

Олександр ШАЙКО-ШАЙКОВСЬКИЙ¹, д-р техн. наук, проф.

ORCID ID: 0000-0002-0818-5367

e-mail: o.Shaiko-shaikovskiy@chnu.edu.ua

Олексій ДУДКО², канд. мед. наук, доц.

ORCID ID: 0000-0003-1848-5053

e-mail: Dudko.oleksii@bsmu.edu.ua

Валерій КРИВОНОСОВ³, д-р техн. наук, проф.

ORCID ID: 0000-0002-8219-021X

e-mail: yhtverf007@ukr.net

Дмитро ЯКИМ'ЮК⁴, канд. мед. наук

e-mail: traumalshmd@gmail.com

¹Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, Україна

²Буковинський державний медичний університет, Чернівці, Україна

³Київський національний університет біоресурсів

та природокористування України, Київ, Україна

⁴ОКНП "Чернівецька лікарня швидкої медичної допомоги", Чернівці, Україна

БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛОМІВ

Вступ. Розглянуто деякі біомеханічні аспекти остеосинтезу діафізарних переломів (поперечних, косих, гвинтоподібних) за допомогою накісткових пластин. Наявність великої кількості типів і різновидів накісткових пластин, які досить дешеві порівняно з іншими видами фіксуючих конструкцій (інтрамедулярними, черезкістковими тощо), робить такий вид фіксації відламків пошкодженої кістки досить ефективним, важливим та дешевим. Метою дослідження було розробити методику визначення варіантів раціонального розташування фіксуючих та блокуючих гвинтів на корпусі накісткового фіксатора під впливом на нього комплексу простих та складних видів навантажень.

Методи. Застосовано програмне середовище Solid Works для створення моделі "кістка – накістковий фіксатор", а напружено-деформований стан під час статичних навантажень визначався в програмі Autodesk. Модель передбачала розташування на корпусі різної кількості отворів по 2, 3 та 4 гвинти від лінії зламу. Розрахунки проводилися для матеріалу сталь 12X18H9T.

Результати. У проведеному комп'ютерному моделюванні було визначено стресові напруження за фон Мізесом у 4-х точках накісткової пластини: 1 – по центру пластини, 2 – біля найближчого до центра отвору, 3 – по центру відстані між цим отвором та краєм пластини, 4 – між 1 і 2 від центра пластини отворами. Під час фіксації по 4 гвинти з кожного боку перелому за максимального навантаження рівень напружень по центру пластини становив – 101,194 МПа, біля найближчого до центра отвору – 96,456 МПа, а в 3 і 4 точках – по 107,779 МПа та 154,177 МПа, відповідно. Під час фіксації меншою кількістю гвинтів, за рахунок збільшення стресової зони, у більшості точок вимірювання напруження знижувалося, зокрема при фіксації по 3 гвинти поблизу найближчого до центра пластини отвору напруження знижувалося на 10,7 %, а в 4-й точці зменшувалося на 2,3 %, за рахунок близькості розташування фіксуючого гвинта.

© Шайко-Шайковський Олександр, Дудко Олексій,
Кривонос Валерій, Яким'юк Дмитро, 2024

Висновки. *Практика свідчить, що використання сучасних накісткових малоконтактних конструкцій дозволяє суттєво прискорити терміни зростання відламків кісток, а розроблена авторами методика визначення найбільш раціонального розташування фіксуєчих елементів на корпусі пластини дозволяє істотно зменшити інвазивність та кількість концентраторів напружень на самій кістці.*

Ключові слова: *діафізарні переломи, остеосинтез, накісткові пластини, стабільність фіксації.*

Вступ

Пошкодження і травми кісток опорно-рухового апарату людини – досить поширені причини втрати працездатності, інвалідності, а в окремих, найбільш важких випадках – летальних результатів. За даними ООН у світі дорожньо-транспортні пригоди (ДТП) є третьою за частотою причиною смертності серед молоді та працездатного населення. Щорічно у світі внаслідок ДТП гинуть 10 млн людей, 50 млн травмуються або стають каліками (Aloudah et al., 2020; Goniewicz et al., 2016, pp. 433–438). В Україні спостерігається аналогічна тенденція і за офіційною статистикою щоденно в мирний час отримують травми 120 людей унаслідок нещасних випадків та побутових травм, 30 із них – лишаються інвалідами, 3–5 гинуть. Матеріальні збитки суспільства внаслідок загибелі та травматизму людей становить близько 2,2 млрд дол. США на рік (Ekegren et al., 2018). Сьогодні, у військовий час, ця статистика істотно зростає.

Мета дослідження розробити методику визначення варіантів раціонального розташування фіксуєчих та блокуєчих гвинтів на корпусі накісткового фіксатора під впливом на нього комплексу простих та складних видів навантажень.

Методи

За допомогою програми Solid Works (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, U.S.) було створено модель "кістка – накістковий фіксатор". Далі за допомогою методу кінцевих елементів проведено моделювання напружено-деформованого стану матеріалу пластин для остеосинтезу (сталь 12X18H9T) у програмі Autodesk Fusion (Autodesk Inc., San Francisco, California, U.S.). Під час розташування на їхньому корпусі різної кількості отворів по 2, 3 та 4 гвинти від лінії зламу (тобто розташуванні на різних відстанях між центрами отворів) у процесі моделювання кістки було модельовано поперечний перелом, а трубчаста кістка представлена у вигляді двох окремих фрагментів з товщиною кортикального шару 5 мм та зовнішнім діаметром 40 мм, що відповідає параметрам стегнової кістки в середній третині. Модель містила 36718 пірамідальних елементів із середнім розміром 3,16 мм та мінімальним розміром 0,3 мм у ділянках отворів гвинтів.

Результати

Лікування пошкоджень і переломів кістки опорно-рухового апарату стало не тільки медичною проблемою, це також важливі й актуальні соціальні, економічні задачі, які постають перед суспільством (Eckart, Ghimire, & Stavitz, 2024, p. 123). Їх вирішення неможливе без комплексних, спільних зусиль

науковців і фахівців як медичного, так і інженерно-технічного профілю (матеріалознавців, спеціалістів у галузі біомеханіки, міцності, технологій). На думку більшості спеціалістів-травматологів, найбільш ефективними на сьогодні вважаються оперативні методи лікування. При консервативних методах лікування (гіпсова пов'язка) інвалідність виникає в 8–30 % випадках, у той час як при оперативних шляхах цей показник знижується до 5–20 % (Романенко та ін., 2010, с. 68–75). У проведеному нами комп'ютерному моделюванні було визначено стресові напруження за фон Мізесом у 4-х точках накісткової пластини: 1 – по центру пластини, 2 – біля найближчого до центра отвору, 3 – по центру відстані між цим отвором та краєм пластини, 4 – між 1 і 2 від центра пластини отворами. При цьому моделювалася різна кількість і розташуванні гвинтів, що дозволили визначити найбільш оптимальні ділянки їх введення.

Найбільші стресові напруження виявлялися у варіантах з найбільшою кількістю введення гвинтів – по 4 гвинти від лінії перелому, а найменші – при введенні по 2 гвинти від лінії перелому в отвори, максимально віддалені від центра пластини. Втім слід зазначити, що для останнього збільшувалися зміщення ділянки пластини над переломом, отже стабільність фіксації погіршувалася. Діапазон навантажень становив від 100 Н до 2000 Н, сила прикладалася до дистального відділу пластини під кутом 90° до поздовжньої осі пластини. При фіксації по 4 гвинти з кожного боку перелому за максимального навантаження рівень напружень по центру пластини становив – 101,194 МПа, біля найближчого до центра отвору – 96,456 МПа, а в 3 і 4 точках – по 107,779 МПа та 154,177 МПа, відповідно. За менших навантажень стресові показники були нижчими, але тенденція зберігалася (рис. 1). При фіксації меншою кількістю гвинтів, за рахунок збільшення стресової зони, в більшості точок вимірювання напруження знижувалося, зокрема при фіксації по 3 гвинти найбільш віддалено від лінії зламу поблизу найближчого до центра пластини отвору напруження знижувалося на 10,7 %, а в 4-й точці зменшувалося тільки на 2,3 %, за рахунок близькості розташування гвинта.

Розроблена методика дозволяє подібним шляхом визначати мінімальну відстань між отворами для корпусів пластин будь-яких розмірів, забезпечуючи їхню міцність і надійність роботи у складі біотехнічної системи "відламки кістки – накістковий фіксатор". Розрахунки здійснено для найбільш поширених типорозмірів накісткових фіксаторів, зокрема і пластини з мінімальним контактом, які знайшли широке застосування в медичній практиці. Особливо важливим є питання про оптимальне розташування фіксуючих гвинтів для створення стабільного остеосинтезу. Математичне комп'ютерне моделювання можливих варіантів кріплення за різної кількості та розташуванні гвинтів дозволили визначити напруження, деформації, переміщення та запас міцності матеріалу конструкції накісткового фіксатора, які при цьому виникають.

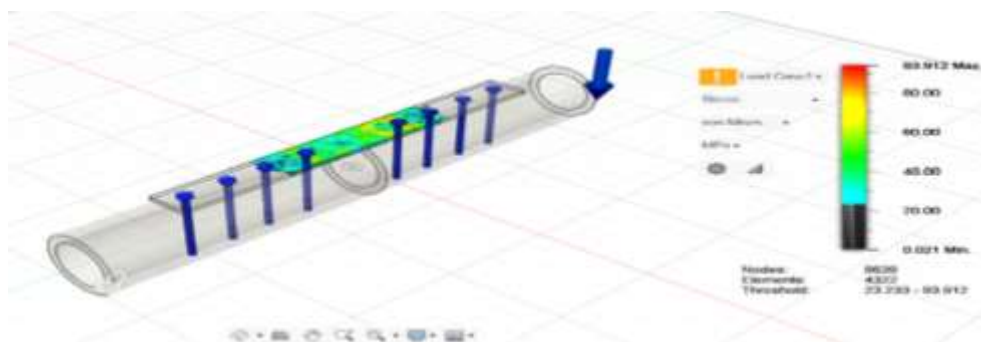


Рис. 1. Напружено-деформований стан у накістковій пластині під дією навантаження 1000 Н, вектор прикладеного навантаження, варіант фіксації по 4 гвинти в кожному фрагменті перелому

На вибір кількості гвинтів для фіксації та блокування впливає зокрема вид і тип перелому, тому кінцеве рішення, щодо створення того чи іншого виду остеосинтезу приймає лікар-травматолог, так само, як і визначення кількості гвинтів для остеосинтезу. Сучасні методи та технології лікування переломів і пошкоджень кісток досить різноманітні. Це обумовлюється широким асортиментом видів і типів переломів (діафізарні, проксимальні, дистальні, поперечні, косі, гвинтові, осколкові, багатоосколкові, розтрощені, детензійні тощо). Кожний із цих типів переломів вимагає своєї, індивідуальної технології лікування, свого підходу, відповідних технічних засобів.

Досить важливою властивістю, притаманною сучасним видам остеосинтезу, є його біологічність: тобто поведінка створюваної біотехнічної системи "відламки кістки – фіксатор" має найбільш точно моделювати властивості непошкодженої кістки. У таких випадках виключається поява так званого ефекту шунтування, за якого синтезована ділянка кістки виключається з навантаження, що, у свою чергу, викликає вимивання кальцію з кортикальної кісткової речовини, змінення фізико-механічних властивостей так званої стресової ділянки кістки поблизу місця перелому. Унаслідок цього часто трапляються повторні переломи тієї ж самої ділянки кістки після зрощення перелому та вилучення фіксуючої конструкції. Саме тому важлива оптимізація накісткового остеосинтезу. Це дозволить вибирати коректний тип фіксації для кожного перелому – біологічний чи компресійний варіант, що відповідно буде впливати на утворення первинного та вторинного кісткового мозоля, а здатність до деформації усієї біотехнічної системи повинна імітувати відповідні деформації стискання, згинання, кручення (Field, & Törnkvist, 2001, pp. 169–178). Успішне розв'язання такої задачі можливе лише завдяки спільним зусиллям медиків-травматологів, спеціалістів у галузі опору матеріалів, матеріалознавства, будівельної механіки, моделювання, біомеханіки, що дозволить оптимально й індивідуально застосовувати цей простий, поширений і доступний на сьогодні вид остеосинтезу, зважаючи на різноманіття пластин (Tu et al., 2022).

Для забезпечення ефективного зрощення кісткових фрагментів необхідне вільне, безперешкодне постачання біологічних рідин до місця перелому, створення певної дозованої компресії між відламками, уникання виникнення ефекту "шунтування". Із цією метою набули поширення так звані малоконтактні накісткові конструкції (van Nguyen et al., 2021). Такі фіксатори мінімально контактують з періостом, майже його не пошкоджуючи, забезпечують хороше кровопостачання до зони перелому, а також мають досить невелику масу. Полегшення конструкцій позитивно впливає на перебіг зрощення, створює більш комфортні умови для постраждалого. Проте полегшення конструкції, зменшення її матеріалоемності негативно впливає на її міцність та жорсткість. Тому досі залишається не вирішеним питання про мінімально допустимі розміри поперечного перерізу накісткового фіксатора, а також про мінімально допустимі відстані між отворами на корпусі фіксатора, які знижують його міцність і є своєрідними концентраторами напружень, що також істотно знижує його розрахункову міцність. Отримані розрахунковим шляхом результати повністю підтверджуються даними практичної медичної оперативної діяльності під час проведення накісткового остеосинтезу (Шайко-Шайковський та ін., 2014, с. 26–30).

Дискусія і висновки

Аналіз сукупності отриманих результатів проведених досліджень дозволяє зробити практичні рекомендації лікарям-травматологам для подальшого використання в медичній практиці.

1. Запропоновано методику комп'ютерного моделювання для оцінювання параметрів напружено-деформованого стану матеріалу накісткових фіксаторів за різної кількості та розташуванні отворів для фіксуєчих елементів, визначено мінімально допустиму відстань між отворами за різних розмірів поперечного перерізу накісткових пластин.

2. Розроблено та запропоновано методику комп'ютерного моделювання для визначення оптимального розташування фіксуєчих та блокуєчих елементів на корпусі накісткового фіксатора за різних видів простих і складних навантажень з найвищими стресовими навантаженнями до 154,177 МПа, що нижче максимальних параметрів руйнування нержавіючої сталі медичного призначення.

3. Результати проведеного математичного моделювання дозволяють виділити найбільш раціональні та найменш вдачі варіанти розташування фіксуєчих елементів за заздалегідь заданих їх кількості, що знайшло практичне застосування під час медичної оперативної діяльності в лікуванні переломів.

Внесок авторів: ідеї, формулювання або еволюція всеохопних цілей і завдань дослідження надавались усіма авторами в процесі обговорення, планування роботи та дослідження в цілому. Олександр Шайко-Шайковський та Валерій Кривоносов – формальний аналіз та застосування статистичних, математичних, обчислювальних та інших методів для аналізу або синтезу емпіричних даних дослідження; Олексій Дудко та Дмитро Яким'юк, лікарі-практики – активна участь у наприкінцевому аналізі отриманих результатів; Олександр Шайко-Шайковський та Валерій Кривоносов – програмне забезпечення, проєктування та використання комп'ютерних

програм пакета Solid Works; Олексій Дудко та Дмитро Яким'юк – методологія та розробка методології, створення моделей дослідження; Олександр Шайко-Шайковський – написання оригінальної (початкового варіанта) чернетки; Олексій Дудко – написання та перегляд-редагування, внесення суттєвих змін до рукопису.

Валідація даних, перевірка відтворюваності результатів проводилися в клінічних умовах ОКНП "Чернівецька лікарня швидкої допомоги" і лабораторіях Чернівецького національного університету ім. Ю. Федьковича та Національного університету біоресурсів та природокористування України.

Подяки, джерела фінансування. Автори висловлюють щирю подяку всім, хто брав участь у підготовці цієї публікації, виготовляв та надавав накісткові пластини, (мале підприємство ВАМП), брав участь у вимірюваннях в лабораторії опору матеріалів ЧНУ ім. Ю. Федьковича, а також здійснював комп'ютерне моделювання та розрахунки щодо оцінювання параметрів напружено-деформованого стану накісткових пластин в умовах простих та складних видів деформацій.

Список використаних джерел

Романенко, К.К., Белостоцкий, А.И., Прозоровский, Д.В., & Голка, Г.Г. (2010). Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе. *Ортопедия, травматология и протезирование*, 1, 68–75.

Шайко-Шайковський, А.Г., Белов, М.Е., Олексюк, І.С. та ін. (2014). Методика комп'ютерної оптимізації розміщення фіксуючих елементів на корпусі накісткової пластини при ротационних впливах. *Ортопедия, травматология и протезирование*, 4, 26–30. <https://doi.org/10.15674/0030-59872014426-30>

Aloudah, A.A., Almesned, F.A., Alkanan, A.A., & Alharbi, T. (2020). Pattern of Fractures Among Road Traffic Accident Victims Requiring Hospitalization: Single-institution Experience in Saudi Arabia. *Cureus*, 12(1), e6550. <https://doi.org/10.7759/cureus.6550>

Eckart, A.C., Ghimire, P.S., & Stavitz, J. (2024). Predictive validity of multifactorial injury risk models and associated clinical measures in the U.S. population. *Sports (Basel)*, 12(5), 123. <https://doi.org/10.3390/sports12050123>

Ekegren, C.L., Edwards, E.R., de Steiger, R., & Gabbe, B.J. (2018). Incidence, costs and predictors of non-union, delayed union and mal-union following long bone fracture. *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 15(12), 2845. <https://doi.org/10.3390/ijerph15122845>

Field, J.R., & Törnkvist, H. (2001). Biological fracture fixation: a perspective. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 14(04), 169–178. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1632694>

Goniewicz, K., Goniewicz, M., Pawłowski, W., & Fiedor, P. (2016). Road accident rates: strategies and programmes for improving road traffic safety. *Eur. J. Trauma. Emerg. Surg.*, 42(4), 433–438. <https://doi.org/10.1007/s00068-015-0544-6>

Tu, J., Jiang, H., Li, C., Huang, X., & Li, X. (2022). Clinical Outcomes of Treatment Strategies for Postoperative Plate Fracture and In Situ Fracture of the Femoral Shaft. *BioMed Research International*, 8145438. <https://doi.org/10.1155/2022/8145438>

Van Nguyen, L., Nguyen, G.N., Nguyen, B.L., & Bui, H.M. (2021). Results and complications of minimally invasive medial plate osteosynthesis for distal metaphyseal tibial fractures: A prospective case series from Vietnam. *Annals of Medicine and Surgery*, 70, 102886. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2021.102886>

References

Aloudah, A.A., Almesned, F.A., Alkanan, A.A., & Alharbi, T. (2020). Pattern of Fractures Among Road Traffic Accident Victims Requiring Hospitalization: Single-institution Experience in Saudi Arabia. *Cureus*, 12(1), e6550. <https://doi.org/10.7759/cureus.6550>

Eckart, A.C., Ghimire, P.S., & Stavitz, J. (2024). Predictive validity of multifactorial injury risk models and associated clinical measures in the U.S. population. *Sports (Basel)*, 12(5), 123. <https://doi.org/10.3390/sports12050123>

Ekegren, C.L., Edwards, E.R., de Steiger, R., & Gabbe, B.J. (2018). Incidence, costs and predictors of non-union, delayed union and mal-union following long bone fracture. *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 15(12), 2845. <https://doi.org/10.3390/ijerph15122845>

Field, J.R., & Törnkvist, H. (2001). Biological fracture fixation: a perspective. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 14(04), 169–178. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1632694>

Goniewicz, K., Goniewicz, M., Pawłowski, W., & Fiedor, P. (2016). Road accident rates: strategies and programmes for improving road traffic safety. *Eur. J. Trauma. Emerg. Surg.*, 42(4), 433–438. <https://doi.org/10.1007/s00068-015-0544-6>

Romanenko, K.K., Bilostotskyi, A.I., Prozorovsky, D.V., & Holka, H.H. (2010). Functions and types of plates and screws in modern osteosynthesis. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, 1, 68–75 [in Russian].

Shajko-Shajkovskij, A.G., Belov, M.E., Oleksjuk, I.S. et al. (2014). Method of the computer optimization of fixing elements placing on the hull of the plate under rotational effects. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, 4, 26–30 [in Russian]. <http://doi.org/10.15674/0030-59872014426-30>

Tu, J., Jiang, H., Li, C., Huang, X., & Li, X. (2022). Clinical Outcomes of Treatment Strategies for Postoperative Plate Fracture and In Situ Fracture of the Femoral Shaft. *BioMed Research International*, 8145438. <https://doi.org/10.1155/2022/8145438>

Van Nguyen, L., Nguyen, G.N., Nguyen, B.L., & Bui, H.M. (2021). Results and complications of minimally invasive medial plate osteosynthesis for distal metaphyseal tibial fractures: A prospective case series from Vietnam. *Annals of Medicine and Surgery*, 70, 102886. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2021.102886>

Отримано редакцією збірника / Received: 29.06.24

Прорецензовано / Revised: 31.07.24

Схвалено до друку / Accepted: 01.10.24

Alexander SHAIKO-SHAIKOVSKIY¹, DSc (Engin.), Prof.

ORCID ID: 0000-0002-0818-5367

e-mail: o.Shaiko-shaikovskiy@chnu.edu.ua

Oleksii DUDKO², PhD (Med.), Assoc. Prof.

ORCID ID: 0000-0003-1848-5053

e-mail: Dudko.oleksii@bsmu.edu.ua

Valerii KRYVONOSOV³, DSc (Engin.), Prof.

ORCID ID: 0000-0002-8219-021X

e-mail: yhtverf007@ukr.net

Dmitro YAKIMYUK⁴, PhD (Med.)

e-mail: traumalshmd@gmail.com

¹Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Chernivtsi, Ukraine

²Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, Ukraine

³National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

⁴Emergency Hospital of Chernivtsi City, Chernivtsi, Ukraine

BIOMECHANICAL ASPECTS OF BONE PLATE OSTEOSYNTHESIS FOR DIAPHYSEAL FRACTURES

Introduction. *The paper presents some biomechanical aspects of osteosynthesis diaphyseal fractures (transverse, oblique, and spiral) by means of bone plates. The presence of large amount of different types of bone plates makes this type of internal fracture fixation very effective, inexpensive and worthy for further research and development. The aim of research was to develop the technology of calculating the optimal variants of screw placement in the plate under various simple and complicated loads.*

Methods. *For this purpose the plate-bone model was created in Solid Works and the strain-deformity state under static load was calculated in Autodesk. The following variants of fixation were studied: with 2, 3, 4 screws on each side of a fracture. Stainless steel 12X18H9T parameters were used in the study.*

Results. *The von Misses stress was measured in 4 plate areas. For the variant of fixation when 4 screws were used on each side from the fracture for the maximum load the stress level at the plate center was – 101.194 MPa, near the first hole from the fracture site – 96.456 MPa, in the 3 and the 4 points – 107.779 MPa and 154.177 MPa respectively. In cases with the less number of screws were used the stress was decreased due to the increasing of the plate stress zone. Particularly when 3 screws were used the stress decreased near the 1 hole of the plate on 10.7 %, and in the 4 point it was decreased only on 2.3 %, due to the proximity of the inserted screw.*

Conclusions. *The practical application of use low contact bone plates creates advanced conditions for fracture healing without delays, a the methodology that was developed by the authors to determine the optimal allocation of fixing elements on the plate body allows to perform it less invasive and to decrease the level of stress concentrators on the bone.*

Key words: *diaphyseal fractures, osteosynthesis, bone plates, fixation stability.*

Автори О. Шайко-Шайковський, О. Дудко, В. Кривоносов та Д. Яким'юк заявляють про відсутність конфлікту інтересів. Спонсори не брали участі в розробленні дослідження; у зборі, аналізі чи інтерпретації даних; у написанні рукопису; є рішення про публікацію результатів.

The authors A. Shaiko-Shaikovskiy, O. Dudko, V. Kryvonosov and D. Yakimyuk declare no conflicts of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses or interpretation of data; in the writing of the manuscript; in the decision to publish the results.