

© 2023 by the author(s).

This work is licensed under Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



ABSTRACT

DOI: [https://doi.org/10.21272/eumj.2023;11\(1\):53-62](https://doi.org/10.21272/eumj.2023;11(1):53-62)

Serhiy Tsuperyak

<https://orcid.org/0000-0002-6897-5037>

Department of Dentistry of Post-diploma Education, Uzhhorod National University, Uzhhorod, Ukraine

Iurii Mochalov

<https://orcid.org/0000-0002-5654-1725>

Department of Surgical Dentistry and Clinical Subjects, Uzhhorod National University, Uzhhorod, Ukraine

EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF THE BONE CAVITY HEATING AT DIFFERENT SPEEDS DURING PREPARATION FOR DENTAL IMPLANTATION

The objective of the study was to evaluate the level of bone tissue heating experimentally during various high-speed and slow-speed protocols for the preparation of the bone cavity for dental implantation.

Materials and Methods: 8 samples of skeletonized veal ribs (length 10.00–12.00 cm and thickness 1.50–2.00 cm) were dissected, four cuts were made according to different speed protocols at a distance of 1.00–1.50 cm from each other. The duration of each manipulation was 15 s. The Lindemann guide drill with a diameter of 2.20 mm (apex diameter – 1.70 mm) and length of 35.00 mm (with a limiter) was used for work without any cooling of the operating field. The following preparation parameters were applied: 1000 rpm, 300 rpm, 100 rpm, and 50 rpm; in all cases, the torque of the surgical drill was 35 N×cm. Bone tissue temperature was measured with an electronic contact thermometer before and immediately after manipulation.

Results: Measurements showed that heating of bone tissue was observed in almost all applied protocols of bone tissue preparation. This fact can represent a danger to the patient by increasing the risk of developing localized osteomyelitis of the alveolar ridge due to trauma. This, in turn, can increase the risk of the installed dental implant disintegration or the development of fiber integration. During 15 seconds of preparation at a speed of 1000 rpm, the bone tissue heated up the most; the average temperature increase was 5.64 ± 2.23 °C ($M = 4.60$ °C), the value – from 3.00 to 10.30 °C. At the speed of 300 rpm, heating was less – by 3.79 ± 1.76 °C ($M = 3.80$ °C), the values were in the range of 1.10–6.40 °C. At the speed of 100 rpm, the heating of the bone canal was 2.99 ± 1.36 °C ($M = 2.65$ °C), in the range of values within 1.10–5.20 °C. During preparation at the speed of 50 rpm, the heating of bone tissue was minimal – 2.06 ± 0.66 °C ($M = 1.95$ °C), the value was recorded in the range of 1.00–3.20 °C. Considering that in most experimental studies, the time of preparation of bone tissue (or its model) was longer – 1 min, while in our study such prolongation of interaction with bone tissue was impractical (the bone cavity was fully prepared in 15 s) and the interaction of the cutter

with the surrounding tissue was minimized, a decision was made to create a mathematical regression model of the thermal reaction of bone tissue during such treatment. The application of the created regression mathematical model of bone tissue heating during preparation without cooling for 1 min showed that the use of surgical drills at the speed of 1000 rpm and torque of 35 N×cm could lead to critical heating in 62.50% of cases, at the speed of 300 rpm min and a torque of 35 N×cm – in 50.00% of cases, at a speed of 100 rpm and torque of 35 N×cm – in 25.00%. The use of the speed of 50 rpm and torque of 35 N×cm without water cooling did not impose the risk of critical heating of bone tissue.

Conclusions: the experimental data on the bone tissue heating when using different speeds during preparation without cooling the operating field were obtained. The safest method used was the scheme of 50 rpm with a torque of 35 N×cm.

Keywords: dentistry, implantation, bone, speed of preparation, heating.

Corresponding author: Iurii Mochalov, Department of Surgical Dentistry and Clinical Subjects, Uzhhorod National University, Uzhhorod, Ukraine
e-mail: yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua

РЕЗЮМЕ

Сергій Цуперяк

<https://orcid.org/0000-0002-6897-5037>

Кафедра стоматології
післядипломної освіти, ДВНЗ
«Ужгородський національний
університет», м. Ужгород, Україна

Юрій Мочалов

<https://orcid.org/0000-0002-5654-1725>

Кафедра хірургічної стоматології та
клінічних дисциплін, ДВНЗ
«Ужгородський національний
університет», м. Ужгород, Україна

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ОЦІНКА НАГРІВАННЯ КІСТКОВОГО ЛОЖА ПРИ РІЗНІЙ ШВИДКОСТІ ПРЕПАРУВАННЯ ПІД ЧАС ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

Мета дослідження – оцінити експериментальним шляхом ступінь нагрівання кісткової тканини при різних швидкісних протоколах підготовки кісткового ложа для дентальної імплантації.

Матеріали та методи дослідження. На 8 зразках скелетованих телячих ребер (довжиною 10,00–12,00 см і товщиною 1,50–2,00 см) проведено препарування, по чотири розпили за різним швидкісним протоколом на відстані в 1,00–1,50 см один від одного. Тривалість кожної маніпуляції – 15 с, для роботи використано напрямну фрезу Lindemann діаметром 2,20 мм (діаметр апекса – 1,70 мм) довжиною 35,00 мм (з обмежувачем), без охолодження операційного поля. Застосовано такі параметри препарування: 1000 об./хв., 300 об./хв., 100 об./хв., 50 об./хв.; у всіх випадках торк хірургічної фрези становив 35 Н×см. Температуру кісткової тканини вимірювали контактним електронним термометром до та одразу після маніпуляції.

Результати. Вимірювання показали, що майже при всіх застосованих протоколах препарування кісткової тканини спостерігалось нагрівання кісткової тканини, що може становити небезпеку для пацієнта в частині збільшення ризику розвитку локалізованого (гніздового) остеомиєліту альвеолярного паростка внаслідок травми та відповідно збільшення ризику дезінтеграції встановленого дентального імплантату або ж розвитку фіброінтеграції. За 15 секунд препарування на швидкості 1000 об./хв кісткова тканина нагрівалася найбільше; середнє зростання температури становило $5,64 \pm 2,23$ °C ($M = 4,60$ °C), значення – від 3,00 до 10,30 °C. На швидкості 300 об./хв нагрівання було менше – на $3,79 \pm 1,76$ °C ($M = 3,80$ °C), значення були в діапазоні 1,10–

6,40 °C. При швидкості 100 об./хв нагрівання кісткового каналу було на $2,99 \pm 1,36$ °C ($M = 2,65$ °C), в діапазоні значень у межах 1,10–5,20 °C. Під час препарування на швидкості 50 об./хв нагрівання кісткової тканини було мінімальним – $2,06 \pm 0,66$ °C ($M = 1,95$ °C), значення реєструвалася в межах 1,00–3,20 °C. Застосування регресійної математичної моделі нагрівання кісткової тканини при препаруванні без охолодження протягом 1 хв показало, що застосування фрез на швидкості 1000 об./хв і торку 35 Н×см може призвести до критичного нагрівання у 62,50 % випадків, на швидкості 300 об./хв і торку 35 Н×см – у 50,00 % випадків, на швидкості 100 об./хв і торку 35 Н×см – у 25,00 %. Застосування швидкості 50 об./хв і торку 35 Н×см без водного охолодження не мало ризиків критичного нагрівання кісткової тканини.

Висновки. Отримано експериментальні дані щодо ступеня нагрівання кісткової тканини при використанні різних швидкостей, без охолодження операційного поля. Найбезпечнішою серед застосованих методик була схема 50 об./хв при торку 35 Н×см.

Ключові слова: стоматологія, імплантація, кістка, швидкість препарування, нагрівання.

Автор, відповідальний за листування: Юрій Мочалов, кафедра хірургічної стоматології та клінічних дисциплін, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», м. Ужгород, Україна
e-mail: yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua

How to cite / Як цитувати статтю: Tsuperyak S, Mochalov Iu. [Experimental assessment of the bone cavity heating at different speeds during preparation for dental implantation]. *EUMJ*. 2023;11(1):53-62
DOI: [https://doi.org/10.21272/eumj.2023;11\(1\):53-62](https://doi.org/10.21272/eumj.2023;11(1):53-62)

INTRODUCTION / ВСТУП

В сучасній дентальній імплантології, загальній травматології та ортопедії остеоінтеграцією називають явище прямого контакту між кісткою та поверхнею імплантату без розвитку фіброзного прошарку між ними. Успішне досягнення остеоінтеграції дентального імплантату залежить від рівня травми кісткової тканини при її препаруванні, дотримання правил асептики, точності маніпуляцій, якості робочих інструментів, а також від ряду інших факторів – як то біосумісність імплантату, якість поверхні та її нерівномірність, стан імплантаційного ложа, хірургічної техніки та особливостей функціонального навантаження. Незважаючи на інтенсивний розвиток різних систем для внутрішньокісткової дентальної імплантації, спостерігається дефіцит клінічних даних щодо ефективності ти чи інших хірургічних протоколів та протоколів протетичного навантаження встановлених конструкцій [1, 2].

Виконання окремих кроків хірургічного етапу дентальної імплантації можуть впливати

на взаємодію встановленого імплантату та кісткової тканини на ранніх етапах загоєння рани, тому в окремих дослідженнях спостерігаються тенденції до скорочення кількості етапів препарування кістки (відхід від послідовної зміни діаметра фрез) та зміни швидкості обертання інструментів під час препарування. Отримані результати вказують на відсутність статистично вірогідних відмінностей в успішності застосування спрощених та стандартних послідовних протоколів препарування. Скорочення кількості етапів зменшує травму операційного ложа, скорочення часу перебування поверхні кістки у скелетованому стані зменшує інтенсивність запального процесу в післяопераційному періоді [3–5].

З огляду на природну низьку теплопровідність кісткової тканини під час препарування імплантаційного каналу явище тертя інструмента може спричинити перегрівання кісткової тканини, наслідком чого може бути її некроз. Таке явище може

спричиняти вrostання фіброзної тканини між імплантатом та живою кісткою, явище фіброінтеграції – що є негативним прогностичним фактором для «виживання» встановленого дентального імплантату. Також, локальний некроз кісткової тканини може стимулювати подальшу її резорбцію. Тому в сучасних умовах застосовують методики атравматичної хірургічної техніки, що сприяють швидкій інтеграції конструкції, підвищують тривалість «виживання» імплантату. Звичайно, що сама структура кісткової тканини визначає її реакції у відповідь на локальне збільшення температури – губчаста кісткова тканина завдяки вищій васкуляризації краще поглинає та проводить теплову енергію, тому остання легше і швидше розподіляється в тканині, що запобігає локальному перегріванню. В кортикальній кістковій тканині, завдяки щільності останньої, можливості розсіювання теплової енергії в товщі кістки знижені, тому такий тип кістки швидко перегрівається і може розвиватися некроз [6, 7].

Відповідно до досліджень Еріксона та співавт., (1984, 1986) препарування кісткової тканини під час формування імплантаційного ложа має тривати до 1 хв, а температура операційного поля має утримуватися до 47,00 °С, для уникнення некрозу. Також варто зазначити, що на інтенсивність розігрівання кісткової тканини при її препаруванні впливає цілий ряд факторів – глибина препарування, конструкція фрези (свердла), матеріал їх виготовлення, гострота граней таких обертових інструментів. З огляду на специфіку умов проведення операції препарування кісткової тканини (вихідна температура – близько 37,00 °С) зростання температури на 10,00 °С вже може розглядатися як критичне в плані розвитку некрозу. На сьогодні для запобігання такому небажаному явищу в практичній стоматології були створені та впроваджені наступні рекомендації – використання навігаційних хірургічних наборів та відповідних методик (хоча така точка зору є дискусійною), застосування водного охолодження операційного поля, застосування п'єзоелектричних інструментів з водним охолодженням та зменшення швидкості обертання робочого інструмента [3, 8–10].

В якості охолоджувальної рідини в клінічній практиці застосовують стерильний ізотонічний розчин натрію хлориду, кімнатної температури та охолоджений. При цьому, обсяг даних щодо клінічного ефекту застосування охолодженого

фізрозчину є небагато Isler та співавт. (2011), вказують на позитивний ефект використання розчину з температурою 4,00 °С, Sener та ін. (2009) пропонували використовувати розчин з температурою 10,00 °С. Barrak та ін. (2017) також використовували розчин з температурою 10,00 °С при швидкості обертання фрез – 800 об./хв, і показали зростання локальної температури лише в межах одного градуса за Цельсієм, незалежно від діаметра робочої фрези та застосування навігаційних шаблонів [11–13].

Одним із напрямків модифікації хірургічного протоколу дентальної імплантації є зменшення травми кістки та зменшення рівня руйнування її структури при зниженні швидкості обертання хірургічних фрез. З іншої сторони, окремі автори наводять дані, що повільне препарування кісткової тканини може розігрівати останню внаслідок збільшення тиску фрези на підлеглу тканину внаслідок прикладання більшої сили самим хірургом-оператором. Дані клінічних досліджень та оглядів літератури вказують, що зниження швидкості препарування кісткової тканини до 1000 об./хв, 500 об./хв, 400 об./хв та 100 об./хв завершується успішною остеоінтеграцією дентального імплантату. Протягом останніх років в літературі та у виробників систем дентальної імплантації з'явилися окремі рекомендації по застосуванню низької швидкості препарування кісткової тканини на хірургічному етапі дентальної імплантації – 50–70 об./хв, що стало можливо із вдосконаленням технології виготовлення хірургічного інструментарію та розширення функцій самих хірургічних фрез. Адаже сучасні конструкції хірургічних фрез при повільному препаруванні кісткової тканини повністю змінили характер взаємодії із операційним полем – при використанні вдосконаленої форми ротаційних інструментів можна досягати не мікротрампування кістки, а її стабільної деформації та створення імплантаційного каналу не внаслідок випилювання тканини, а шляхом її компресії навколо. У такий спосіб зберігається додатковий обсяг тканини, що є важливим у клінічних випадках на межі із дефіцитом доступної кістки. Також при такому препаруванні хірургічні фрези прогресивних конструкцій здатні збирати кісткову тканину пацієнта у борознах між своїх граней, що розширює можливі опції автопластики. Тому повільні протоколи препарування кісткової тканини – як при застосуванні кісткових конденсорів, так і

хірургічних фрез виконуються без водного охолодження, аби не виникало вимивання ущільненої та переміщеної кісткової тканини з імплантаційного каналу [1, 4, 5, 14–18]. Відповідно, ефект застосування сповільненого препарування кісткової тканини щелеп є неповідомлено дослідженим в сучасній стоматології.

Мета дослідження – оцінити експериментальним шляхом ступінь нагрівання кісткової тканини при різних швидкісних протоколах підготовки кісткового ложа для дентальної імплантації.

Матеріали та методи

Для проведення дослідження було відібрано 8 зразків телячих ребер довжиною 10,00–12,00 см товщиною 1,50–2,00 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 кісткова тканина була поміщена до повітряного термостата при температурі +37,00 °C на 4 год для розігріву. Згодом після нагрівання кожен зразок кістки по черзі в зуботехнічній лабораторії було зафіксовано в мінілещата горизонтально, одною із вузьких сторін догори. Протягом 15 секунд було проведено препарування напрямною фрезою Lindemann XLD 2235 з діаметром 2,20 мм (діаметр апекса – 1,70 мм) довжиною 35,00 мм (з обмежувачем) з хірургічного набору для дентальної імплантації UXIF, виробництва компанії «Dentium» (Корея), на всю робочу довжину інструмента за різним швидкісним протоколом. Тобто, було проведено серію розпилів кістки (по чотири) на відстані в 1,00 – 1,50 см один від одного. Температуру кісткової тканини в зоні препарування вимірювали до маніпуляції та після виведення фрези (у створеному внутрішньокістковому каналі) за допомогою контактного електронного термометра «TASI TA611A» (Suzhou TASI Electronics Co., Китай). Для препарування було використано фізiodиспенсер «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.

Було застосовано наступні протоколи препарування ложа:

- 1) Стандартний високошвидкісний – 1000 обертів на хвилину при величині торку 35 Н×см;
- 2) Середньої швидкості – 300 обертів на хвилину при величині торку 35 Н×см;
- 3) Низької швидкості – 100 обертів на хвилину при величині торку 35 Н×см;
- 4) Повільний – 50 обертів на хвилину при величині торку 35 Н×см.

Всі отримані величини температури кістки були занесені до електронних таблиць Microsoft Excel 2016, де з них було сформовано електронну базу даних. 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, Стюдента, 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 досліджень та їх обговорення

Вимірювання показали, що майже при всіх застосованих протоколах препарування кісткової тканини спостерігалось нагрівання кісткової тканини, що може становити небезпеку для пацієнта в частині збільшення ризику розвитку локалізованого (гніздового) остеомієліту альвеолярного паростка внаслідок травми й відповідно збільшення ризику дезінтеграції встановленого дентального імплантату або ж розвитку фіброінтеграції (хоча зазначене явище переважно виникає при розвитку реакції на неінертний матеріал виробу, наприклад медична сталь або кобальто-хромовий сплав).

Вимірювання температури операційного поля показало, що при препаруванні кісткової тканини на швидкості 1000 об./хв і торку 35 Н×см кісткова тканина нагрівається найбільше. Середня температура кістки до препарування у зразків становила $22,34 \pm 0,59$ °C ($M = 22,50$ °C), значення коливалися в межах 21,30–23,00 °C. Після препарування середня температура вглибині каналу становила $27,98 \pm 2,49$ °C ($M = 26,40$ °C), діапазон значень був обмежений 25,60–33,00 °C. Розрахунок росту температури показав, що в середньому вона збільшилася в підгрупі на $5,64 \pm 2,23$ °C ($M = 4,60$ °C), значення реєструвалася в межах 3,00–10,30 °C (таблиця 1).

Такий показник дозволяє нам зробити припущення, що стандартний високошвидкісний протокол препарування кісткової тканини (на

1000 об./хв) без охолодження вже протягом 15 секунд може розігрівати кісткову тканину до критичних значень (в окремих випадках), що може призвести до ряду розвитку ускладнень в

післяопераційному періоді. Тому, такий режим обробки кісткової тканини потребує обов'язкового охолодження.

Таблиця 1 – Результати вимірювання температури кісткової тканини до та після препарування на різних швидкостях

	1000 об./хв			300 об./хв			100 об./хв			50 об./хв		
	До	Після	Ріст	До	Після	Ріст	До	Після	Ріст	До	Після	Ріст
M ± m	22,34 ± 0,59	27,98 ± 2,49	5,64 ± 2,23	22,38 ± 0,33	26,16 ± 1,96	3,79 ± 1,76	22,46 ± 1,72	25,45 ± 0,56	2,99 ± 1,36	21,39 ± 0,36	23,45 ± 0,60	2,06 ± 0,66
Median	22,50	26,40	4,60	22,35	26,05	3,80	23,15	25,60	2,65	21,40	23,45	1,95
Min	21,30	25,60	3,00	21,40	23,70	1,10	18,90	24,10	1,10	20,50	22,50	1,00
Max	23,00	33,00	10,30	23,00	29,20	6,40	24,90	26,30	5,20	22,00	24,70	3,20

Вимірювання температур кісткової тканини при застосуванні протоколу препарування на середній швидкості (300 об./хв і торк 35 Н×см) показало, що зазначена методика призводила до меншого нагрівання операційного поля. Середня температура кістки до препарування у зразків становила $22,38 \pm 0,33$ °C (M = 22,35 °C), значення коливалися в межах 21,40–23,00 °C. Після препарування середня температура вглибині каналу становила $26,16 \pm 1,96$ °C (M = 26,05 °C), діапазон значень був обмежений 23,70–29,20 °C. Розрахунок росту температури показав, що в середньому вона збільшилася в підгрупі на $3,79 \pm 1,76$ °C (M = 3,80 °C), значення реєструвалася в межах 1,10–6,40 °C. На основі отриманих даних можна висловити припущення, що препарування кісткової тканини на середній швидкості, без охолодження, розігріває кісткову тканину меншою мірою, і не несе високих ризиків термічної травми тканини, що може призвести до негативних наслідків проведення маніпуляції. Тобто, препарування кісткової тканини на швидкості 300 об./хв може не потребувати охолодження операційного поля.

Вимірювання температур кісткової тканини при застосуванні протоколу препарування на малій швидкості (100 об./хв і торк 35 Н×см) показало, що зазначена методика призводила до ще меншого нагрівання кісткового каналу. Середня температура кістки до препарування у зразків становила $22,46 \pm 1,72$ °C (M = 23,15 °C), значення коливалися в межах 18,90–24,90 °C. Після препарування середня температура в глибині каналу становила $25,45 \pm 0,56$ °C (M = 25,60 °C), діапазон значень був обмежений 24,10–26,30 °C. Розрахунок росту температури показав, що в

середньому вона збільшилася в підгрупі на $2,99 \pm 1,36$ °C (M = 2,65 °C), значення реєструвалася в межах 1,10–5,20 °C. На основі отриманих даних можна висловити припущення, що препарування кісткової тканини на малій швидкості, без охолодження, також розігріває кісткову тканину, хоч і меншою мірою. Ризики термічної травми тканини були мінімальними, що може призвести до негативних наслідків проведення маніпуляції. Тобто, препарування кісткової тканини на швидкості 100 об./хв є безпечним може не потребувати охолодження операційного поля. Зокрема, в цьому дослідженні таких випадків виявилося два із восьми.

Вимірювання температур кісткової тканини при застосуванні протоколу препарування на повільній швидкості (50 об./хв і торк 35 Н×см) показало, що зазначена методика призводила до мінімального нагрівання імплантаційного каналу в кісткових моделях. Середня температура кістки до препарування у зразків становила $21,39 \pm 0,36$ °C (M = 21,40 °C), значення коливалися в межах 20,50–22,00 °C. Після препарування середня температура в глибині каналу становила $23,45 \pm 0,60$ °C (M = 23,45 °C), діапазон значень був обмежений 22,50–24,70 °C. Розрахунок росту температури показав, що в середньому вона збільшилася в підгрупі на $2,06 \pm 0,66$ °C (M = 1,95 °C), значення реєструвалася в межах 1,00–3,20 °C. На основі отриманих даних можна висловити припущення, що препарування кісткової тканини на повільній швидкості, без охолодження, мінімально збільшує температуру кістки. Застосування такого протоколу не призводить до перегрівання операційного поля і не має ризиків виникнення наслідків термічної травми.

Враховуючи, що в більшості експериментальних досліджень час препарування кісткової тканини (або її моделі) був більшим – 1 хв, а в нашому дослідженні таке подовження часу взаємодії із кістковою тканиною було недоцільним – кістковий канал вже був сформований до 15 с, і взаємодія фрези із навколишньою тканиною

мінімізувалася, було прийнято рішення щодо створення регресійної математичної моделі термічної реакції кісткової тканини на таку обробку. Очікуване нагрівання кісткової тканини розраховували у вигляді арифметичної прогресії – збільшення на відсоток приросту температури кожні 15 с (рис. 1).

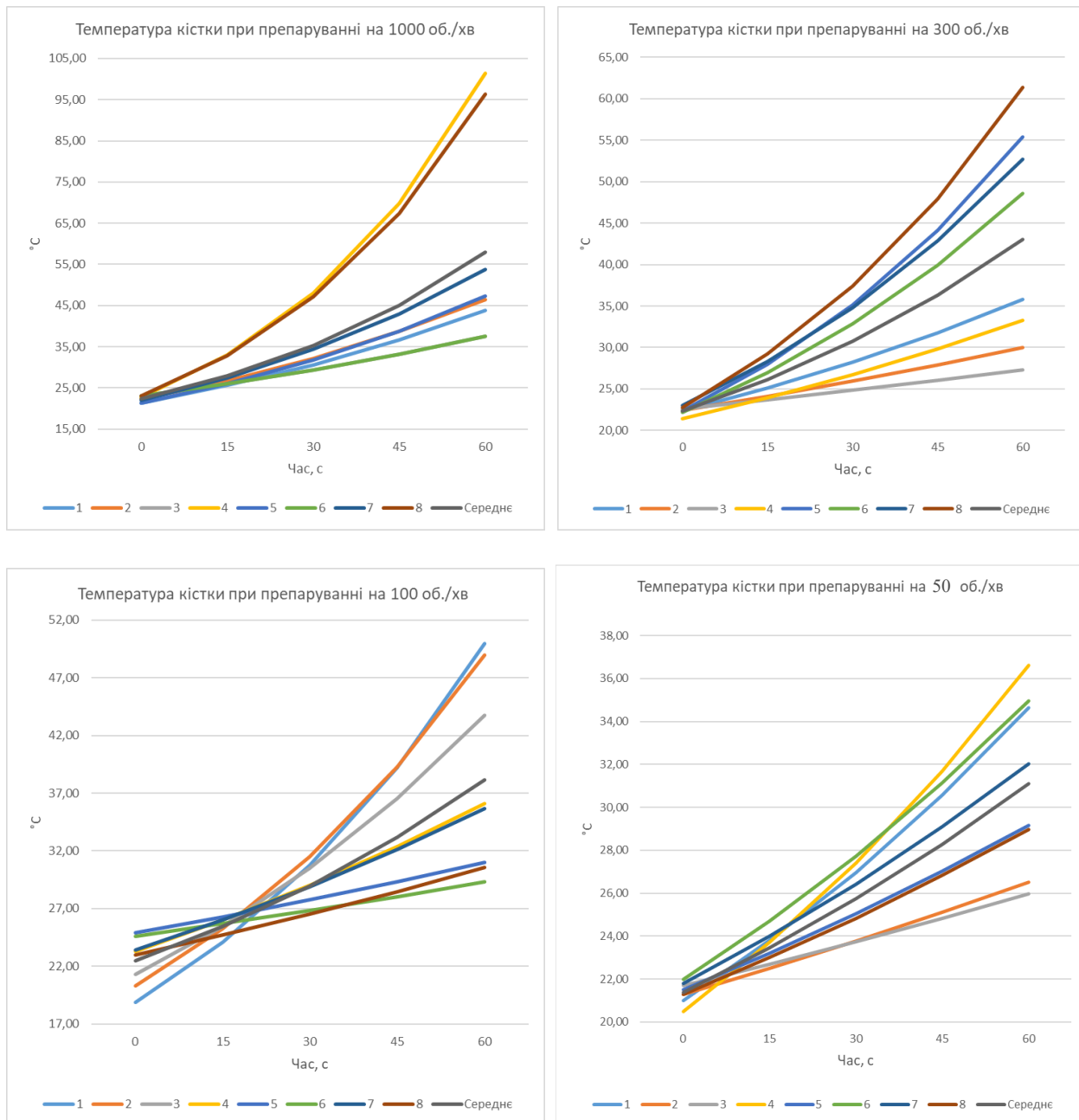


Рисунок 1 – Графічні моделі нагрівання кісткової тканини при різних швидкості препарування

Як видно із побудованих моделей, то препарування кісткової тканини на 1000 об./хв протягом однієї хвилини без водного охолодження може призвести до термічної травми з ризиком посттравматичного остеомієліту в 5 випадках із 8 (що

становить 62,50 %). Препарування кісткової тканини на швидкості 300 об./хв протягом хвилини без охолодження також може призвести до критичного перегрівання у 4 випадках з 8 (що становить половину). Таке ж саме препарування кісткової

тканини на швидкості 100 об./хв несе менші ризики – у двох випадках із восьми було виявлено гіпотетичний ризик критичного перегрівання кістки (25,00 %). Препарування кістки на швидкості 50 об./хв без охолодження не несе ризиків перегрівання тканини та гіпотетичних ускладнень.

Проведені статистичні дослідження дозволили встановити, що різниця в нагріванні кісткової тканини при застосуванні протоколу 1000 об./хв та 300 об./хв не була вірогідною (табл. 2).

Таблиця 2 – Результати застосування тестів порівняльної статистики при оцінці отриманих даних

Статистичні критерії	Відмінності в даних між підгрупами, <i>p</i>					
	1000/300 об./хв	1000/100 об./хв	1000/50 об./хв	300/100 об./хв	300/50 об./хв	100/50 об./хв
ANOVA	0,1579	0,0397	0,0044	0,3943	0,0397	0,1691
t Стьюдента	0,0628	0,0403	0,0038	0,2657	0,0239	0,1109
Шеффа	0,1579	0,0397	0,0044	0,3943	0,0397	0,1691
Тьюкі HSD	0,1580	0,0397	0,0046	0,3942	0,0397	0,1692
Тьюкі В	0,1580	0,0397	0,0046	0,3942	0,0397	0,1692
Ньюмана-Кельса	0,1580	0,0397	0,0046	0,3942	0,0397	0,1692
Бонферонні	0,1579	0,0397	0,0044	0,3943	0,0397	0,1691
Фішера (LSD)	0,1551	0,0375	0,0038	0,3925	0,0376	0,1692
Даннета	0,1579	0,0397	0,0044	0,3943	0,0397	0,1691

Різниця температур при препаруванні кісткової тканини на 1000 об./хв та 100 об./хв була статистично вірогідною, ще більш вираженою різниця була виявлена при порівнянні значень температури при препаруванні на швидкості 1000 об./хв та 50 об./хв. В той час, як різниця значень при препаруванні на швидкості 300 об./хв та

100 об./хв була невірогідною, як і результати порівняння температур кісткової тканини при препаруванні на швидкості 100 об./хв та 50 об./хв. Порівняння значень температури кісткової тканини при препаруванні на швидкості 300 об./хв та 50 об./хв виявило статистично вірогідну різницю між підгрупами.

CONCLUSIONS / ВИСНОВКИ

Таким чином, низька теплопровідність кісткової тканини під час препарування імплантаційного каналу явище тертя інструмента може спричинити перегрівання кісткової тканини, наслідком чого може бути її некроз. Одним із напрямків модифікації хірургічного протоколу дентальної імплантації є зменшення травми кістки та зменшення рівня руйнування її структури при зниженні швидкості обертання хірургічних фрез. Такі зміни надають окремі переваги в результатах лікування, але зазначені маніпуляції переважно виконуються без водного охолодження операційного поля. При всіх застосованих протоколах препарування кісткової тканини без водного охолодження спостерігалось нагрівання кісткової тканини. За 15 секунд роботи на швидкості 1000 об./хв і торку 35 Н×см кісткова тканина нагрівалася найбільше. Середнє зростання температури кістки дорівнювало $5,64 \pm 2,23$ °C ($M = 4,60$ °C), значення коливалися від 3,00 до

10,30 °C. На швидкості 300 об./хв і торк 35 Н×см рівень нагрівання операційного поля був менший – на $3,79 \pm 1,76$ °C ($M = 3,80$ °C), значення реєструвалася в межах 1,10–6,40 °C. При швидкості 100 об./хв і торк 35 Н×см нагрівання кісткового каналу було ще меншим – на $2,99 \pm 1,36$ °C ($M = 2,65$ °C), значення реєструвалася в межах 1,10–5,20 °C. Під час препарування на швидкості 50 об./хв з торком 35 Н×см нагрівання кісткової тканини було мінімальним – $2,06 \pm 0,66$ °C ($M = 1,95$ °C), значення реєструвалася в межах 1,00–3,20 °C. Застосування регресійної математичної моделі нагрівання кісткової тканини при препаруванні без охолодження протягом 1 хв показало, що застосування фрез на швидкості 1000 об./хв і торку 35 Н×см може призвести до критичного нагрівання у 62,50 %, на швидкості 300 об./хв і торку 35 Н×см – у 50,00 % випадків, на швидкості 100 об./хв і торку 35 Н×см – у 25,00 %. Застосування швидкості 50 об./хв і торку 35 Н×см без водного охолодження не мало ризиків критичного нагрівання кісткової тканини.

PROSPECTS FOR FUTURE RESEARCH / ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Удосконалення протоколів дентальної імплантації є актуальним напрямком розвитку стоматології та медицина взагалі, наявна потреба в проведенні масштабних клінічних досліджень щодо ефективності такого лікування.

CONFLICT OF INTEREST / КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

FUNDING / ДЖЕРЕЛА ФІНАНСУВАННЯ

Відсутні.

AUTHOR CONTRIBUTIONS / ВКЛАД АВТОРІВ

Serhii Tsuperyak^{A,B,C,D}

Iurii Mochalov^{A,E,F}

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis,
C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article,
E – Critical review, F – Final approval of the article.

REFERENCES/СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang HL, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Invest.* 2021 Mar;25(3):1047-1053. doi: [10.1007/s00784-020-03398-y](https://doi.org/10.1007/s00784-020-03398-y). PMID: 32533265.
- Kim HM, Cho JY, Ryu J. Evaluation of implant stability using different implant drilling sequences. *J Dent Sci.* 2019 Jun;14(2):152-156. doi: [10.1016/j.jds.2019.03.006](https://doi.org/10.1016/j.jds.2019.03.006). PMID: 31205606; PMCID: PMC6558346.
- Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Palermo A, Calvo-Guirado JL, Perez-Albacete C, Romanos GE. Temperature and time variations during osteotomies performed with different piezosurgical devices: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Sep;27(9):1137-43. doi: [10.1111/clr.12709](https://doi.org/10.1111/clr.12709). PMID: 26439590.
- Bernabeu-Mira JC, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diago M, Camacho-Alonso F, Rivas-Ballester R, Peñarrocha-Oltra D. Low-speed drilling without irrigation versus conventional drilling for dental implant osteotomy preparation: a systematic review. *Clin Oral Invest.* 2021 Jul;25(7):4251-4267. doi: [10.1007/s00784-021-03939-z](https://doi.org/10.1007/s00784-021-03939-z). PMID: 33893557.
- Gil LF, Sarendranath A, Neiva R, Marão HF, Tovar N, Bonfante EA, Janal MN, Castellano A, Coelho PG. Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Mar/Apr;32(2):329-336. doi: [10.11607/jomi.4802](https://doi.org/10.11607/jomi.4802). PMID: 28291851.
- Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Aug;23(8):963-9. doi: [10.1111/j.1600-0501.2011.02248.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02248.x). PMID: 21806686.
- Scarano A, Lorusso F, Noubissi S. Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced during Implant Site Preparation with Steel vs. Zirconia Implant Drill. *J Clin Med.* 2020 Jan 5;9(1):148. doi: [10.3390/jcm9010148](https://doi.org/10.3390/jcm9010148). PMID: 31948130; PMCID: PMC7019482.
- Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986 Jan;44(1):4-7. doi: [10.1016/0278-2391\(86\)90006-6](https://doi.org/10.1016/0278-2391(86)90006-6). PMID: 3455722.
- Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984 Dec;55(6):629-31. doi: [10.3109/17453678408992410](https://doi.org/10.3109/17453678408992410). PMID: 6524329.
- Chen CC, Jeng MD. Application of reverse drilling technique in alveolar ridge expansion. *J Dent Sci.* 2022 Jul;17(3):1180-1184. doi: [10.1016/j.jds.2022.01.002](https://doi.org/10.1016/j.jds.2022.01.002). PMID: 35784168; PMCID: PMC9236936.
- Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z. The effect of irrigation temperature on bone healing. *Int J Med Sci.* 2011;8(8):704-708. doi:[10.7150/ijms.8.704](https://doi.org/10.7150/ijms.8.704)
- Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):294-8. doi: [10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x). PMID: 19397641.

13. Barrak I, Joób-Fancsaly A, Varga E, Boa K, Piffko J. Effect of the Combination of Low-Speed Drilling and Cooled Irrigation Fluid on Intraosseous Heat Generation During Guided Surgical Implant Site Preparation: An In Vitro Study. *Implant Dent*. 2017 Aug;26(4):541-546. doi: [10.1097/ID.0000000000000607](https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000607). PMID: 28542041.
14. Antonacci D, Del Fabbro M, Bollero P, Stocchero M, Jinno Y, Canullo L. Clinical effects of conventional and underprepared drilling preparation of the implant site based on bone density: A systematic review and meta-regression. *J Prosthodont Res*. 2023 Jan 6;67(1):23-34. doi: [10.2186/jpr.JPR_D_21_00275](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_21_00275).
15. Toia M, Stocchero M, Cecchinato F, Corrà E, Jimbo R, Cecchinato D. Clinical Considerations of Adapted Drilling Protocol by Bone Quality Perception. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Nov/Dec;32(6):1288-1295. doi: [10.11607/jomi.5881](https://doi.org/10.11607/jomi.5881). PMID: 29140373.
16. Canullo L, Iacono R, Pires Godoy E, Punzo A, Cavicchia A, Gianfreda F, Bollero P. Hybrid Funnel Technique: A Novel Approach for Implant Site Preparation: A Pilot Study. *Dent J (Basel)*. 2022 Aug 25;10(9):157. doi: [10.3390/dj10090157](https://doi.org/10.3390/dj10090157). PMID: 36135152.
17. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*. 2023 Jan;111(1):142-153. doi: [10.1007/s10266-022-00730-8](https://doi.org/10.1007/s10266-022-00730-8).
18. Mercier F, Bartala M, Ella B. Evaluation of the Osseodensification Technique in Implant Primary Stability: Study on Cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022 May-Jun;37(3):593-600. doi: [10.11607/jomi.9144](https://doi.org/10.11607/jomi.9144). PMID: 35727254.

Received 07.02.2023

Accepted 07.03.2023

Одержано 07.02.2023

Затверджено до друку 07.03.2023

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS / ВІДОМОСТІ ПРО АВТОРІВ

Цуперяк Сергій Степанович

Лікар-стоматолог, аспірант кафедри стоматології післядипломної освіти, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», 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», вул. Університетська, 16-А, Ужгород, 88015, Україна

<https://orcid.org/0000-0002-5654-1725>

тел.: +380679943773, e-mail: yuriy.mochalov@uzhnu.edu.ua