УДК: 616.314.163-08:004.9
DOI: 10.15587/2519-4798.2025.340476

КОМП'ЮТЕРНА МОДЕЛЬ ВИВЧЕННЯ ГІДРОДИНАМІКИ ІРИГАНТА В КОРЕНЕВОМУ КАНАЛІ ЗУБА (ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ)

В. І. Рожко, О. І. Годованець, А. С. Басіста, В. Б. Петрунів, В. Л. Когут, О. М. Волокітін

Computational fluid dynamics modelling was performed to obtain additional information about the flow of irrigant in the root canal system. The interaction between the flow rate of the irrigant, the size and taper of the root canal apex, and the type, size and depth of insertion of the endodontic needle was studied.
Aim. *The aim of the study was to conduct an experimental study using computer modelling of the unsteady leakage of irrigation solution in the root canal.*
Materials and methods. *Computer modelling of the unsteady leakage of irrigation solution was performed using three-dimensional Reynolds-mediated Navier-Stokes equations of continuity -Stokes equations for an incompressible viscous fluid for a position corresponding to the distance from the tip of the endodontic needle to the apical opening of the root canal - 1 mm.*
Results. *Visualisation of the irrigant flow is presented in the form of isolines on the surfaces of the canal and in cross-sections of the calculated area, surface (boundary) and spatial flows, as well as projections of velocity vectors on the surfaces of cross-sections, and the distribution of flow parameters along the lines of the graph.*
Conclusions. *The study showed that the location of the irrigation needle opening towards the large diameter of the root canal, hypothetically, provides a better washing capacity for the irrigation solution.*
Keywords: *endodontics, tooth, root canal, irrigation, solution, sodium hypochlorite, flow velocity, pulpitis, periodontitis, treatment*

How to cite:
Rozhko, V., Godovanets, O., Basista, A., Petruniv, V., Kogut, V., Volokitin, O. (2025). Computer model of study of hydrodynamics of irrigant in dental root canal (an experimental study). ScienceRise: Medical Science, 2 (63), 25–30. http://doi.org/10.15587/2519-4798.2025.340476

© The Author(s) 2025
This is an open access article under the Creative Commons CC BY license

1. Вступ

Для оцінки ефективності іригації використовується широкий спектр сучасних методів та інструментів досліджень, такі як біологічні методи оцінки ефективності іригації – прямий контактний тест на біоплівку, відбір проб/культивування та підрахунок колонієутворюючих одиниць, молекулярні методи (ПЛР, qPCR, секвенування нових генерацій (NGS), світлова мікроскопія у поєднанні з гістологічним фарбуванням).

Залишки пульпи вважаються потенційним джерелом поживних речовин для бактерій, що виживають у кореневому каналі, крім того, вони можуть взаємодіяти з іригантами та обмежувати їх антимікробну дію, тому їх розчинення та видалення із системи кореневого каналу є однією з важливих цілей іригації. Для оцінки ефективності іригації, у цьому випадку дослідженнях in vitro, стандартний зразок тканини часто занурюють у рясний іригант у пробірці або іншій подібній ємності та вимірюють швидкість його розчинення. Однак, відсутність дентину призводить до переоцінки розчинної здатності і, крім того, пробірки не можуть відтворити гідродинаміку кореневого каналу людини при подачі або змішуванні іриганта. Для імітації умов течії та контакту іриганта з тканинами у реальному кореневому каналі також використовувалися штучні системи кореневих каналів, створені у прозорих пластикових блоках [1, 2].

Прогресивними фізичними методами оцінки ефективності іригації в цьому випадку є скануюча електронна мікроскопія (СЕМ) (дослідження ex vivo проводилися майже виключно на однокореневих зубах, які для оцінки перерізалися в поздовжньому напрямку), ESEM (версія СЕМ, адаптована для дослідження гідратованих зразків, що дозволяє отримувати дані високої роздільної здатності про тривимірну топографію поверхні зразків після мінімальної підготовки проб), AFM – метод автофокусування, що дозволяє отримувати дані високої роздільної здатності про тривимірну топографію поверхні зразків після мінімальної підготовки зразків, мікрокомп'ютерна томографія, яка дозволяє отримувати тривимірні зображення системи кореневих каналів ex vivo з високою роздільною здатністю, не пошкоджуючи зразки і т.п.

В останні десятиліття для отримання додаткової інформації про потік іригантів усередині системи кореневих каналів, детального вивчення впливу взаємодії між швидкістю потоку іриганта, розміром і

конусністю кореневого каналу, а також типом, розміром та глибиною введення голки, почали використовуватися методи обчислювальної гідродинаміки на базі математичних моделей, які доповнюють лабораторні експерименти та дозволяють отримати інформацію в тих ділянках системи кореневого каналу, де експериментальні виміри утруднені або навіть неможливі [3–5].

Отже, метою дослідження було провести експериментальне дослідження шляхом комп'ютерного моделювання нестаціонарного потоку іригаційного розчину в кореневому каналі.

2. Матеріали та методи

Проведено комп'ютерне моделювання течії (потоку) іригаційного розчину (6% розчину гіпохлориту натрію) з голки закритого типу із бічним отвором розміру 30G в каналі зуба овальної форми, попередньо заповненого водою. Геометрична форма каналу була побудована відповідно до підготовленого реального кореневого каналу нижнього різця за допомогою ротаційного ендодонтичного інструменту.

Довжина каналу – 12 мм. Відстань від кінчика голки до апікального отвору каналу – 1 мм. Зовнішній діаметр голки було прийнято рівним 313 мкм (середньостатистичні дані власних досліджень для голок розміру 30G), внутрішній діаметр каналу становив – 183 мкм. Розміри бічного отвору іригаційної голки, виконані бічним зрізом поверхні на глибину 3/4 радіусу голки, становили – 475×178 мкм. У цьому дослідженні вихідний отвір голки розташовувався у бік великого (варіант А) діаметра поперечного перерізу каналу.

Чисельне моделювання нестаціонарного потоку (течії) іриганту виконувалося з використанням тривимірних опосередкованих по Рейнольдсу рівнянь неперервності Нав'є-Стокса для нестисненої в'язкої рідини для положення, що відповідає відстані від кінчика голки до апікального отвору 1 мм із зазначеними параметрами: розхід іриганта 5 мл/хв, щільність іриганта 1039.7 г/л, 0.001003 кг/м*с [6].

3. Результати

У дослідженні представлені результати вивчення параметрів іригаційного потоку для голки, розташованої на 1 мм від апікального отвору. Отвір іригаційної голки був спрямований у бік великого діаметра овального каналу (варіант 1мм-А).

Дана робота представляє візуалізацію отриманої картини течії іриганта, а також її аналіз. Візуалізація представлена у вигляді ізоліній на поверхнях каналу та у перерізах розрахункової області, поверхневих (граничних) та просторових ліній струму, проекцій векторів швидкості на перерізні поверхні, а також графіків розподілу параметрів потоку вздовж ліній побудови графіків.

На наступних рисунках наведено результати дослідження параметрів іриганта на відстані 1 мм від апікального отвору.

Швидкість іриганта у ендодонтичній голці наростала від початкової точки до бічного отвору від 30,51 м/с$^{-1}$ до 53,39 м/с$^{-1}$ (рис. 1). На поздовжньому перерізі спостерігали однакові значення швидкості біля стінок каналу, тоді як у нижній третині зменшувалася від 11,44 м/с$^{-1}$ і сягала біля апікального отвору значення 0.

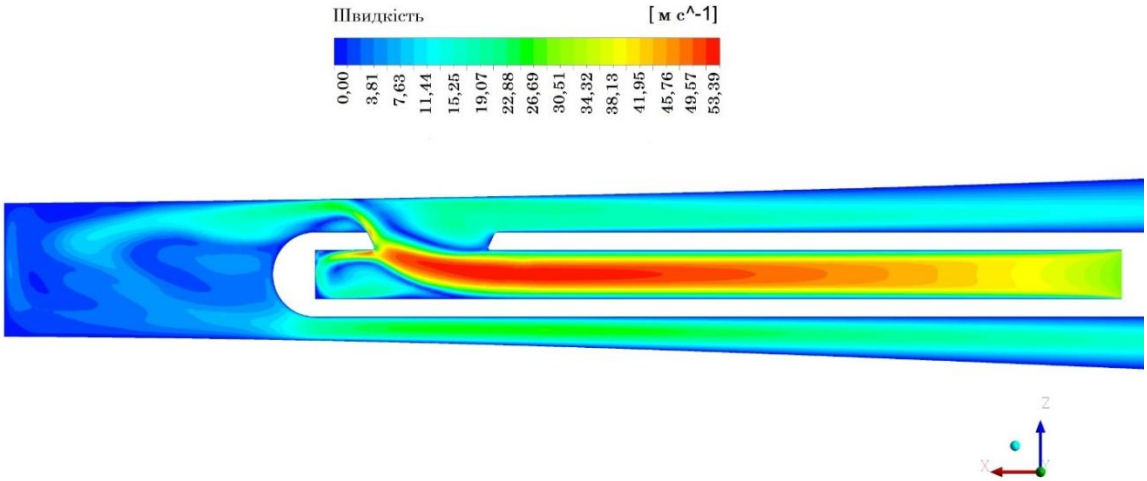

Рис. 1. Розподіл швидкості іриганта у поздовжньому перерізі

Максимальний тиск виникав у зоні розташування отвору голки. При поздовжньому перерізі у нижній третині каналу тиск сягав 5,50 Па, тоді як на апікальній верхівці спостерігали збільшення тиску – 6,88 Па (рис. 2). На поверхні каналу тиск рівномірно розподілявся від верхньої до нижньої третини, досягаючи максимальних значень 70,07 Па у апікальній третині та біля отвору (рис. 3). Таким чином, можна зробити припущення, що саме в зоні максимальної напруги зсуву забезпечується найкраще вимивання залишків некротичного розпаду або залишків живої пульпи, а також бактеріальної біоплівки зі стінок каналу.

Отримавши значення швидкості та тиску, була візуалізована вихрова структура течії іриганта у каналі. Як бачимо, потік іригаційного розчину у каналі овальної форми має нестаціонарний ламінарний характер (рис. 4), що збігається з висновками роботи Christos Boutsioukis [7].

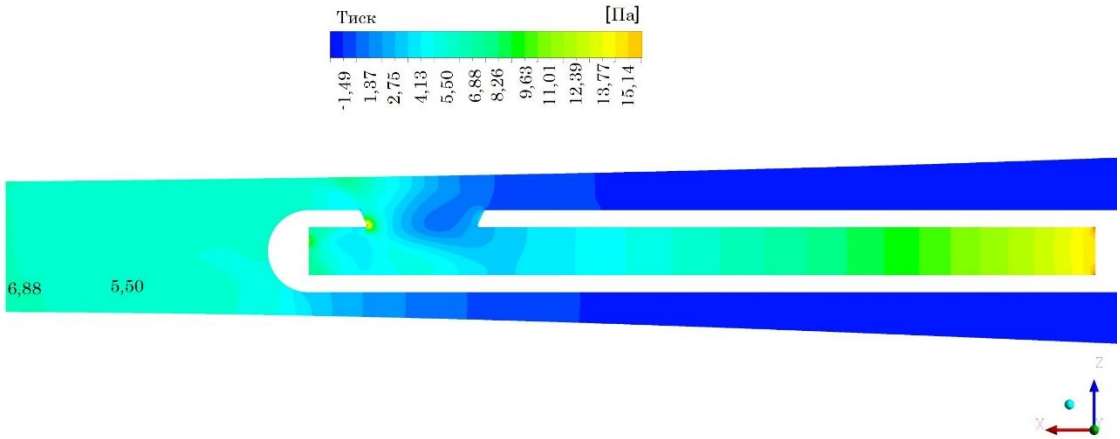

Рис. 2. Розподіл тиску іриганта у поздовжньому перерізі

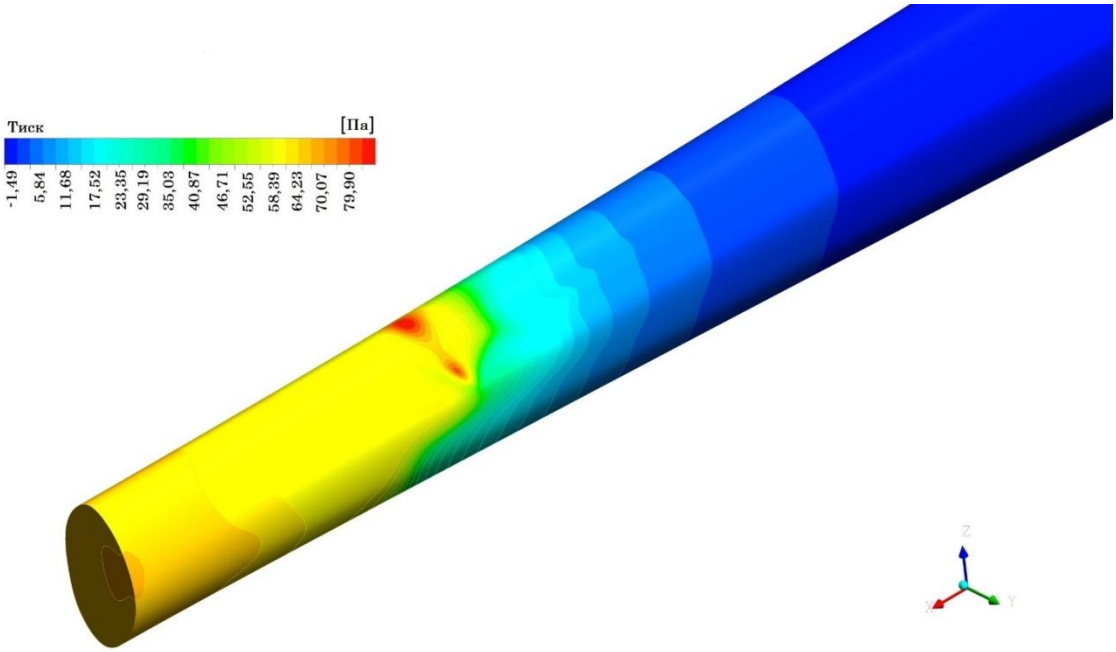

Рис. 3. Розподіл тиску на поверхні каналу

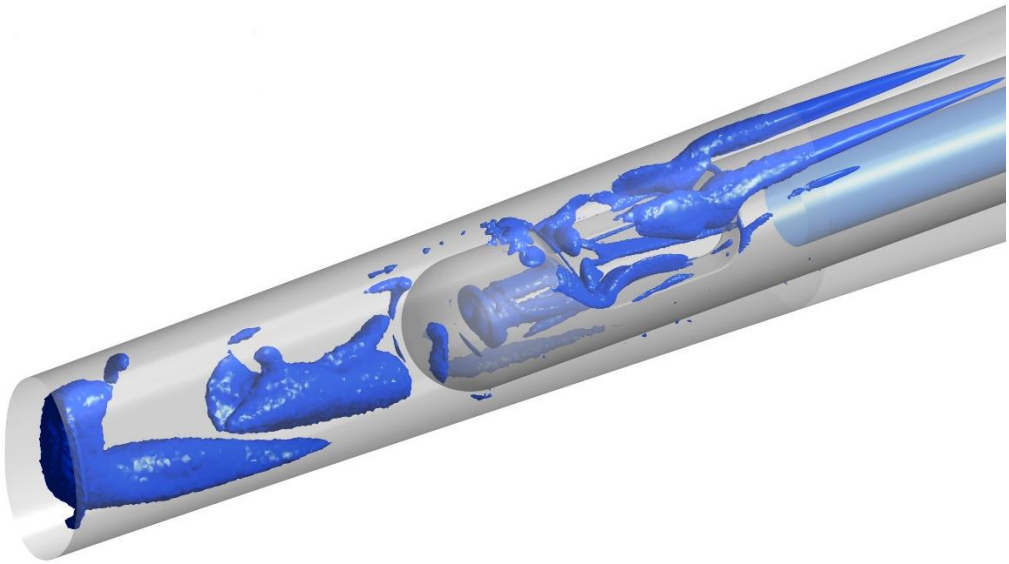

Рис. 4. Візуалізація вихрової структури течії іриганта в каналі

Про характер течії іригаційного розчину в апікальній частині кореневого каналу, а також у ділянці апікального отвору можна судити з розподілів векторів швидкостей (рис. 5). У голці швидкість наростає від 2,76 м/с$^{-1}$ досягаючи максимальних значень на бічному отворі 5,53 м/с$^{-1}$. Тоді як, при виході іриганта з голки, на стінках та в апікальній частині каналу утворюються два слабких вихори складної просторової форми, що обертаються назустріч один одному. Вектори швидкості різко знижуються з 2,76 м/с$^{-1}$ до 0 м/с$^{-1}$.

Поздовжня проекція швидкості іриганту у бік гирлової частини трохи перевищує максимальну поздовжню швидкість циркуляції в апікальній зоні. Хоча, в середньому, поздовжні проекції швидкості в апікальній зоні вдвічі-втричі менші швидкості витікання іриганту у бік гирла кореневого каналу (рис. 6).

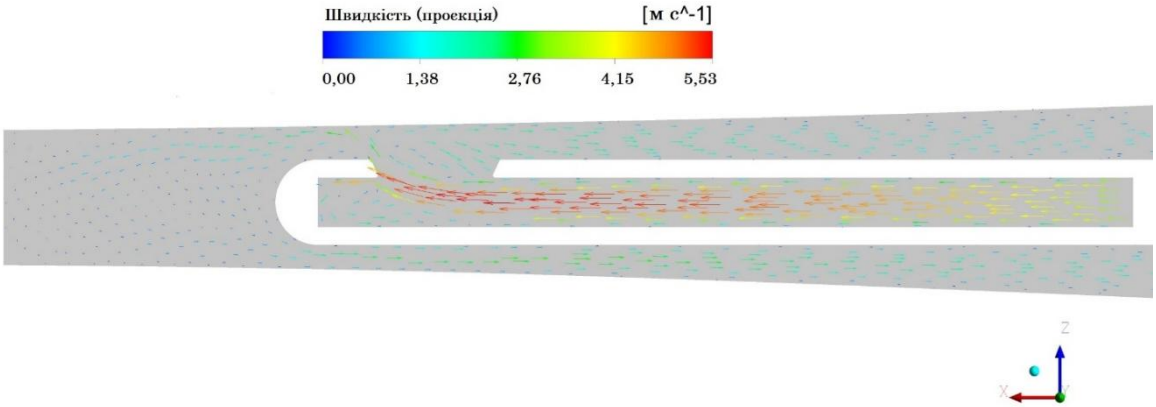

Рис. 5. Вектори швидкості в поздовжньому перерізі каналу (дотична проєкція)

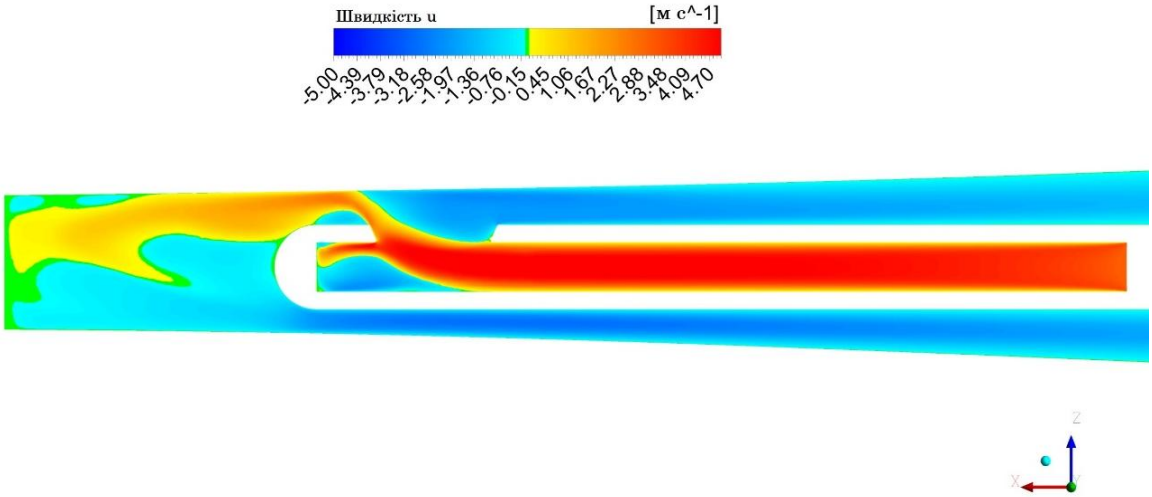

Рис. 6. Розподіл складової швидкості Vx по поздовжньому перерізу

4. Обговорення результатів дослідження

Для того, щоб мати фізичний або хімічний вплив на біоплівку, залишки тканини пульпи, дентинні ошурки і змазаний шар, іригант повинен досягти цих цілей. Тому інформація про надходження іригаційного розчину в систему кореневого каналу може стати корисним орієнтиром для вибору методу іригації, який матиме найбільші шанси щоб досягти ділянок, що цікавлять, для подальшого тестування в дослідженнях ex vivo та in vivo. Крім того, швидкість подачі іриганта в штучні перешийки та бічні канали корелюється з видаленням біоплівки з цих ділянок [3]. Однак прямий зв'язок між проникненням іриганту і загоєнням верхівкового періодонтиту досі не доведений.

Для детальної візуалізації та кількісної оцінки потоку, високошвидкісне зображення потоку іриганта, засіяного мікроскопічними нейтрально плаваючими індикаторними частинками та аналіз за допомогою алгоритмів Velocimetry Particle Tracking або Particle Image Velocimetry наразі вважається найсучаснішим методом [7]. Цей метод надає дані високої роздільної здатності з визначенням часу про швидкість іриганта всередині кореневого каналу. Будучи оптичним методом, він вимагає прямого оптичного доступу до іриганта як мінімум з двох сторін, тому необхідно використовувати штучні кореневі канали з прозорої смоли або полідиметилсилоксану.

Концентрація індикаторних частинок повинна бути збалансована таким чином, щоб можна було захопити достатньо деталей потоку без зміни самого потоку [8]. Для фіксації важливих характеристик потоку у відповідний часовий масштаб високошвидкісна камера повинна мати можливість записувати кілька послідовних кадрів із частотою кадрів принаймні в 2 рази вищою (і бажано в 5–10 разів швид-

шою), ніж найвища часова частота зацікавленої високошвидкісної події. Наприклад, щоб зафіксувати коливальний потік навколо ультразвукового файлу під час активації іриганта (f ≈ 30 кГц), камера повинна мати можливість записувати принаймні один повний цикл коливань із частотою 150000–300000 кадрів на секунду, щоб захопити нестабільний потік; навіть більша частота кадрів може знадобитися для захоплення динаміки перехідних кавітаційних бульбашок [9]. В іншому випадку аналіз покаже лише приблизне середнє за часом уявлення про потік і важливі перехідні явища можуть бути пропущені [10].

Спрощену геометрію кореневого каналу, змодельовану в ранніх дослідженнях [11–13], поступово замінили більш реалістичними, заснованими на мікрокомп'ютерній томографії людських зубів, але переваги додаткової складності ще належить довести. Геометричне спрощення є лише одним із багатьох потенційних джерел помилок у числовій моделі, тому перехід до більш реалістичної геометрії кореневих каналів не гарантує точності результатів, хоча збільшує робоче навантаження, час і ресурси для обчислення. У процесі оптимізації моделі доцільніше звести всі типи похибок до одного порядку величини, щоб жодна з них не мала непропорційно великого впливу на результати, ніж усувати лише один тип похибок [14, 15].

Числові моделі також використовувалися для отримання додаткової інформації про потік іригантів всередині системи кореневого каналу [16, 17]. Ці універсальні моделі є достатньо наближеними до реальності, доповнюють експерименти та надають інформацію про швидкість і тиск іриганта, а також про їх похідні, такі як напруга зсуву стінки, у тих областях системи кореневого каналу, де експериментальні вимірювання складні або навіть неможливі. Однак вони базуються на великій кількості припущень і налаштувань, і навіть невеликі зміни в них можуть дати дуже різні результати. Тому вартує порівнювати існуючі моделі з належним чином розробленими перевіреними експериментами [18, 19], які відтворюють основні елементи моделі та надають кількісні дані щодо відповідних фізичних величин (зазвичай швидкості і тиску іриганта). Вивчення гідродинамічних властивостей іригаційного розчину на експериментальній комп'ютерній моделі дасть змогу у клінічній практиці удосконалити протокол медикаментозної обробки кореневих каналів та оцінити віддалені результати лікування пульпіту та періодонтиту.

Обмеження дослідження. Ймовірно, що створена комп'ютерна модель однокореневого зуба з ідеальними формою, розміром каналу та застосований протокол іригації на практиці матиме інші результати, особливо у багатокореневих зубах, через розгалужену систему кореневих каналів, наявність перешийків, відгалужень, в яких відбувається перехресне інфікування та відповідно анатомічна структура впливатиме на якість медикаментозної обробки.

Перспективи подальших досліджень. Проведене експериментальне дослідження дасть змогу відтворити протокол ендодонтичної обробки кореневих каналів у клінічних умовах та за результатами мікробіологічних та імунологічних досліджень оцінити ефективність запропонованої методики при лікуванні пульпіту у зубах із сформованою верхівкою кореня.

5. Висновки

Результати комп'ютерного чисельного моделювання нестаціонарного витоку іригаційного розчину показали, що положення голки в кореневому каналі у бік великого діаметру суттєво впливає на параметри витоку ірриганту, забезпечує кращу вимивальну здатність та динаміку зростання концентрації 6% розчину натрію гіпохлориту в різних зонах кореневого каналу.

Конфлікт інтересів

Автори декларують, що не мають конфлікту інтересів стосовно даного дослідження, в тому числі фінансового, особистісного характеру, авторства чи іншого характеру, що міг би вплинути на дослідження та його результати, представлені в даній статті.

Фінансування

Дослідження проводилося без фінансової підтримки.

Доступність даних

Дані будуть надані за обґрунтованим запитом.

Використання засобів штучного інтелекту

Автори підтверджують, що не використовували технології штучного інтелекту при створенні представленої роботи.

Література

1. Boutsioukis, C., Arias-Moliz, M. T., Chávez de Paz, L. E. (2022). A critical analysis of research methods and experimental models to study irrigants and irrigation systems. International Endodontic Journal, 55 (S2), 295–329. https://doi.org/10.1111/iej.13710

2. Love, R. M. (2010). Biofilm–substrate interaction: from initial adhesion to complex interactions and biofilm maturity. Endodontic Topics, 22 (1), 50–57. https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00280.x

3. Pereira, T. C., Boutsioukis, C., Dijkstra, R. J. B., Petridis, X., Versluis, M., de Andrade, F. B. et al. (2020). Biofilm removal from a simulated isthmus and lateral canal during syringe irrigation at various flow rates: a combined experimental and Computational Fluid Dynamics approach. International Endodontic Journal, 54 (3), 427–438. https://doi.org/10.1111/iej.13420

4. Boutsioukis, C., Verhaagen, B., Versluis, M., Kastrinakis, E., Van Der Sluis, L. W. M. (2010). Irrigant flow in the root canal: experimental validation of an unsteady Computational Fluid Dynamics model using high-speed imaging. International Endodontic Journal, 43 (5), 393–403. https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01692.x

5. Koch, J. D., Smith, N. A., Garces, D., Gao, L., Olsen, F. K. (2014). In Vitro Particle Image Velocity Measurements in a Model Root Canal: Flow around a Polymer Rotary Finishing File. Journal of Endodontics, 40 (3), 412–416. https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.038

6. Годованець, О. І., Рожко, В. І., Басіста, А. С., Петрунів, В. Б., Воляк, Ю. М. (2024). Модель вивчення потоку іригаційного розчину в кореневому каналі. Вісник проблем біології і медицини, 2 (173), 84–86. https://doi.org/10.29254/2523-4110-2024-2-173/addition-84-86

7. Verhaagen, B., Boutsioukis, C., van der Sluis, L. W. M., Versluis, M. (2014). Acoustic streaming induced by an ultrasonically oscillating endodontic file. The Journal of the Acoustical Society of America, 135 (4), 1717–1730. https://doi.org/10.1121/1.4868397

8. Boutsioukis, C., Psimma, Z., Kastrinakis, E. (2013). The effect of flow rate and agitation technique on irrigant extrusion ex vivo. International Endodontic Journal, 47 (5), 487–496. https://doi.org/10.1111/iej.12176

9. Macedo, R. G., Verhaagen, B., Fernandez Rivas, D., Gardeniers, J. G. E., van der Sluis, L. W. M., Wesselink, P. R., Versluis, M. (2014). Sonochemical and high-speed optical characterization of cavitation generated by an ultrasonically oscillating dental file in root canal models. Ultrasonics Sonochemistry, 21 (1), 324–335. https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2013.03.001

10. Koch, J. D., Jaramillo, D. E., DiVito, E., Peters, O. A. (2015). Irrigant flow during photon-induced photoacoustic streaming (PIPS) using Particle Image Velocimetry (PIV). Clinical Oral Investigations, 20 (2), 381–386. https://doi.org/10.1007/s00784-015-1562-9

11. Shen, Y., Gao, Y., Qian, W., Ruse, N. D., Zhou, X., Wu, H., Haapasalo, M. (2010). Three-dimensional Numeric Simulation of Root Canal Irrigant Flow with Different Irrigation Needles. Journal of Endodontics, 36 (5), 884–889. https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.010

12. Boutsioukis, C., Gutierrez Nova, P. (2021). Syringe Irrigation in Minimally Shaped Root Canals Using 3 Endodontic Needles: A Computational Fluid Dynamics Study. Journal of Endodontics, 47 (9), 1487–1495. https://doi.org/10.1016/j.joen.2021.06.001

13. Loroño, G., Zaldivar, J. R., Arias, A., Cisneros, R., Dorado, S., Jimenez-Octavio, J. R. (2020). Positive and negative pressure irrigation in oval root canals with apical ramifications: a computational fluid dynamics evaluation in micro-CT scanned real teeth. International Endodontic Journal, 53 (5), 671–679. https://doi.org/10.1111/iej.13260

14. Šnjarić, D., Čarija, Z., Braut, A., Halaji, A., Kovačević, M., Kuiš, D. (2012). Irrigation of human prepared root canal – ex vivo based computational fluid dynamics analysis. Croatian Medical Journal, 53 (5), 470–479. https://doi.org/10.3325/cmj.2012.53.470

15. Wang, R., Shen, Y., Ma, J., Huang, D., Zhou, X., Gao, Y., Haapasalo, M. (2015). Evaluation of the Effect of Needle Position on Irrigant Flow in the C-shaped Root Canal Using a Computational Fluid Dynamics Model. Journal of Endodontics, 41 (6), 931–936. https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.002

16. Layton, G., Wu, W.-I., Selvaganapathy, P. R., Friedman, S., Kishen, A. (2015). Fluid Dynamics and Biofilm Removal Generated by Syringe-delivered and 2 Ultrasonic-assisted Irrigation Methods: A Novel Experimental Approach. Journal of Endodontics, 41 (6), 884–889. https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.01.027

17. Chen, J. E., Nurbakhsh, B., Layton, G., Bussmann, M., Kishen, A. (2013). Irrigation dynamics associated with positive pressure, apical negative pressure and passive ultrasonic irrigations: A computational fluid dynamics analysis. Australian Endodontic Journal, 40 (2), 54–60. https://doi.org/10.1111/aej.12027

18. Verhaagen, B., Boutsioukis, C., Sleutel, C. P., Kastrinakis, E., van der Sluis, L. W. M., Versluis, M. (2013). Irrigant transport into dental microchannels. Microfluidics and Nanofluidics. https://doi.org/10.1007/s10404-013-1281-y

19. Boutsioukis, C., Kastrinakis, E., Lambrianidis, T., Verhaagen, B., Versluis, M., van der Sluis, L. W. M. (2013). Formation and removal of apical vapor lock during syringe irrigation: a combined experimental and Computational Fluid Dynamics approach. International Endodontic Journal, 47 (2), 191–201. https://doi.org/10.1111/iej.12133

Received 23.08.2025
Received in revised form 12.09.2025
Accepted 25.09.2025
Published 03.10.2025

Віталій Іванович Рожко, кандидат медичних наук, доцент, кафедра стоматології дитячого віку, Буковинський державний медичний університет, пл. Театральна, 2, м. Чернівці, Україна, 58002

Оксана Іванівна Годованець, доктор медичних наук, професор, кафедра стоматології дитячого віку, Буковинський державний медичний університет, Театральна площа 2, м. Чернівці, Україна, 58001

Анастасія Степанівна Басіста, кандидат медичних наук, асистент, кафедра терапевтичної стоматології, Буковинський державний медичний університет, Театральна площа 2, м. Чернівці, Україна, 58001

Володимир Богданович Петрунів, кандидат медичних наук, доцент, кафедра дитячої стоматології, Івано-Франківський національний медичний університет, вул. Галицька 2, м. Івано-Франківськ, Україна, 76018

Володимир Любомирович Когут, кандидат медичних наук, доцент, кафедра хірургічної стоматології, Івано-Франківський національний медичний університет, вул. Галицька 2, м. Івано-Франківськ, Україна, 76018

Олексій Миколайович Волокітін, лікар-стоматолог, приватна практика, вул. Ціолковського, 1, м. Самар, Україна, 51200

***Corresponding author:** *Vitaliy Rozhko, e-mail: rozhkovi1980@ukr.net*