

Міністерство охорони здоров'я України
Буковинський державний медичний університет

БУКОВИНСЬКИЙ МЕДИЧНИЙ ВІСНИК

Український науково-практичний журнал

Заснований у лютому 1997 року

Видається 4 рази на рік

Включений до Ulrichsweb™ Global Serials Directory, наукометричних і спеціалізованих баз даних Google Scholar (США), Index Copernicus International (Польща), Scientific Indexing Services (США), Infobase Index (Індія), Ukrainian research & Academy Network (URAN), НБУ ім. Вернадського, “Джерело”

ТОМ 26, № 3 (103)

2022

Редакційна колегія:

головний редактор Т.М. Бойчук,
О.А. Андрієць, О.Б. Беліков, О.С. Годованець, І.І. Заморський,
О.І. Івашук (перший заступник головного редактора),
Т.О. Ілашук, А.Г. Іфтодій, Г.Д. Коваль, О.К. Колоскова,
В.В. Кривецький (заступник головного редактора),
В.В. Максим'юк, Н.В. Пашковська,
Д.В. Проняєв (відповідальний секретар), Л.П. Сидорчук,
С.В. Сокольник, В.К. Ташук, С.С. Ткачук,
О.І. Федів, О.В. Цигикало

Чернівці: БДМУ, 2022

Редакційна рада:
К.М. Амосова (Київ), В.В. Бойко (Харків),
А.І. Гоженко (Одеса), В.М. Запорожан (Одеса),
В.М. Коваленко (Київ), З.М. Митник (Київ),
В.І. Паньків (Київ), В.П. Черних (Харків),
Герхард Дамман (Швейцарія),
Збігнев Копанські (Польща),
Дірк Брутцерт (Бельгія),
Раду Крістіан Дабіша (Румунія)
Віктор Ботнару (Респ. Молдова)

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет рішенням вченої ради
Буковинського державного медичного університету
(протокол № 5 від 27.10.2022 року)

Буковинський медичний вісник
(Бук. мед. вісник) – науково-
практичний журнал, що рецензується
Bukovinian Medical Herald
(Buk. Med. Herald)
Заснований у лютому 1997 р. Видається 4
рази на рік
Founded in February, 1997 Published four
times annually
Мова видання: українська, англійська
Сфера розповсюдження загальнодержавна,
зарубіжна
Свідоцтво про державну реєстрацію: серія
КВ №15684-4156 ПР від 21.09.2009

Наказом
Міністерства освіти і науки України
від 17 березня 2020 року № 409 журнал
“Буковинський медичний вісник”
включено до категорії "Б" (медичні
спеціальності – 222) переліку наукових
фахових видань України
Адреса редакції: 58002, м. Чернівці,
пл. Театральна, 2
Тел.: (0372) 55-37-54,
52-39-63
Факс: (0372) 55-37-54
e-mail: bmh@bsmu.edu.ua
Адреса електронної версії журналу в
Internet: <http://www.bsmu.edu.ua>

РАДІОЕЛЕКТРОННІ БЕЗПРОВІДНІ СИСТЕМИ ДЛЯ НЕ ІНВАЗИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕЛОМІВ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК ПРИ НАКІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗИ

В.Є. Кривоносов¹, С.В. Павлов², О.Г. Дудко³, Д.І.Яким'юк⁴, О.Г. Шайко-Шайковський⁵

1 Національний університет Одеської морської академії, м. Одеса, Україна

2 Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна

3 Буковинський державний медичний університет, м.Чернівці, Україна

4 Лікарня швидкої медичної допомоги, м. Чернівці, Україна

5 Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, м.Чернівці, Україна

Ключові слова: перелом, остеосинтез, накісткові пластини, міцність фіксуючих з'єднань.

Буковинський медичний вісник. 2022. Т. 26, № 3 (103). С. 42-51.

DOI: 10.24061/2413-0737.XXVI.3.103.2022.8

E-mail: yhtverf007@ukr.net
psv@vntu.edu.ua
dudko.oleksii@gmail.com
traumalshmd@gmail.com
o.shaiko-shaikovskiy@chnu.edu.ua

Резюме. Під час реабілітації хворого випадкові та ударні навантаження є основною причиною асептичного розхитування та пошкодження елементів фіксуючої конструкції (ФК). Відсутність контролю утворення хрящової мозолі в зоні перелому викликає збільшення періоду непрацездатності та підвищенню матеріальних затрат, пов'язаних із перебуванням хворого на лікарняному.

Змодельовано часткове навантаження на кістку, яке становить 25% від розрахункового значення, та яке дорівнює середній вазі тіла пацієнта. На підставі отриманих даних розроблено новий спосіб та пристрій неінвазивного виявлення початкового моменту послаблення або зламу фіксуючої конструкції, виявлення неправильного зрощення перелому, діагностики утворення та контролю росту хрящової мозолі, виявлення появи початкового моменту запального процесу в тілі хворого і діагностування причин виникнення цього процесу. Сформульовано вимоги до можливого методу неінвазивної діагностики стану перелому трубчастієї кістки. Встановлено критеріальні залежності контрольованих параметрів. Доведено дію випадкових навантажень, які є причиною поломок фіксуючої конструкції. Безпровідна передача електроенергії та інформації дозволили розробити метод неінвазивного контролю та діагностики перелому трубчастих кісток та встановити критеріальні залежності між контрольованими параметрами. Для комплексної діагностики стану одужання хворого достатньо контролювати тиск у трьох точках, згинаючий момент у місці перелому кістки, температуру накісткової пластини і температуру будь-якої іншої точки тіла.

RADIOELECTRONIC WIRELESS SYSTEMS FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF TUBULAR BONE FRACTURES DURING BODY OSTEOSYNTHESIS

V.Ye. Kryvonosov, S.V. Pavlov, O.G. Dudko, D.I. Yakymyuk, O.G. Shaiko-Schaikovskiy

Key words: fracture, osteosynthesis, bone plates, strength of fixing joints.

Bukovinian Medical Herald.

2022. V. 26, № 3 (103). P. 42-51.

Resume. During the rehabilitation of the patient, accidental and shock loads are the main cause of aseptic loosening and damage to the elements of the fixing structure (FC). The lack of control over the formation of cartilaginous callus in the fracture zone causes an increase in the period of incapacity for work and an increase in material costs associated with the patient's stay in the hospital.

The partial load on the bone is simulated, which is 25% of the calculated value and is equal to the average body weight of the patient. On the basis of the obtained data, a new method and device were developed for non-invasive detection of the initial moment of weakening or fracture of the fixing structure, detection of improper fracture fusion, diagnosis of the formation and control of cartilage callus growth, detection of the appearance of the initial moment of the inflammatory process in the patient's body and diagnosis of the causes of this process. The requirements for a possible method of non-invasive diagnosis of the condition of a tubular bone fracture are formulated. Criterion dependencies of the controlled parameters were established. The effect of random loads, which are the cause of failures of the fixing structure, has been proven. Wireless transmission of electricity and information

made it possible to develop a method of non-invasive control and diagnosis of fracture of tubular bones and to establish criterion dependencies between controlled parameters. For a comprehensive diagnosis of the patient's recovery, it is sufficient to monitor the pressure at three points, the bending moment at the site of the bone fracture, the temperature of the periosteum and the temperature of any other point of the body.

Вступ. Практика лікування переломів накістковим остеосинтезом трубчастих кісток показує, що в період реабілітації хворого випадкові та ударні навантаження є основною причиною асептичного розхитування та пошкодження елементів фіксуючої конструкції [1, 2].

За даними [3, 4], деформація накісткової пластини спостерігається у 4,8% хворих, перелом фіксатора або гвинтів – у 3,5%, у 2% випадків відбувся перелом регенерату та фіксатора, сповільнена консолидація відзначена у 2% пацієнтів, у 3,7% випадків – розвилися запальні процеси та загоєння м'яких тканин [5]. На рис. 1 наведено рентгенівський знімок хворої, вік 69 років. Тривалість лікування перелому накістковим остеосинтезом – 7 місяців. Реабілітаційний період продовжено в домашніх умовах. Вплив випадкового ударного навантаження (стрибок собаки на груди) призвів до поломки фіксуючих гвинтів і до послаблення ФК. Виявлення поломки ФК відбулося через 6 місяців, у період лікування запального процесу м'яких тканин у місці перелому. Проведена повторна операція – у результаті термін реабілітації склав 26 місяців.



Рис. 1. Рентгенограма кiстки пiсля впливу випадкового ударного навантаження

На рис. 2 наведено рентгенівський знімок зламу накісткової пластини та утворення несправжнього суглоба у хворого під час періоду реабілітації. Причина зламу – невиконання реабілітаційного навантажувального режиму.

Пацієнт (м. Маріуполь, лікарня № 9), вік – 46 років, стать – чоловіча, пов'язка знята через 48 днів після операції. Невиконання режиму навантажень, рекомендованих лікарем, призвело до зламу ФК.

У період заживлення перелому в пацієнта спостерігалися випадки підвищення температури всього тіла або окремих його частин. Причинами підвищення температури в пацієнта являються як загальні захворювання (інфекції, застуди, отруєння тощо), та поява запальних процесів м'яких тканин у

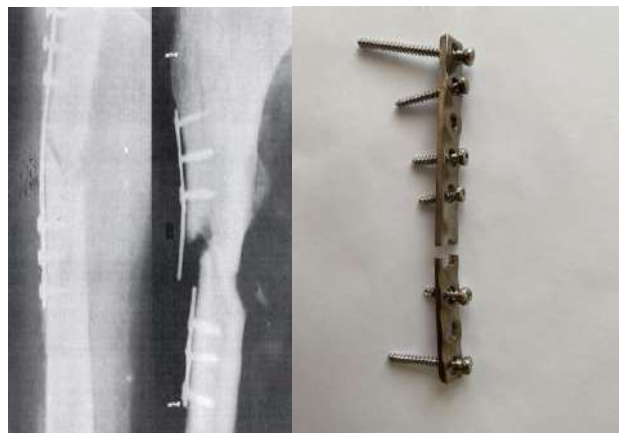


Рис. 2. Рентгенівський знімок зламу накісткової пластини

зоні перелому [6]. Відсутність діагностики виявлення на ранній стадії причин запального процесу не дає змоги лікарю своєчасно призначити необхідний курс терапевтичного лікування.

На сьогодні період реабілітації хворого встановлює лікар, спираючись на особистий досвід, вік хворого, стать та середньостатистичні показники тривалості лікування того чи іншого виду перелому. Відсутність контролю утворення хрящової мозолі в місці перелому призводить до необґрунтованого збільшення періоду непрацездатності та до підвищення матеріальних витрат, пов'язаних із перебуванням хворого на лікарняному. Скорочення періоду реабілітації хворого є причиною поломки ФК, утворення несправжніх суглобів, запальних процесів (рис. 1, рис. 2), що, у свою чергу, викликає збільшення у 2-2,5 рази періоду одужання, а в деяких випадках – і до інвалідності постраждалого. Показано [4, 7-10], що розмір, вид перелому накісткової пластини, діаметр і кількість фіксуючих гвинтів при накістковому остеосинтезі трубчастих кісток визначають величини розрахункових навантажень, які діють на ФК. Величини розрахункових навантажень приймають рівними середньому статистичному значенню ваги тіла або окремих його частин. В одному з десяти випадків аномальної реабілітації перелому трубчастих кісток, причиною являються впливи на хворого випадкових навантажень (ударних або таких, що діють циклічно).

Встановлено, що розміри накісткової пластини та діаметр фіксуючих гвинтів повинні бути збільшені в 1,2-1,5 рази, якщо за розрахункове навантаження приймати величину можливого випадкового навантаження. Збільшені розміри ФК не дають змоги їх використовувати для створення остеосинтезу.

Таким чином, є підстави стверджувати, що

Оригінальні дослідження

розробка методів неінвазивного контролю стану перелому, росту хрящової мозолі та проявлення початкового моменту запалення та діагностики причин його появи стає не тільки медичною проблемою, а також важливою та актуальною соціально-економічною задачею, що стоїть перед суспільством.

Мета дослідження. Розроблення способу та пристрою неінвазивного виявлення початкового моменту послаблення або зламу фіксуючої конструкції, а також виявлення аномальності зрощення перелому, діагностики утворення та контролю росту хрящової мозолі, виявлення початкового моменту запального процесу в тілі хворого та діагностики причин появи цього процесу.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі задачі:

- встановити мінімальну кількість контрольованих параметрів і сформулювати критеріальні залежності між ними;

- розробити спосіб і пристрій неінвазивного контролю стану кісткової тканини в період післяопераційної реабілітації.

Матеріал і методи. Сучасна травматологія наділена великим оперативним асортиментом методів і засобів, які сприяють скороченню термінів реабілітації пацієнтів, одними з яких є фіксуючі конструкції (ФК) - накісткового остеосинтезу, які за загальним визначенням лікарів-травматологів є найбільш доступними, дешевими, та можуть встановлюватися навіть в умовах районних стаціонарів.

Повний цикл відновлення перелому кістки умовно можна поділити на: доопераційну діагностику, операція з діагностикою, яка проведена під час операції, період післяопераційного лікування.

Одним із головних неінвазивних, доопераційних способів діагностики є рентгенографія [11]. Рентген допомагає досить точно поставити діагноз, виявити більшість ускладнень і підібрати правильний метод як операційного, так і іншого виду лікування. Рентгенографія, як основний вид післяреабілітаційної діагностики, широко застосовується при виявленні наслідків контролю аномальних ситуацій, що відбулися в ділянці перелому.

Недоліком рентгенографії є відсутність можливості неперервного контролю стану місця перелому, своєчасного виявлення початкового моменту пошкодження фіксуючого пристрою, а при багатократному рентгенівському обстеженні не виключено підвищене опромінення. Для запобігання цьому використовується апаратура ЕОП (електронно-оптичних перетворювачів).

Відомо застосування апаратури для багатопозиційного ультразвукового сканування трубчастих кісток під час проведення операції в режимі реального часу [11]. У цій методиці використовують електронно-оптичні перетворювачі. Вони дозволяють робити знімки необхідної ділянки з малою витримкою (порядку 0,1 с). Зображення при цьому виводиться на екран монітора, що дозволяє

лікаря корегувати свої дії під час проведення операції. Використання даної методики для здійснення безперервного моніторингу стану ФК, динаміки утворення хрящової мозолі та появи запальних процесів у пацієнта неможливо.

Відомі пристрої інвазивного контролю зміщення перелому та поломки ФК, [12, 13], в яких за допомогою тензочутливої решітки, дискретно визначають лінійну величину зміщення кістки. Недоліком таких пристроїв є неможливість проводити неінвазивну діагностику переломів, контролювати динаміку росту хрящової мозолі та появу запальних процесів у хворого.

Відомо технічне рішення неінвазивного контролю перелому кістки [14]. У даному пристрою тензодатчики розташовані по краях отворів для фіксуючих гвинтів у накістковій пластині. За величинами зусиль на гвинти, які створюються накістковою пластиною (НП) та кісткою, розрахунковим шляхом та за досвідом лікаря діагностують ступінь зрощення кістки та стан ФК. Достовірність такого висновку без додаткового рентгенівського обстеження невисока та індивідуальна, залежить від досвіду лікаря. У даному способі не діагностуються запальні процеси та причини їх виникнення.

Тому є підстави вважати, що відомі існуючі методи контролю післяопераційного періоду росту кісткової тканини недостатньо ефективні та не задовільняють у повному обсязі вимогам сучасної травматології та ортопедії при лікуванні переломів трубчастих кісток.

Практика лікування переломів трубчастих кісток накістковим остеосинтезом свідчить, що основною причиною механічних пошкоджень конструкцій фіксуючих систем являються зовнішні та внутрішні механічні навантаження.

Розвиток мікро-схемотехніки, використання безпроводної передачі енергії та технології ближнього безконтактного зв'язку (NFC, англ. Near-Field Communication) дозволяють вирішувати задачі неінвазивного контролю цілісності фіксуючого пристрою (ФК), динаміки зрощення перелому, здійснювати діагностику причин запальних процесів у пацієнта. На рис. 3 наведена накісткова пластина із вбудованими трьома датчиками контролю тиску пластини на кістку та на кісткову мозолу, тензодатчиком контролю згину пластини, температурним датчиком, вторинною обмоткою високочастотного повітряного трансформатора, мікроконтролера і передатчиком.

Накісткова пластина, переріз якої представлено на рис. 3, є композитним виробом, який складається з металу та біологічно нейтрального полімеру [19], який потребує перевірки на міцність.

Умовою міцності елементів ФК являється виконання нерівності [15]

$$|\sigma| \leq [\sigma], \quad (1)$$

це: σ і $[\sigma]$ – розрахункові, діючі напруження та допустимі напруження матеріалу фіксатора відповідно.

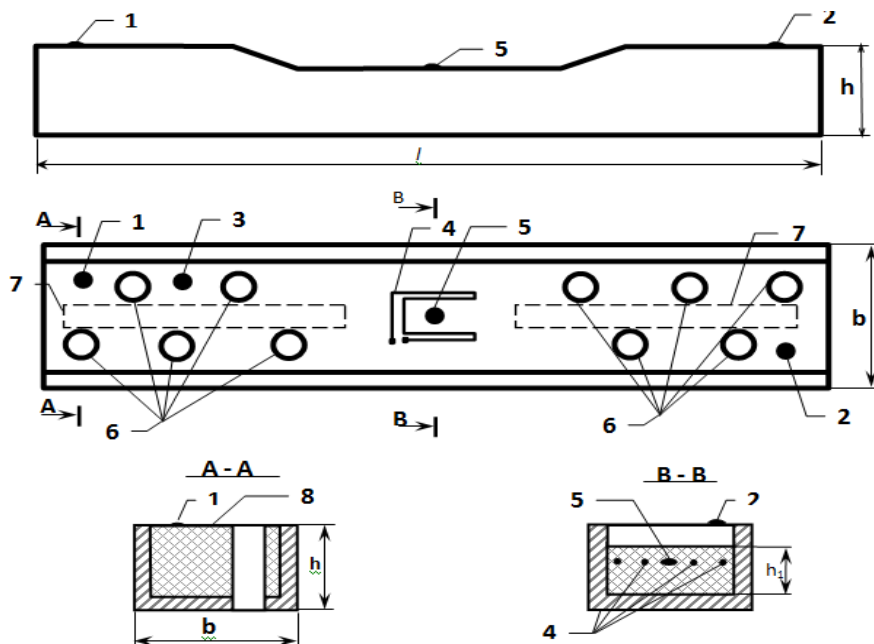


Рис. 3. Накісткова пластина із вбудованими інформаційними датчиками:

1 і 2-тарільчасті тензодатчики, 3 – температурний датчик, 4 – решітчастий тензодатчик, 5- тарільчастий датчик контролю росту кісткової мозолі, 6 – отвори під фіксуючі гвинти, 7 – місця установки мікроконтролера, блоків живлення та передачі даних, полімерний матеріал, 8 – полімерний наповнювач

Оскільки діючі в матеріалі фіксуючої конструкції напруження залежать від декількох факторів (у даному випадку їх 9), то необхідно скласти математичну модель, яка враховує вплив на міцність такого фіксатора всіх перерахованих факторів.

Скалярну функцію векторного аргумента "9" розмірної матриці для накісткової пластини, виготовленої із металу та полімеру, яка має внутрішній і зовнішній радіуси r_1 і R_2 , радіус дотика між внутрішнім і зовнішнім шаром $r_2 = R_1$, з'єднання кістка-пластина, вираз (1) запишемо у вигляді:

$$\sigma = \sigma(\bar{x})$$

де:

$$\tilde{x} = (\alpha_M; \alpha_{II}; E_M; E_{II}; \mu_M; \mu_{II}; r_1; R_1; R_2)$$

координати вектора змінення аргумента "9" розмірної матриці [16,17].

Тут α_M і α_{II} - коефіцієнти температурного лінійного розширення металу та полімеру П12,

E_M і E_{II} - модулі пружності першого роду металу та полімеру П12,

μ_M і μ_{II} - коефіцієнт Пуассона металу та полімеру П12,

«9» мірний паралелепіпед має центральну точку з координатами

$$\tilde{x}^0 = (\alpha_M^0; \alpha_{II}^0; E_M^0; E_{II}^0; \mu_M^0; \mu_{II}^0; r_1^0; R_1^0; R_2^0)$$

Координати являються номінальними значеннями відповідних параметрів. При цьому вважається, що в цій точці умова (1) виконується.

Для розв'язання даної задачі використовуємо вектор

$$\bar{x}^* = \bar{x}^0 + \lambda \bar{x}^0 \operatorname{sign}[\operatorname{grad}\sigma(\bar{x}^0)] \tag{2}$$

де: λ – невідомий скалярний параметр, який виражено у відносних одиницях допустимого відхилення фізико-механічних параметрів матеріалів і геометричних розмірів накісткової пластини від їх номінальних значень;

$$\operatorname{grad}\sigma(\bar{x}^0) = \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \alpha_M}; \frac{\partial \sigma}{\partial \alpha_{II}}; \frac{\partial \sigma}{\partial E_M}; \frac{\partial \sigma}{\partial E_{II}}; \frac{\partial \sigma}{\partial \mu_M}; \frac{\partial \sigma}{\partial \mu_{II}}; \frac{\partial \sigma}{\partial r_1}; \frac{\partial \sigma}{\partial R_1}; \frac{\partial \sigma}{\partial R_2} \right) \tag{3}$$

Формулу (3) у координатах запишемо:

$$\alpha_M^* = \alpha_M^0 + \lambda \alpha_M^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \alpha_M} \right);$$

$$\alpha_{II}^* = \alpha_{II}^0 + \lambda \alpha_{II}^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \alpha_{II}} \right);$$

$$E_M^* = E_M^0 + \lambda E_M^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial E_M} \right);$$

$$E_{II}^* = E_{II}^0 + \lambda E_{II}^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial E_{II}} \right);$$

$$\mu_M^* = \mu_M^0 + \lambda \mu_M^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \mu_M} \right);$$

$$\mu_{II}^* = \mu_{II}^0 + \lambda \mu_{II}^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \mu_{II}} \right);$$

Оригінальні дослідження

$$r_1^* = r_1^0 + \lambda r_1^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial r_1} \right);$$

$$R_1^* = R_1^0 + \lambda R_1^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial R_1} \right);$$

$$R_2^* = R_2^0 + \lambda R_2^0 \operatorname{sgn} \left(\frac{\partial \sigma}{\partial R_2} \right). \quad (4)$$

Використовуючи методи програмного математичного моделювання в системі SolidWork, отримано

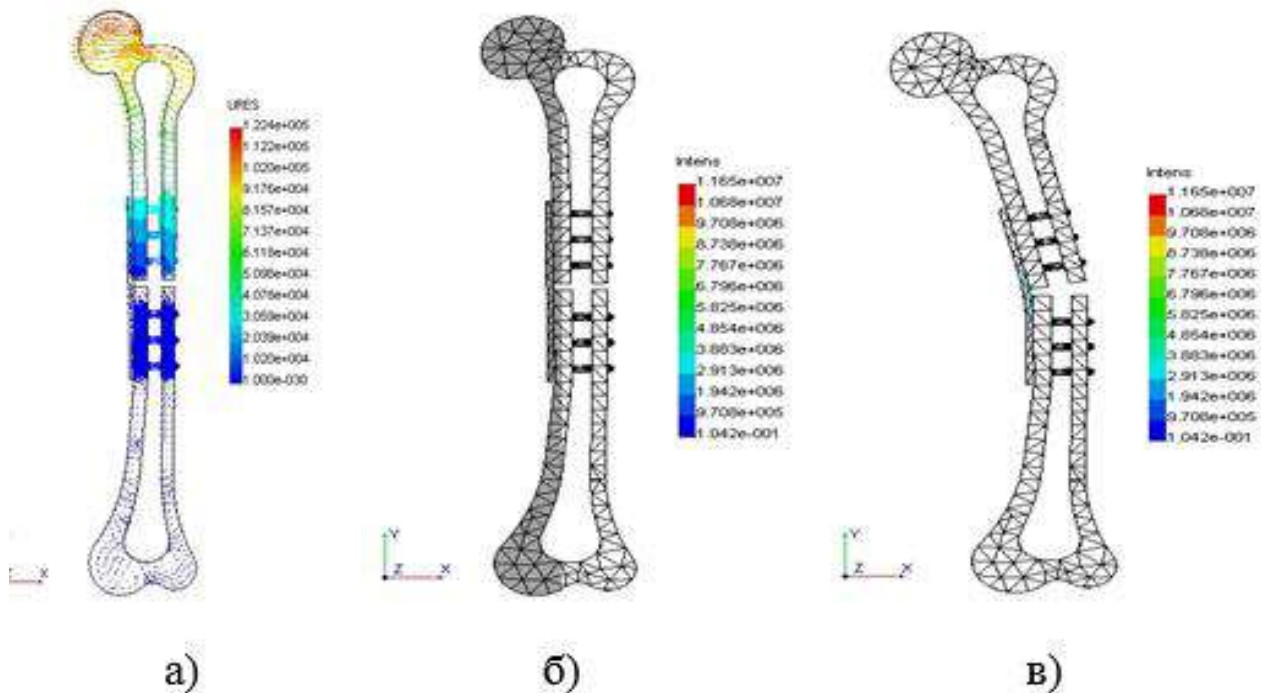


Рис. 4. Розподіл величин переміщень у пошкодженій стегновій кістці, синтезованій накістковою металевою пластиною в умовах поперечного діафізарного перелому

Подібна картина спостерігається також за розподілом нормальних напружень у кістковій речовині та в елементах фіксуєчої системи (рис. 4, б). На рис. 4, в, наведені переміщення біотехнічної системи, які виникають при позацинтровому навантаженні на стегнову кістку. Отримані результати дослідження дозволили сформулювати вимоги до методу неінвазивної діагностики стану перелому трубчастої кістки.

Метод повинен забезпечувати:

- контроль сили тиску накісткової пластини на кістку в двох крайніх точках пластини; у момент її встановлення та до завершення процесу реабілітації;
 - контроль появи деформації накісткової пластини при дії згинаючих моментів у місці перелому кістки;
 - контроль росту хрящової мозолі;
 - контроль змінення температур тіла пацієнта, наприклад, кисть руки, та локальної температури накісткової пластини;
 - відсутність активних джерел живлення у ФК.
- Критеріальні співвідношення контрольованих

діаграми напружень у системі «пластина-фіксуєчі гвинти-кістка».

Змодельовано часткове навантаження на кістку, яке становить 25% від розрахункового, та яке дорівнює середній вазі тіла пацієнта.

Результати моделювання, (наведено на рис.4, а), показують, що розрахунковим шляхом можна визначити максимальні напруження та максимальні переміщення у всіх необхідних точках системи. Результуюче максимальне переміщення виникає в точці, яка розташована в околі нижнього фіксуєчого гвинта.

величин:

- зусилля на виході тензодатчиків 1 і 2 – є сили тиску - F_{d1} и F_{d1} ;
 - до встановлення накісткової пластини на кістку значення $F_{d1} = F_{d1} = F_{max}$,
 - виконання рівності $F_{d1} = F_{d1} = 0$ – є критерієм рівномірного кріплення НП до кістки з необхідною жорсткістю;
 - виконання нерівності $F_{d1} \neq F_{d1} \neq 0$, у період реабілітації, є критерієм виявлення початкового моменту послаблення фіксуєчої конструкції.
- Спосіб контролю місця перелому кістки при накістковому остеосинтезі [18], здійснюється виконання критеріїв контрольованих величин, так:
- контроль наростання кісткової мозолі здійснюється тарільчастим датчиком 5, контроль сили тиску - F_{d3} ;
 - до утворення мозолі розміром 2 мм і більше - $F_{d3} = 0$;
 - при виконанні умови $F_{d3} > 0$, контролюється

швидкість зростання кісткової мозолі - $V_m = \frac{dF_{d3}}{dt}$;

- виконання умови $V_m = \frac{dF_{d3}}{dt} = 0$ – є критерієм достатнього росту мозолі та зрощення перелому;

- поява згину накісткової пластини здійснюється решітчастим тензодатчиком 4, контроль сигналу на його виході F_{d5} ;

- виконання рівності $F_{d5} = 0$ у період реабілітації є критерієм цілісності фіксуючої конструкції;

- виконання умови $F_{d5} \neq 0$ – є критерієм згину НП.

Критеріями виявлення причин запальних процесів у хворого є температурні показники датчика 3, який контролює температуру НП - θ°_{d1} і датчика контролю температури тіла на довільній ділянці - θ°_{d2} ;

- виконання умови $\theta^{\circ}_{d1} = \theta^{\circ}_{d2} = (36.6 \pm 0.2)^{\circ}\text{C}$ є критерієм відсутності у хворого запального процесу;

- виконання умови $\theta^{\circ}_{d1} < \theta^{\circ}_{d2} > (36.6 \pm 0.2)^{\circ}\text{C}$ є критерієм початкового запального процесу у хворого, який не пов'язаний з переломом;

- виконання умови $\theta^{\circ}_{d1} > (36.6 \pm 0.2)^{\circ}\text{C}$ і $\theta^{\circ}_{d2} = (36.6 \pm 0.2)^{\circ}\text{C}$ являється критерієм початкового запального процесу м'яких тканин у ділянці перелому.

На рис.5 наведена блок-схема комплексного пристрою неінвазивного контролю перелому кістки, де позначено: 1, 2, 3 – тензодатчики, 4 – датчики вимірювання температури накісткової пластини, 5, 6, 7, 8, – аналогово-цифрові перетворювачі, 9 - перший мікроконтролер, 10 - блок живлення із вбудованою вторинною обмоткою повітряного трансформатора, 11 - передатчик сигналу, 12 – приймач сигналу, 13 – другий мікроконтролер, 14 – високочастотний інвертор з первинною обмоткою повітряного трансформатора, 15 - блок живлення, 16 - інформаційне табло, 17 – датчики вимірювання температури тіла, 18 – аналого-цифровий перетворювач, 19 – накісткова пластина, 20 – отвори для фіксуючих гвинтів. На накістковій пластині 19 встановлені датчик вимірювання температури

накісткової пластини 4, два тензодатчики 1 і 3 встановлено між двома крайніми отворами 20 для фіксуєчих гвинтів, а тензодатчик 2 встановлений по центру вище місця перелому, виходи тензодатчиків 1, 2, 3 і датчика температури накісткової пластини 4 через чотири аналогово-цифрові перетворювачі 5, 6, 7, 8 під'єднані до входів першого мікроконтролера 9, вихід якого з'єднано зі входом передатчика сигналу 11, а тензодатчики 1, 2, 3, датчик вимірювання температури накісткової пластини 4, чотири аналогово-цифрові перетворювачі 5, 6, 7, 8 і перший мікроконтролер під'єднані до виходу блока живлення із вбудованою вторинною обмоткою повітряного трансформатора 10, датчик вимірювання температури тіла 17, через аналогово-цифровий перетворювач 18 під'єднаний до першого входу другого мікроконтролера 13, до другого входу якого під'єднаний вихід приймача сигналу 12, а вихід другого мікроконтролера 13 під'єднаний до входу інформаційного табло 16, перший вихід блока живлення 15 з'єднаний зі входами датчика вимірювання температури тіла 17, п'ятого аналогово-цифрового перетворювача 18, другого мікроконтролера 13, приймача сигналу 12 та інформаційного табло 16, другий вихід блока живлення 15 під'єднаний до високочастотного інвертора з первинною обмоткою повітряного трансформатора 14.

Комплексний пристрій неінвазивного контролю стану перелому кістки працює таким чином.

Блок живлення 15 (рис. 8) виконано на базі акумуляторної батареї з напругою 1,5 В, при цьому передбачена можливість зарядки від зовнішньої мережі. Блок живлення 15 подає напругу на блоки 12 – приймач сигналу, 13 – другий мікроконтролер, 14 – високочастотний інвертор з первинною обмоткою повітряного трансформатора. Інвертор модифіковано: він має на виході змінну напругу 3 В з частотою 10000 Гц.

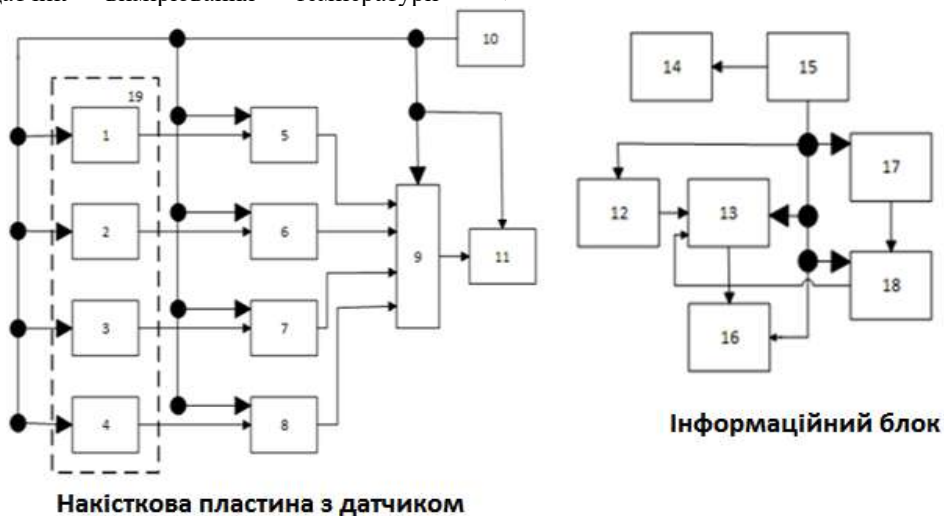


Рис. 5. Комплексний пристрій неінвазивного контролю стану перелому кістки

Оригінальні дослідження

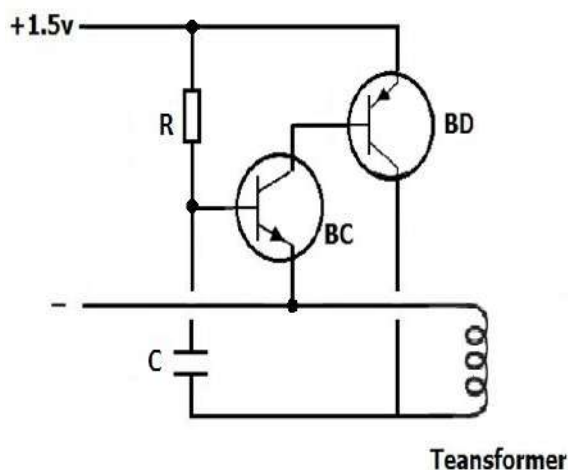
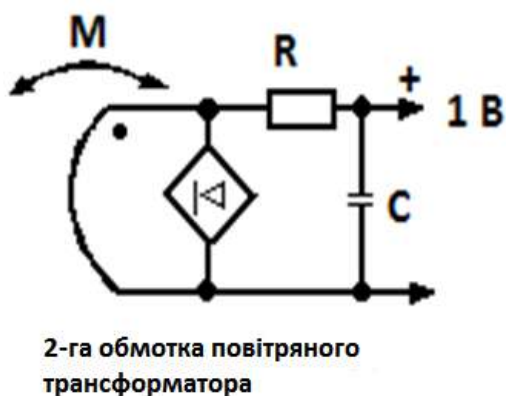


Рис. 6. Принципова електрична схема інверторного блока

На рис.6 наведена принципова електрична схема інверторного блока. Позиції 16 – інформаційне табло, 17 – датчики вимірювання температури тіла. При вмиканні блока живлення 15 пристрій активізується та відбувається вимірювання температури тіла хворого температурним датчиком 17. Отримана аналогова інформація за допомогою аналогово-цифрового перетворювача 18 переробляється в цифровий сигнал і надходить на вхід мікроконтролера 13.

Для подавання живлення на тензодатчики 1,2,3, термодатчик вимірювання температури тіла 4, аналогово-цифрові перетворювачі 5,6,7,8 мікроконтролер 9, передатчик сигналу 11, високочастотний інвертор з первинної обмоткою повітряного трансформатора 14 підносять до блока живлення із вбудованою вторинною обмоткою повітряного трансформатора 10. На рис. 7 наведена його принципова електрична схема.



2-га обмотка повітряного трансформатора

Рис. 7. Принципова електрична схема вторинної обмотки повітряного трансформатора

При вмиканні живлення відбуваються вимірювання зусиль тензодатчиками 1, 2, 3 і температури накісткової пластини 4, отримані аналогові сигнали за допомогою аналогово-цифрових перетворювачів 5, 6,

7 і 8 перетворюються в цифрові сигнали та передаються на входи мікроконтролера 9. Після обробки даних інформація за допомогою передатчика сигналів – 11 і прийому сигналів -12 передається на вхід мікроконтролера 13. Після обробки інформації робляться висновки про стан хворого. Інформація запам'ятовується та відображається на інформаційному табло 16.

У накістковій пластині 19 встановлюють тензодатчики 1 і 3 між крайніми парами отворів 20 для фіксуючих гвинтів. Таке розташування датчиків 1 і 3 дозволяє отримати максимальне їх зміщення при послабленні фіксації пластини внаслідок дії мінімального моменту скручування, розтягуючого або стискаючого кістку зусилля, а також при зламі накісткової пластини. Температурний датчик 4 встановлюється на будь-якій ділянці накісткової пластини. За допомогою гвинтів крізь отвори 20 накісткова пластина 19 фіксується до кістки. Фіксація накісткової пластини здійснюється таким чином, щоб тензодатчик 2 розташовувався над місцем перелому на відстані не менше 2 мм і не більше 3 мм. При встановленні накісткової пластини на кістці в датчиках 1 і 3 відбувається натискання мембран, що дозволяє здійснити фіксацію зусилля при закріпленні накісткової пластини.

В умовах нормального процесу реабілітації перелому кістки збільшення розміру хрящової мозолі призведе до натискання мембрани датчика 2. Досягнення величини тиску на датчик 2 встановленого значення є критерієм повного зрощення кістки.

Виникнення послаблення фіксуючого пристрою внаслідок дії непередбачуваного навантаження викликає появу зазору між кісткою та датчиками 1 або 3. Тиски, що виміряні датчиками 1 чи 3 зменшаться, що являється критерієм послаблення фіксації накісткової пластини та зміщенням місця перелому кістки.

За допомогою датчиків вимірювання температури реєструються температура накісткової пластини 19 і температура тіла хворого, наприклад, - кисть руки та порівнюється з температурою здорової людини: 36,6°C. Перевищення температури накісткової пластини значення 36,6°C та відсутність росту температури в точці кисті є критерієм виявлення початкового моменту запального процесу в місці перелому. Одночасне зростання контрольованих температур на кисті та накістковій пластині являється критерієм загального захворювання постраждалого, яке не пов'язане з переломом.

Результати дослідження та їх обговорення. Для здійснення неінвазивного контролю стану фіксуючої конструкції, росту кісткової мозолі та запальних процесів, як впливає з отриманих результатів (рис. 4), для виявлення початкового моменту послаблення зусилля фіксації накісткової пластини, причиною якої може бути руйнування фіксуючих гвинтів або руйнування кісткової тканини в місцях встановлення гвинта, достатньо двох тарільчастих датчиків між крайніми гвинтами на кінцях пластини. Для

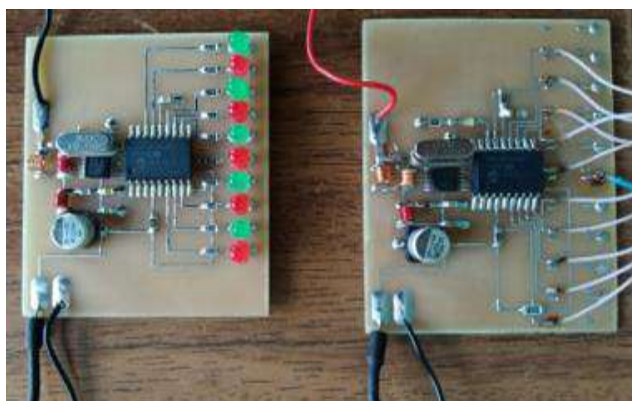


Рис. 8. Дослідний зразок схематичного виконання пристрою комплексного контролю стану перелому кістки та безпроводної передачі даних

моніторингу швидкості збільшення кісткової мозолі, очевидно, необхідно контролювати зростаючий тиск хрящового утворення. Це досягається встановленням тарільчастого датчика вище місця перелому на 2 мм. Згідно з [11], зростання хрящової тканини в місці перелому досягає 5-6 мм. Тому, при $V_m = \frac{dF_{dз}}{dt} = 0$ встановлення кісткової тканини в місці перелому завершилося.

Злам накісткової пластини (рис.2), призведе до повторного перелому регенерату чи утворенню несправжнього суглоба. Виявлення згину пластини ще на ранній стадії дозволяє фіксувати решітчастий тензодатчик.

Особливий інтерес викликає діагностика причин запальних процесів у хворого, що досягається одночасним контролем двох значень температур на різних ділянках: на кисті та накістковій пластині.

Застосування безпроводного передавання енергії з використанням височастотного (4360 МГц) двопетельного повітряного трансформатора та використання безпроводного передавання інформації дає змогу процес контролю стану фіксуючої конструкції зробити неінвазивним.

Рішення такої задачі дає змогу своєчасно контролювати стан перелому кістки, більш точно визначати момент одужання хворого, тим самим знизити витрати на лікування на 25% -30% і в деяких випадках уникнути інвалідності.

Висновки

1. Дія випадкових навантажень може бути причиною зламу фіксуючої конструкції.

2. Безпроводна передача електроенергії та інформації дозволили розробити метод неінвазивного контролю та діагностики перелому трубчастих кісток та встановити критеріальні залежності між контрольованими параметрами.

3. Для проведення комплексної діагностики стану одужання хворого достатньо контролювати тиск у трьох точках, згинаючий момент у місці перелому кістки та температуру накісткової пластини, температуру в будь-якій іншій точці тіла.

Список літератури

1. Романенко КК, Білостоцький АІ, Прозоровський ДВ,

Голка ГГ. Функції та види пластин і гвинтів у сучасному остеосинтезі. Ортопедія, травматологія та протезування. 2010;1:68-75.

2. Гайко ГВ, Калашніков АВ, Боєр ВА. Аналіз структури первинної інвалідності та чинників її формування при травмах кінцівок в умовах великого міста. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Медико-соціальна експертиза і реабілітація хворих внаслідок травм і захворювань опорно-рухового апарату». Дніпропетровськ. 2008. Пороги; 2008. с. 23-4.

3. Білінський ПІ, Григоровський ВВ. Гістологічні та ангіоморфічні прояви стану кровопостачання кістки при використанні фіксаторів різних конструкцій після остеотомії. Ортопедія, травматологія і протезування. 2002;4:80-5.

4. Сорочан ОМ, Шайко-Шайковський ОГ, Бухлал НА, Бочарова ОА. Науково-методичні підходи до накісткового остеосинтезу. Одеса; 2020. 193 с.

5. Голка ГГ, Білостоцький ОІ. Реабілітація пацієнтів після оперативного лікування наслідків переломів проксимального відділу стегна. Літопис травматології та ортопедії. 2011;1-2:299.

6. Калашніков АВ, Ставінський ЮО. Алгоритм лікування розладів репаративного остеогенезу після діафізарних переломів стегнової та великогомілкової кісток за допомогою блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу. Травма. 2011;12(1):21-6.

7. Попсуйшапка АК, Боровик АМ, Білостоцький ФІ, Манаков ОВ. Внутрішні напруження при навантаженнях біомеханічних конструкцій «відламки стегнової кістки-апарат зовнішньої фіксації», «відламки стегнової кістки - накістковий фіксатор» та клінічні аспекти їх прояви. Ортопедія, травматологія та протезування. 2008;2:56-62.

8. Азархов АЮ, Сорочан ЕН, Кривоносів ВЕ, Шайко-Шайковський АГ, Данилков СА. Математичне обґрунтування конструктивних параметрів накісткових фіксуючих конструкцій для остеосинтезу. Біомедична інженерія та електроніка. 2017;1:1-7.

9. Никітіна ОВ. Фізична реабілітація в ранньому післяопераційному періоді після блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу стегна. Проблеми фізичного виховання і спорту. 2010;6:79-81.

10. Голка ГГ, Білостоцький АІ, Літовченко ВА, Паламарчук ВВ, Гарячий СВ, Григоровський ВВ, та ін. Аналіз оперативного лікування переломів дистального відділу стегнової кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2011;1:36-40.

11. Танькут ВА, Маколинєць ВІ. Консервативне лікування хворих з гонартрозом на початкових стадіях (огляд літератури). Ортопедія, травматологія та протезування. 2013;4:122-27.

12. Жилиєв РА, Тяжелов ОО, Зарицький АБ. Особливості кровопостачання стегна як морфологічна основа тактики хірургічного лікування переломів. Ортопедія, травматологія та протезування. 2009;2:27-9.

13. Кривоносів ВЕ, Шайко-Шайковський ОГ. Датчик визначення зміщень. Патент України № 117944 МПК А61В 5/05. Заявл. № а201608418 01.08.2016. Опубл. Бюл. №20, 25.10.2018.

14. Кривоносів ВЕ, Шайко-Шайковський ОГ. Датчик контролю місця перелому кістки. Патент України № 118702 МПК А61В 5/05. Заявл. а2017 00164, 04.01.2017. Бюл. № 4. 6 с. Опуб. 25.02.2019.

15. Писаренко ГС, Яковлев АП, Матвеев ВВ. Справочник по сопроотивленню материалов. 2-е изд., перераб. и доп. Киев: Наук. думка; 1988. 736 с.

Оригінальні дослідження

16. Shaiko-Shaikovsky AG, Kryvonosov VE, Titova NV. Fracture displacement sensors for bone osteosynthesis. *Österreichisches Multiscience Journal* (Innsbruck, Austria). 2020;1(31):62-9.

17. Кривоносів ВЄ. Спосіб контролю перелома кістки при накістковому остеосинтезі. Патент України № 122468 Україна H02H A 61B 5/103. Заявл. а2019 07284, 01.07.2019. Оpub. 10.11.2020. Бюл. № 21. 7 с.

18. Кривоносів ВЄ, Шайко-Шайковський АГ, Кривоносів ВВ. Пристрій для діагностики стану перелому при накістковому остеосинтезі. Патент України 123932 С2 МПК. Заявл. а2019 141579 02.12.2019. Оpubл. 23.06.2021, Бюл. № 25. 7 с.

1. References

2. Romanenko KK, Bilostots'kyi AI, Prozorovs'kyi DV, Holka HH. Funktsii ta vydu plastyn i hvyntiv u suchasnomu osteosyntezi [Functions and types of plates and screws in modern osteosynthesis]. *Ortopediia, travmatolohiia ta protezuvannia*. 2010;1:68-75. (in Ukrainian).

3. Haiko HV, Kalashnikov AV, Boier VA. Analiz struktury pervynnoi invalidnosti ta chynnykiv yii formuvannia pry travmakh kintsivok v umovakh velykoho mista. Materialy naukovo-praktychnoi konferentsii z mizhnarodnoiu uchastiu «Medyko-sotsial'na ekspertyza i reabilitatsiia khvorykh vnaslidok travm i zakhvoriuvan' oporno-rukhnovoho aparatu». Dnipropetrovsk. 2008 [Analysis of the structure of primary disability and the factors of its formation in the case of limb injuries in the conditions of a large city. Materials of the scientific and practical conference with international participation "Medical and social examination and rehabilitation of patients due to injuries and diseases of the musculoskeletal system". Dnipropetrovsk. 2008]. Porohy; 2008. p. 23-4. (in Ukrainian).

4. Bilins'kyi PI, Hryhorovs'kyi VV. Histolohichni ta anhiomorfichni proiavy stanu krovopostachannia kistky pry vykorystanni fiksatoriv riznykh konstruksii pislia osteotomii [Histological and angiomorphic manifestations of the state of bone blood supply when using fixators of various designs after osteotomy]. *Ortopediia, travmatolohiia i protezuvannia*. 2002;4:80-5. (in Ukrainian).

5. Sorochan OM, Shaiko-Shaikovs'kyi OH, Bukhlal NA, Bocharova OA. Naukovo-metodychni pidkhody to nakistkovoho osteosyntezu [Scientific and methodical approaches to osseous osteosynthesis]. Odesa; 2020. 193 p. (in Ukrainian).

6. Holka HH, Bilostots'kyi OI. Reabilitatsiia patsientiv pislia operatyvnoho likuvannia naslidkiv perelomiv proksymal'noho viddilu stehna [Rehabilitation of patients after surgical treatment of the consequences of fractures of the proximal part of the thigh]. *Litopys travmatolohii ta ortopedii*. 2011;1-2:299. (in Ukrainian).

7. Kalashnikov AV, Stavins'kyi YuO. Alhorytm likuvannia rozladiv reparatyvnoho osteohenezu pislia diafizarnykh perelomiv stehnovoi ta velykohomilkovoi kistok za dopomohoiu blokuiuchoho intrameduliarnoho osteosyntezu [Algorithm for the treatment of disorders of reparative osteogenesis after diaphyseal fractures of the femur and tibia by means of blocking intramedullary osteosynthesis]. *Travma*. 2011;12(1):21-6. (in Ukrainian).

8. Popsuishapka AK, Borovyk AM, Bilostots'kyi FI, Manakov OV. Vnutrishni napruzhennia pry navantazhenniakh biomekhanichnykh konstruksii «vidlamky stehnovoi kistky - aparat zovnishn'oi fiksatsii», «vidlamky stehnovoi kistky - nakistkovyi fiksator» ta klinichni aspekty yikh proiavy [Internal

stresses during loading of biomechanical structures "femur fragments-external fixation apparatus", "femur fragments-periosseous fixator" and clinical aspects of their manifestation]. *Ortopediia, travmatolohiia ta protezuvannia*. 2008;2:56-62. (in Ukrainian).

9. Azarkhov AIu, Sorochan EN, Kryvonosov VE, Shaiko-Shaikovs'kyi AH, Danylkov SA. Matematychno obgruntuvannia konstruktivnykh parametriv na kistkovykh fiksuiuchykh konstruksii dlia osteosyntezu [Mathematical substantiation of design parameters on bone fixing structures for osteosynthesis]. *Biomedychna inzheneriia ta elektronika*. 2017;1:1-7. (in Ukrainian).

10. Nikitina OV. Fizychna reabilitatsiia v rann'omu pisliaoperatsiinomu periodi pislia blokuiuchoho intrameduliarnoho osteosyntezu stehna [Physical rehabilitation in the early postoperative period after blocking intramedullary femoral osteosynthesis]. *Problemy fizychnoho vykhovannia i sportu*. 2010;6:79-81. (in Ukrainian).

11. Holka HH, Bilostots'kyi AI, Litovchenko VA, Palamarchuk VV, Hariachyi YeV, Hryhoruk VV, et al. Analiz operatyvnoho likuvannia perelomiv dystal'noho viddilu stehnovoi kistky [Analysis of surgical treatment of fractures of the distal part of the femur]. *Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia*. 2011;1:36-40. (in Ukrainian).

12. Tan'kut VA, Makolynets' VI. Konservatyvne likuvannia khvorykh z honartrozom na pochatkovykh stadiakh (ohliad literatury) [Conservative treatment of patients with gonarthrosis in the initial stages (literature review)]. *Ortopediia, travmatolohiia ta protezuvannia*. 2013;4:122-27. (in Ukrainian).

13. Zhyliayev RA, Tiazhelov OO, Zaryts'kyi AB. Osoblyvosti krovopostachannia stehna yak moprfolohichna osnova taktyky khirurhichnoho likuvannia perelomiv [Peculiarities of the blood supply of the thigh as a morphological basis of the tactics of surgical treatment of fractures]. *Ortopediia, travmatolohiia ta protezuvannia*. 2009;2:27-9. (in Ukrainian).

14. Kryvonosov VIe, Shaiko-Shaikovs'kyi OH. Datchyk vyznachennia zmishen' [Mixture detection sensor]. Patent of Ukraine № 117944 IPC A61B 5/05. Application No. a201608418 01.08.2016; Publ. Bul. № 20, 25.10.2018. (in Ukrainian).

15. Kryvonosov VIe, Shaiko-Shaikovs'kyi OH. Datchyk kontroliu mistsia perelomu kistky [Bone fracture control sensor]. Patent of Ukraine № 118702 MPK. A61B 5/05. a2017 00164, 04.01.2017. Bul. № 4. 6 p. 25.02.2019. (in Ukrainian).

16. Pisarenko GS, Yakovlev AP, Matveev VV. Spravochnik po soprotivleniyu materialov [Handbook of Strength of Materials]. 2nd ed., revised. and additional. Kyiv: Nauk. Dumka; 1988. 736 p.

17. Shaiko-Shaikovsky AG, Kryvonosov VE, Titova NV. Fracture displacement sensors for bone osteosynthesis. *Österreichisches Multiscience Journal* (Innsbruck, Austria). 2020;1(31):62-9. (in Ukrainian).

18. Krivonosov VE. Sposob kontrolya pereloma kosti pri nakostnomu osteosynteze [A method of bone fracture control during periosseous osteosynthesis]. Patent of Ukraine № 122468 Ukraina MPK. H02H A 61B 5/103. a2019 07284, 01.07.2019. Оpubl. 10.11.2020. Bul. № 21. 7. (in Ukrainian).

19. Kryvonosov VIe, Shaiko-Shaikovs'kyi AH, Kryvonosov VV. Prystrii dlia diahnostyky stanu perelomu pry nakistkovomu osteosyntezi [A device for diagnosing the state of a fracture during osseous osteosynthesis]. Patent of Ukraine 123932 С2 IPC. Application a2019 141579 02.12.2019. Publ. 06.23.2021, Bul. № 25. 7 p. (in Ukrainian).

Відомості про авторів

Кривоносів Валерій Єгорович – д-р техн. наук, проф., професор кафедри «Інженерія та технології», Національний університет Одеської морської академії, м.Одеса, Україна.

Павлов Сергій Володимирович – д-р техн. наук, проф., проф. кафедри біомедичної електроніки та оптоелектронних систем Вінницького національного технічного університету, м.Вінниця, Україна.

Дудко Олексій Геннадійович – канд. мед. наук, доцент, доцент кафедри травматології та ортопедії Буковинського державного медичного університету, м.Чернівці, Україна.

Яким'юк Дмитро Іванович – канд. мед. наук, головний ортопед-травматолог Чернівецької області, зав. травматологічного відділення міської лікарні швидкої допомоги.

Шайко-Шайковський Олександр Геннадійович – д-р техн. наук, професор, проф. кафедри професійної та технологічної освіти і загальної фізики Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м.Чернівці, Україна.

Information about the authors

Valery Yehorovych Kryvonosov – Doctor of Technical Sciences, Professor, Professor of the Department "Engineering and Technologies", National University "Odessa Maritime Academy", phone: 0663050350, E-mail: yhtverf007@ukr.net

Serhii Volodymyrovych Pavlov – Doctor of Technical Sciences, Professor, Professor of the Department of Biomedical Electronics and Optoelectronic Systems of VNTU (Vinnytsia National Technical University), tel. 0972394306, E-mail: psv@vntu.edu.ua

Oleksiy Gennadiyovych Dudko – Candidate of Medical Sciences, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Traumatology and Orthopedics of Bukovyna State Medical University, tel. 0507688099, E-mail: dudko.oleksii@gmail.com

Dmytro Ivanovych Yakymyuk – Candidate of Medical Sciences, chief orthopedic traumatologist of the Chernivtsi region, Head of the Trauma Care Department at the City Emergency Hospital, tel. 0955778782, E-mail: TraumaLshmd@gmail.com

Oleksandr Gennadiyovych Shaiko-Shaikovsky – Doctor of Technical Sciences, Professor, Professor of the Department of Vocational and Technological Education and General Physics of Yuri Fedkovich Chernivtsi National University, tel. 0502557750. E-mail: o.shaiko-shaikovskiy@chnu.edu.ua

Надійшла до редакції 10.09.22

Рецензент – доц. Ковальчук П.Є.

*© В.Є. Кривонос, С.В. Павлов, О.Г. Дудко,
Д.І.Яким'юк, О.Г. Шайко-Шайковський, 2022*