613-4. PMID: 36463145; PMCID: PMC9719637.
2. Huwais S, Mazor Z, Ioannou AL, Gluckman H, Neiva R. A multicenter retrospective clinical study with up-to-5-year follow-up utilizing a method that enhances bone density and allows for transcresal sinus augmentation through compaction grafting. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018; 33 (Suppl 6): 1305–1311. doi: 10.11607/jomi.6770.
3. Leles CR, Leles JLR, Curado TFF, Silva JR, Nascimento LN, de Paula MS, Maniewicz S, Schimmel M, McKenna G. Mandibular bone characteristics, drilling protocols, and final insertion torque for titanium-zirconium mini-implants for overdentures: A cross-sectional analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023. doi: 10.1111/cid.13181. PMID: 36623506.
4. Romandini M, Ruales-Carrera E, Sadilina S, Hdmmmerle CHF, Sanz M. Minimal invasiveness at dental implant placement: A systematic review with meta-analyses on flapless fully guided surgery. *Periodontol 2000*. 2022. doi: 10.1111/prd.12440. PMID: 35906928.
5. Tsuperyak SS, Mochalov YuO. Retrospective Assessment of Available Bone Deficiency among Ukrainian Patients according to the Usage of Dental Implants of Different Sizes. *Ukrainian Journal of Medicine, Biology and Sport*. 2023; 8(1): 195–201. <https://doi.org/10.26693/jmbs08.01.195>
6. Huwais S, Meyer E. A novel osseous densification approach in implant osteotomy preparation to increase biomechanical primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32:27–36. doi: 10.11607/jomi.4817.
7. Lahens B, Lopez CD, Neiva RF, Bowers MM, Jimbo R, Bonfante EA, Morcos J, Witek L, Tovar N, Coelho PG. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface treatments: A study in sheep. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2019; 107 (3): 615–623. doi: 10.1002/jbm.b.34154. PMID: 30080320.
8. Alifarag AM, Lopez CD, Neiva RF, Tovar N, Witek L, Coelho PG. Atemporal osseointegration: early biomechanical stability through osseodensification. *J Orthop Res*. 2018; 36 (Suppl 9): 2516–2523. doi: 10.1002/jor.23893.
9. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in implant dentistry: a critical review of the literature. *Implant Dent*. 2019; 28 (Suppl 3): 306–312. doi: 10.1097/ID.0000000000000884.
10. Sapata VM, Sanz-Martín I, Hdmmmerle CHF, Cesar Neto JB, Jung RE, Thoma DS. Profilometric changes of peri-implant tissues over 5 years: A randomized controlled trial comparing a one- and two-piece implant system. *Clin Oral Implants Res*. 2018; 29 (8): 864–872. doi: 10.1111/clr.13308.
11. Sakai T, Li H, Shimada T, Kita S, Iida M, Lee C, Nakano T, Yamaguchi S, Imazato S. Development of artificial intelligence model for supporting implant drilling protocol decision making. *J Prosthodont Res*. 2022. doi: 10.2186/jpr.JPR\_D\_22\_00053. PMID: 36002334.
12. Chen CC, Jeng MD. Application of reverse drilling technique in alveolar ridge expansion. *J Dent Sci*. 2022; 17 (3): 1180–1184. doi: 10.1016/j.jds.2022.01.002. PMID: 35784168; PMCID: PMC9236936.
13. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. New osseodensification implant site preparation method to increase bone density in low-density bone. *Implant Dent*. 2016; 25: 24–31. doi: 10.1097/ID.0000000000000358.
14. Bandela V, Shetty N, Munagapati B, Basany RB, Kanaparthi S. Comparative Evaluation of Osseodensification Versus Conventional Osteotomy Technique on Dental Implant Primary Stability: An Ex Vivo Study. *Cureus*. 2022; 14 (10): e30843. doi: 10.7759/cureus.30843. PMID: 36451653; PMCID: PMC9704508.

15. Frizzera F, Spin-Neto R, Padilha V, et al. Effect of osseodensification on the increase in ridge thickness and the prevention of buccal peri-implant defects: an in vitro randomized split mouth pilot study. *BMC Oral Health*. 2022; 22 (1): 233. Published 2022 Jun 13. doi:10.1186/s12903-022-02242-x
16. Witek L, Neiva R, Alifarag A, Shahraki F, Sayah G, Tovar N, et al. Absence of healing impairment in osteotomies prepared via osseodensification drilling. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019;39(Suppl 1):65–71. doi: 10.11607/prd.3504.
17. Pikos MA, Miron RJ. To drill or to densify? clinical indications for the use of osseodensification. *Compend Cont Educ Dent*. 2019; 40 (Suppl 5): 276–281.
18. Koutouzis T, Huwais S, Hasan F, Trahan W, Waldrop T, Neiva R. Alveolar ridge expansion by osseodensification-mediated plastic deformation and compaction autografting: a multicenter retrospective study. *Implant Dent*. 2019; 28 (Suppl 4): 349–355. doi: 10.1097/ID.0000000000000898.
19. Oliveira PGFP, Bergamo ETP, Neiva R, Bonfante EA, Witek L, Tovar N, et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation: a study in sheep. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2018; 90: 300–307. doi: 10.1016/j.msec.2018.04.051.
20. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric comparison of 3 osteotomy techniques. *Implant Dent*. 2018; 27 (Suppl 4): 424–428. doi: 10.1097/ID.0000000000000767.
21. Wakamatsu K, Doi K, Kobatake R, Makihara Y, Oki Y, Tsuga K. Investigation to Predict Primary Implant Stability Using Frictional Resistance Torque of Tap Drilling. *J Oral Maxillofac Res*. 2022; 13 (4): e1. doi: 10.5037/jomr.2022.13401. PMID: 36788798; PMCID: PMC9902023.

## The Indicators of X-ray Density of Bone Tissue after using the Different Surgical Protocols of Dental Implantation

*Tsuperyak S., Mochalov Iu.*

**The purpose of the work:** to establish experimentally the influence of various surgical preparation protocols for implantation canal on the radiological density of bone tissue.

**Materials and methods.** On 8 samples of porcine ribs without water cooling the 4 implantation channels were formed - one with a final surgical drill at a speed of 1000 rpm; another – at 300 rpm, the third – at 50 rpm and one channel was formed by a bone condenser (all tools from "UXIF" and "RS Kit", "Dentium" (Korea), torque = 35 N×cm. X-ray examination of bone tissue was performed in a cone-beam computer tomograph, image analysis and determination of the relative density of bone tissue - in the computer program "IRYS Viewer" ("MyRay", Italy).

**Results and discussion.** The relative radiological density of bone tissue differed a little during the preparing of bone tissue at speeds of 1000 rpm and 300 rpm. And it was more pronounced when using the bone condenser at a speed of 100 rpm and a conventional surgical drill at a speed of 50 rpm. Preparation of the bone samples at high speed (1000 rpm) caused a slight decrease in tissue density, was observed by 5.69%, the median = 2.69%. The average density of bone tissue decreased by 43.57 dHu (M=19.00 dHu). At a speed of 300 rpm, a slight decrease in tissue density by 0.08% (M=0.43%) was observed. The average density decreased by 0.65 dHu (M=3.00 dHu). During bone preparation with a bone condenser at a speed of 100 rpm an increase in tissue density was observed by 29.50% (M=33.26%), in numerical terms, bone tissue density increased by 275.04 dHu (M=274.00 dHu). Preparation at a speed of 50 rpm led to an increase in the average x-ray tissue density by 38.81% (M=40.21%). In general, the density of bone tissue increased by 240.48 dHu (M=225.00 dHu). The slow rate of bone tissue preparation which maybe performed without water cooling, even with the use of a clockwise finishing surgical drills, avoids micro-fractures of the bone beams and promotes bone tissue compaction (condensing).

**Conclusion.** Therefore, the use of different protocols for the preparation of the implantation canal in the bone tissue causes statistically probable changes in the radiological density of the bone tissue. Thus, the preparation of bone tissue at a speed of 1000 rpm causes a slight decrease in the density of bone tissue near the implantation hole – 2.69% which was statistically improbable. Preparation of bone tissue at a speed of 300 rpm does not cause significant and statistically significant changes in the radiological density of bone tissue near the implantation channel. The use of bone condensers at a speed of 100 rpm causes a statistically significant increase in the radiological density of bone tissue by 33.26%. A similar effect was achieved when preparing bone tissue with a surgical finishing cutter clockwise at a speed of 50 rpm – the radiological density increased by 40.21% which was a statistically significant result.

**Keywords:** dentistry, implantation, preparation, osseodensification, X-ray studies.



## Показатели рентгенологической плотности костной ткани при применении различных хирургических протоколов стоматологической имплантации

*Цуперяк С.С., Мочалов Ю. О.*

**Цель** – установить экспериментальным путем воздействие различных хирургических протоколов препарирования имплантационного канала на рентгенологическую плотность костной ткани.

**Материалы и способы.** На 8 образцах скелетированных свиных ребер без водного охлаждения было сформировано по 4 имплантационных канала – один финальной хирургической фрезой на скорости 1000 об./мин; другой – на 300 об/мин, третий – на 50 об/мин и один канал был сформирован ротационным конденсором костной ткани (наборы для дентальной имплантации «UXIF» и «RS Kit», «Dentium» (Корея), торк = 35 Н×см. Лучевое исследование костной ткани было проведено в конусно-лучевом компьютерном томографе, анализ изображений и определение относительной плотности костной ткани в компьютерной программе IRYS Viewer (MyRay, Италия).

**Результаты.** Относительная рентгенологическая плотность костной ткани мало отличалась при препарировании костной ткани на скоростях 1000 об/мин и 300 об/мин, и была более выражена при использовании конденсора на скорости 100 об/мин и обычной хирургической фрезы на скорости 50 об/мин. При препарировании образцов кости на высокой скорости (1000 об/мин) наблюдалось незначительное снижение плотности ткани на 5,69%, причем медиана плотности снизилась на 2,69%. Средняя плотность костной ткани уменьшилась на 43,57 dHu (M=19,00 dHu). На скорости 300 об/мин наблюдалось незначительное снижение плотности ткани на 0,08% (M=0,43%). Средняя плотность уменьшилась на 0,65 dHu (M=3,00 dHu). Во время препарирования кости костным конденсором на скорости 100 об/мин наблюдался рост плотности ткани на 29,50% (M=33,26%), в числовом значении плотность костной ткани увеличилась на 275,04 dHu (M=274,00 dHu). Препарирование на скорости 50 об/мин привело к росту средней плотности ткани на 38,81% (M=40,21%). В общем, плотность костной ткани увеличилась на 240,48 dHu (M=225,00 dHu). Медленный темп препарирования костной ткани, которая может выполняться без водного охлаждения, даже с использованием финишной хирургической фрезы по часовой стрелке позволяет избежать микроизломов костных балок и способствует уплотнению костной ткани.

**Выводы.** Следовательно, применение различных протоколов препарирования имплантационного канала в ткани вызывает статистически вероятные изменения рентгенологической плотности костной ткани. Так, препарирование костной ткани на скорости 1000 об/мин вызывает незначительное уменьшение плотности костной ткани около имплантационного канала – 2,69%, что было статистически невероятным. Препарирование костной ткани на скорости 300 об/мин не вызывает существенных и статистически вероятных изменений рентгенологической плотности костной ткани около имплантационного канала. Применение костных конденсоров на скорости 100 об/мин вызывает статистически вероятное увеличение рентгенологической плотности костной ткани на 33,26%. Аналогичного эффекта удалось достичь при препарировании костной ткани хирургической финишной фрезой по часовой стрелке на скорости 50 об/мин – рентгенологическая плотность выросла на 40,21%, что было статистически вероятным результатом.

**Ключевые слова:** стоматология, имплантация, препарирование, уплотнение кости, рентгенологические исследования.

*Цуперяк Сергій Степанович – лікар-стоматолог, аспірант кафедри стоматології післядипломної освіти, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», адреса: вул. Університетська, 16-А, Ужгород, 88015, Україна <https://orcid.org/0000-0002-6897-5037>*

*Мочалов Юрій Олександрович – д. мед. н., професор кафедри хірургічної стоматології та клінічних дисциплін, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», адреса: вул. Університетська, 16-А, Ужгород, 88015, Україна <https://orcid.org/0000-0002-5654-1725>*

**Тел.:** +38067-9943773, **e-mail:** [yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua](mailto:yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua)



33-й ОДЕСЬКИЙ МІЖНАРОДНИЙ СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ФОРУМ ТА ВИСТАВКА

# МЕДВІН: СТОМАТОЛОГІЯ

Стоматологічні виставки  
№1 в Україні

## 14-16 червня ОДЕСА

Одеський академічний театр музичної комедії  
імені М. Водяного, вул. Пантелеймонівська, 3

ФОРУМ ПРАЦЮЄ: 14-16 червня з 10.00 до 17.00



**ЗА ПІДТРИМКИ:**

КОМІТЕТУ ВЕРХОВНОЇ РАДИ УКРАЇНИ З ПИТАНЬ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я, МАТЕРИНСТВА ТА ДИТИНСТВА;  
МІНІСТЕРСТВА ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ; НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ;  
ОДЕСЬКОГО НАЦІОНАЛЬНОГО МЕДИЧНОГО УНІВЕРСИТЕТУ;  
ДЕРЖАВНОЇ УСТАНОВИ «ІНСТИТУТ СТОМАТОЛОГІЇ ТА ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ХІРУРГІЇ НАЦІОНАЛЬНОЇ  
АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ»; ОДЕСЬКОЇ ОБЛАСНОЇ СТОМАТОЛОГІЧНОЇ ПОЛІКЛІНІКИ

**УПОРЯДНИК:**

ВИСТАВКИ  
**МЕДВІН**

Тел.: + 38 050 358-54-75  
+ 38 050 330-30-46  
[www.medvin.kiev.ua](http://www.medvin.kiev.ua)

**ПЛАН НАЙБЛИЖЧИХ  
ВИСТАВОК/2023 р.:**

**МЕДВІН: СТОМАТОЛОГІЯ  
КИЇВ 6-8 вересня**

**МЕДВІН: СТОМАТЕКСПО  
ОДЕСА 11-13 жовтня**

**МЕДВІН: СТОМАТОЛОГІЯ  
ІВАНО-ФРАНКІВСЬК 20-22 вересня**

**МЕДВІН: ЕКСПОДЕНТАЛ  
КИЇВ 22-24 листопада**

15 ТРАВНЯ

# Всесвітній день ортодонтичного здоров'я

*Дякуємо Збройним силам України  
за можливість забезпечувати  
здоров'я нації!*



АСОЦІАЦІЯ ОРТОДОНТІВ УКРАЇНИ  
ASSOCIATION OF UKRAINIAN ORTHODONTISTS  
[www.aou.com.ua](http://www.aou.com.ua)



# 23-25 ТРАВНЯ ЛЬВІВ

## МІЖНАРОДНА СТОМАТОЛОГІЧНА ВИСТАВКА

# «ДЕНТАЛ – ЕКСПО» 2023

ПАЛАЦ МИСТЕЦТВ  
(вул.Коперника, 17)

- НОВІТНІ ТЕХНОЛОГІЇ В СТОМАТОЛОГІЇ
- СУЧАСНЕ СТОМАТОЛОГІЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ТА ІНСТРУМЕНТАРІЙ
- РЕНТГЕНІВСЬКЕ ОБЛАДНАННЯ ТА МАТЕРІАЛИ
- ОПТИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ТА СЕРВІСНЕ ОБСЛУГОВУВАННЯ
- СУЧАСНІ МЕТОДИКИ ЛІКУВАННЯ
- ЗАСОБИ ГІГІЄНИ ТА ДЕЗІНФЕКЦІЇ



СПЕЦІАЛІЗОВАНА ЕКСПОЗИЦІЯ

### «СТОМАТОЛОГІЧНА КЛІНІКА МРІЇ» + «ЗУБОТЕХНІЧНА ЛАБОРАТОРІЯ МРІЇ»

[www.galexpo.com.ua/stomat](http://www.galexpo.com.ua/stomat)  
[www.facebook.com/Dental.Ukraine.Lviv/](https://www.facebook.com/Dental.Ukraine.Lviv/)

ОРГАНІЗАТОР: **Гал-ЕКСПО®**  
АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО  
тел: (032) 2949112, 2949113  
[www.galexpo.com.ua](http://www.galexpo.com.ua)

ОФІЦІЙНИЙ ПАРТНЕР  
НАУКОВИХ ЗАХОДІВ:  
 НАЦІОНАЛЬНА  
СПІЛКА СТОМАТОЛОГІВ  
УКРАЇНИ

ІНФОРМАЦІЙНІ  
ПАРТНЕРИ:



# 25-27 ЖОВТНЯ ЛЬВІВ 2023

## МІЖНАРОДНА СТОМАТОЛОГІЧНА ВИСТАВКА

# «ДЕНТАЛ® – УКРАЇНА» 2023

ПАЛАЦ МИСТЕЦТВ  
(вул.Коперника, 17)

- НОВІТНІ ТЕХНОЛОГІЇ В СТОМАТОЛОГІЇ
- СУЧАСНЕ СТОМАТОЛОГІЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ТА ІНСТРУМЕНТАРІЙ
- РЕНТГЕНІВСЬКЕ ОБЛАДНАННЯ ТА МАТЕРІАЛИ
- ОПТИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ТА СЕРВІСНЕ ОБСЛУГОВУВАННЯ
- СУЧАСНІ МЕТОДИКИ ЛІКУВАННЯ
- ЗАСОБИ ГІГІЄНИ ТА ДЕЗІНФЕКЦІЇ



## МІЖНАРОДНИЙ СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ФОРУМ

[www.dental-ukraine.info](http://www.dental-ukraine.info)  
[www.facebook.com/Dental.Ukraine.Lviv/](https://www.facebook.com/Dental.Ukraine.Lviv/)

## ДО УВАГИ АВТОРІВ ЖУРНАЛУ «СУЧАСНА СТОМАТОЛОГІЯ»

### 1. Вимоги до оформлення статей:

редакція приймає до друку статті українською та російською мовами, які не друкувались раніше й не перебувають на розгляді до друку в редакціях інших періодичних фахових видань України, лише за умови їх відповідності вимогам ДСТУ 7152:2010 до структури наукової статті. Обсяг наукової статті – до 15000 знаків із пробілами.

### 2. Вимоги до оформлення тексту:

- статті подаються в електронному та друкованому вигляді у 2-х примірниках (CD, e-mail) у форматі Microsoft Word. Один примірник мусять підписати всі автори та керівник установи/завідувач кафедри;
- рисунки й таблиці оформляються згідно з ДСТУ ГОСТ 2.105-95;
- ілюстрації подаються окремими файлами у форматах EPS, TIFF, JPG з роздільною здатністю 300 dpi;
- підписи до ілюстрацій подаються окремо в кінці статті.

### 3. У комплект матеріалів, що подаються на розгляд, входять:

- УДК.
- Українською, російською та англійською мовами:
  - назва публікації (без використання аббревіатур);
  - прізвище, ім'я, по батькові авторів у називному відмінку, їх посади та наукові звання, місце роботи, адреса, назва установи, з якої надходить стаття (без використання аббревіатур);
  - резюме, структуроване відповідно до розділів статті, повинно містити слова «Мета», «Методи», «Результати», «Висновки» та у стислій формі передавати зміст відповідних розділів тексту. Обсяг резюме – не менше 600 знаків;
  - ключові слова – 8–10 слів або словосполучень, що відображають зміст статті.
- Основний текст статті (українською або російською мовами) повинен складатися з таких розділів: вступ, матеріали та методи дослідження, результати дослідження та їх обговорення, висновки.
- Список використаної літератури, оформлений відповідно до вимог ДСТУ ГОСТ 7.1:2006, повинен складатися з 10–20-ти позицій.

### 4. Супровідні матеріали:

- авторська довідка із зазначенням прізвища, ім'я, по батькові, наукового ступеня, звання, посади, місця роботи; поштового індексу, домашньої адреси й телефонів, e-mail.

### 5. Інформація про надходження статей і термін їх публікацій:

- Інформацію про надходження статей і строк їх публікацій уточнюйте безпосередньо в редакції по тел.: (044) 230-27-19, (093) 311-22-68.

### Статті просимо надсилати за адресою:

Україна, 01014, м.Київ, вул.Звіринецька, 63, ТОВ «ВИДАВНИЧИЙ БУДИНОК ЕКСПЕРТ»,  
тел./факс: (044) 230-27-19,  
e-mail: med\_expert@ukr.net.



## ПРОСТОЙ. НАДЁЖНЫЙ. ПРОЧНЕЙШАЯ ФИКСАЦИЯ.

**Мерон – стеклоиономерный цемент для постоянной фиксации любых ортопедических конструкций**

- Простота работы: не надо протравки и адгезива
- Превосходные показатели адгезии к дентину и эмали
- Малая толщина адгезивной плёнки
- Выделение защитных фторидов
- Обладает прозрачностью необходимой для фиксации цельнокерамических коронок и мостов



**Официальные дистрибьюторы в Украине:**

Дентал депо Украина · Меридиан ·  
Вершина Дент · Оксия · Стамил · Усмішка

# Мерон



**VOCO**  
THE DENTALISTS

# форма заказа

Отправитель, подпись врача

170784  
№ клиента

Дата

Подпись

## Мы заказываем:

~~Бонд для техники полного протравливания  
Самопротравливающий бонд  
Активатор двойного отверждения  
Аппликационные щеточки  
Праймер для керамики  
Праймер для металла  
Праймер для циркония  
Лак~~



В будущем заказывайте  
только Futurabond U!

Обратите внимание  
на актуальное предложение!

## «U» – это все, что вам необходимо

- Универсальный адгезив двойного отверждения
- Самопротравливание, селективное или тотальное протравливание – Вам, как пользователю, предоставлена полная свобода выбора!
- Исключительная многофункциональность применения
  - для прямых и не прямых реставраций
  - полностью совместим со всеми фотополимерными композитами и композитами двойного и химического отверждения без дополнительного активатора
  - надежная адгезия к различным материалам, таким как металл, оксид циркония и алюминия, а также силикатной керамике – без дополнительного праймера
- Наносится одним слоем – общее время работы всего 35 секунд



Официальные дистрибьюторы в Украине:

Дентал депо Украина · Меридиан · Вершина Дент · Оксия · Стамил · Усмішка

## Futurabond® U

