

УДК 616.71-001.5-089.84:669.295

## МЕТОДИКА ПРОЕКТУВАННЯ ТА БІОМЕХАНІЧНОЇ ОЦІНКИ КОНСТРУКТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ НАКІСТКОВИХ ФІКСАТОРІВ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК

**Сорочан О.М., Азархов О.Ю.**

Приазовський державний технічний університет

**Олексюк І.С.**

Буковинський державний медичний університет

**Білов М.Є.**

Чернівецька медична інвестиційна компанія

**Шайко-Шайковський О.Г.**

Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича

За допомогою методів порівняльного аналізу та розрахунковим шляхом проведено оцінку міцності накісткових фіксуючих конструкцій при переломах довгих трубчастих кісток. Проведено теоретичну оцінку параметрів міцності накісткових пластин при різних міжцентрових відстанях між отворами на корпусі пластин та встановлено мінімально допустимі значення цих відстаней. Показано як впливають на міцність накісткової конструкції розміри поперечного перерізу накісткових фіксаторів та відстані між отворами. Запропонована проектна методика визначення оптимального розташування фіксуючих та блокуючих гвинтів на корпусі пластини при всіх простих та складних видах навантажень на біомеханічну систему «кістка-фіксатор». Отримані розрахунковим шляхом результати дозволяють визначити найбільш ефективні варіанти фіксації конструкції при накістковому остеосинтезі переломів трубчастих кісток опорно-рухового апарату.

**Ключові слова:** остеосинтез, накісткові фіксатори, міцність, конструктивні параметри.

**Постановка проблеми.** Лікування переломів та пошкоджень кісток опорно-рухового апарату залишається в наш час однією з важливих та актуальних проблем, які потребують свого подальшого розв'язання. Переломи і пошкодження кісток, особливо верхніх і нижніх кінцівок є однією з основних причин втрати працездатності. Це особливо важливо також під час ведення військових дій в зоні АТО, де відбувається багато травмувань та поранень [3].

На сьогодні частота переломів кісток (у цивільних випадках) складає 3,6 випадків на 100 чоловік населення на рік. Витрати на лікування переломів при цьому досягають величезних обсягів. Наприклад у США, вони щорічно складають

1,5 млрд дол. При цьому біля половини хворих лікуються стаціонарно, потребують оперативного лікування, яке здійснюється за допомогою сучасних металевих, металополімерних і полімерних конструкцій.

В Україні щоденно, за різними літературними даними, отримують травми понад 120 постраждалих. Серед вказаної кількості пацієнтів 30 залишаються інвалідами, при цьому 3-5 постраждалих гинуть [4].

За даними ВООЗ тільки внаслідок автокатастроф та ДТП на автошляхах світу щорічно реєструється більше 10 млн постраждалих, 500 тис людей гине, ще більша кількість з них залишається інвалідами. Слід зазначити що переважна

більшість переломів та пошкоджень за допомогою великої кількості спеціалістів-травматологів повинна лікуватись оперативно. Це суттєво (порівняно з консервативними способами лікування) прискорює повернення постраждалих до активного способу життя.

Створення сучасних, зручних, ефективних і надійних конструкцій для оперативного лікування пошкоджень і переломів кісток опорно-рухового апарату стає, таким чином, важливою медичною, інженерно-технічною задачею. Величезні економічні втрати суспільства внаслідок втрати постраждалими працездатності, необхідності витрат на подальше лікування та реабілітацію роблять цю проблему також ще й соціально-економічною [2].

Тому успішне рішення такої задачі можливо лише завдяки спільним зусиллям медиків-травматологів, спеціалістів у галузі опору матеріалів, матеріалознавства, будівельної механіки, моделювання, біомеханіки.

**Аналіз останніх досліджень і публікацій.** Все більше розповсюдження в наш час отримують так звані системи «біологічного остеосинтезу», які у максимальній степені повинні наближати роботу біомеханічної системи «кістка-фіксатор» до умов здорової непошкодженої кістки та сприяти створенню властивостей для якнайшорішого зростання відламків кістки. Задача ускладнюється тим, що в реальних умовах виникає велика кількість видів та типів переломів (поперечні, косі, гвинтові, осколкові, детензійні), причому – різного рівня локалізації (діафізарні, проксимальні, дистальні, суглобові). Кожний з цих типів переломів вимагає свого індивідуального підходу, відповідної технології лікування, використання конкретної, найбільш ефективної конструкції для остеосинтезу.

Проте, запорукою ефективного, успішного зрощення та створення умов для виникнення первинного й вторинного мозоля є жорстка та надійна взаємна фіксація відламків зламаної кістки.

З усіх видів сучасного остеосинтезу (інтрамедулярний, накістковий, стержневий, черезкістковий) найбільш простим, розповсюдженим і доступним на сьогодні є накістковий остеосинтез, для здійснення якого використовуються різноманітні пластини [1]. Вважається та загально визнаною є доцільність застосування саме накісткового виду остеосинтезу як найбільш доступного, дешевого, простого для здійснення в умовах районних стаціонарів та лікарень.

**Виділення не вирішених раніше частин загальної проблеми.** В наш час існує досить велика кількість різновидів накісткових конструкцій. Їх конструктивні параметри залежать від виду та типу перелому, який повинен лікуватись, анатомічних розмірів та розташування пошкодженої кістки. Це, у свою чергу, пов'язано із величиною можливих зовнішніх навантажень, яких буде зазнавати пошкоджена кістка. Отже – забезпечення міцності та надійності накісткового фіксатора буде залежати від зазначеної низки факторів. Проте, необхідно забезпечити також і медичні, фізіологічні вимоги до конструкцій та частин майбутньої біотехнічної системи. Для забезпечення ефективного зростання кісткових

фрагментів необхідне вільне, безперешкодне постачання біологічних рідин до місця перелому, створення певної дозованої компресії між відламками, уникання виникнення ефекту «шунтування». З цією метою широкого розповсюдження набули так звані мало контактні накісткові конструкції [2]. Такі фіксатори в мінімальній степені контактують з періостом, практично його не пошкоджуючи, забезпечують хороше кровопостачання до зони перелому, а також мають досить невелику масу. Полегшення конструкцій позитивно впливає на перебіг зростання, створює більш комфортні умови для постраждалого. Проте – полегшення конструкції, зменшення її матеріалоемності негативно впливає на її міцність та жорсткість. Тому 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 та є своєрідними концентраторами напружень, що також суттєво знижує його розрахункову міцність.

**Мета статті.** Головною метою цієї роботи є розробка методики та оцінка впливу на міцність накісткової конструкції відстані між отворами в корпусі накісткового фіксатора для подальшого проведення фіксуючих та блокуючих гвинтів, їх діаметрами, а також – між розмірами поперечного перерізу для різних типів і видів накісткових конструкцій різноманітного призначення. В роботі також викладено методика визначення варіантів раціонального розташування фіксуючих та блокуючих гвинтів на корпусі накісткового фіксатора при впливі на нього комплексу протистих та складних видів навантажень.

**Виклад основного матеріалу.** В роботі за допомогою програми Solid Works, методу кінцевих елементів проведено моделювання напружено – деформованого стану матеріалу пластин для остеосинтезу (сталь 12Х18Н9Т) при розташуванні на їх корпусі різної кількості отворів (тобто – різних відстанях між центрами отворів).

Досліджувалась відстань між центрами отворів: 24 мм, 28мм, 32мм. Розрахунки та результати моделювання показали, що при стисканні корпусу пластини силою 1000Н (біля 100кг), що відповідає навантаженню ваги дорослої людини при статичному, та динамічному (екстремальному) зовнішньому впливі на фіксуючу конструкцію.

Отримані результати показали, що мінімальна відстань між центрами отворів не повинна бути меншою у цьому випадку 32 мм. Отриманий результат справедливий для перерізу пластини 16Ч4мм і зміниться в той чи інший бік, якщо розміри перерізу збільшаться або зменшаться.

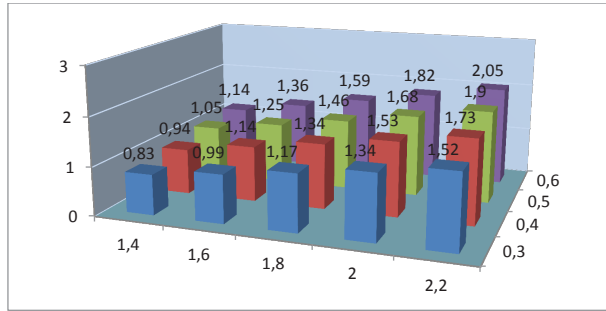
Проте – розроблена методика дозволяє подібним шляхом визначити мінімальну відстань між отворами для корпусів пластин будь – яких розмірів, забезпечуючи їх міцність і надійність роботи у складі біотехнічної системи «відламки кістки – накістковий фіксатор».

Розрахунки здійснено для всіх найбільш розповсюджених типорозмірів накісткових фіксаторів.

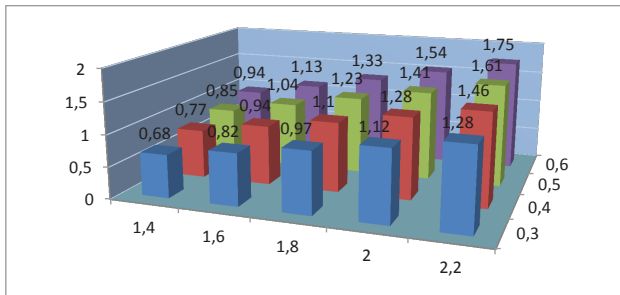
На рис. 1 наведено діаграми змінення необхідної ширини ділянки накісткової конструкції для різних типорозмірів перерізів для двох значень

різних розмірів перерізів корпусу фіксатора (рис. 1а – 2,4 см, рис. 1б – 4 см).

Розроблена методика дає можливість ще на етапі проектування встановлювати мінімально необхідну відстань між отворами для гвинтів на корпусі фіксатора, забезпечувати міцність конструкції, та як слідство – ефективність та надійність остеосинтезу, надійне зрощення відламків пошкодженої кістки.



а)



б)

**Рис. 1.** Діаграми зміння ширини корпусу накісткового фіксатора в залежності від розмірів поперечного перерізу корпусу пластини: а) для ширини 2,5 см, б) для ширини 2 см

Дуже важливим та остаточно не розв'язаним залишається питання про кріплення накісткового фіксатора до кортикальної речовини кістки за допомогою фіксуєчих гвинтів. Їх кількість, напрямок проведення та, головним чином, взаємне розташування до цього часу є предметом суперечок та дискусій у спеціалістів – травматологів [1; 2; 3].

В медичній практиці широке розповсюдження знайшли пластини з мінімальним контактом, які мають 12 отворів для проведення фіксуєчих та блокуючих гвинтів. Отвори розташовані у шаховому порядку (для зручності проведення фіксуєчих гвинтів незалежно від положення та форми лінії зламу) та створення надійної фіксації усіх елементів біотехнічної системи «фіксатор-кісткові відламки». Особливо важливим є питання про оптимальне розташування фіксуєчих гвинтів для створення стабільного остеосинтезу.

В роботі за допомогою методу скінчених елементів та програми Solid Works Simulation Xpress змодельовано та проаналізовано напружено-деформований стан матеріалу накісткового фіксатора при крученні, конструкція якого виготовлена з біоінертної сталі 12Х18Н9Т. Силовий вплив імітувався двома рівними та протилежно направленими моментами, які прикладалися до обох кінців накісткової пластини [4].

За допомогою спеціально розробленого алгоритму послідовно моделювалося кріплення накісткових конструкцій шляхом використання 3-х, 4-х, 5-ти и 6 гвинтів по обидві сторони від лінії поперечного діафізарного перелому. Число можливих комбінацій з n елементів (отворів) по m штук (гвинтів) визначалося за відомим з комбінаторики виразу:

$$C_n^m = \frac{A_n^m}{P_m} = \frac{n!}{m!(n-m)!}$$

де  $P_n$  – число перестановок з n елементів;  $A_n^m$  – число розміщень з n елементів по m.

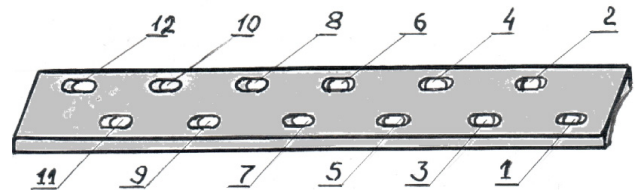
Можливе число комбінацій для кожного з вказаних варіантів фіксації, яке визначається з m числа фіксуєчих гвинтів представлено в таблиці 1.

Таблиця 1

**Число можливих комбінацій кріплення пластини при використанні різного числа гвинтів для створення накісткового остеосинтеза**

№ варіанта кріплення	Число отворів n	Число гвинтів m	Число комбінацій $C_{nm}$
1	6	3	20
2	6	4	15
3	6	5	6
4	6	6	1

На рис. 2 показано загальний вигляд накісткової пластини, де вказано номери отворів, що використовувалися при моделюванні.



**Рис. 2.** Загальний вигляд накісткової пластини з номерами отворів для фіксуєчих і блокуючи гвинтів

Математичне комп'ютерне моделювання всіх можливих варіантів кріплення при різній кількості та розташуванні фіксуєчих і блокуючих гвинтів дозволили визначити виникаючі при цьому напруження, деформації, переміщення та запас міцності матеріалу конструкції накісткового фіксатора.

Як найбільш доцільні приймалися варіанти кріплення, за яких всі вказані вище параметри були мінімальними. У таблиці № 2 наведено номери гвинтів для найбільш оптимального крі-

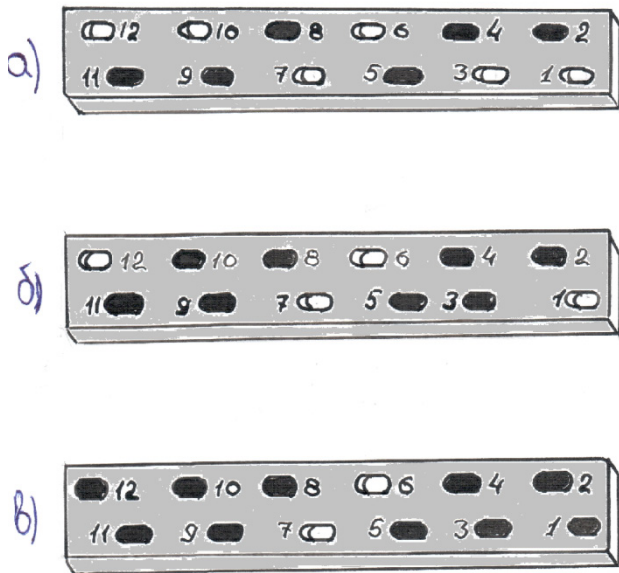
Таблиця 2

**Оптимальні варіанти розташування фіксуєчих і блокуючих гвинтів на корпусі пластини при ротаційних впливах**

Число фіксуєчих чи блокуючих гвинтів	Номери фіксуєчих і блокуючих гвинтів
3	2.4.5 8.9.11
4	2.3.4.5 8.9.10.11
5	1.2.3.4.5 8.9.10.11.12

плення накісткового фіксатора (при їх різній кількості).

Нижче, на рис. 3 для зручності аналізу та наочності представлено оптимальне розташування фіксуючих і блокуючих гвинтів при ротаційних зовнішніх впливах на корпус накісткової пластини при остеосинтезі поперечних діафізарних переломів.



**Рис. 3. Оптимальне розташування фіксуючих і блокуючих гвинтів при остеосинтезі поперечних діафізарних переломів при ротаційних впливах на біотехнічну систему «відламки кістки – накістковий фіксатор»:**

- а) для 3-х гвинтів по обидві сторони перелома;  
 б) для 4-х гвинтів по обидві сторони перелома;  
 в) для 5-ти гвинтів по обидві сторони перелома

В особливо тяжких випадках, при оскольчастих чи розтрощених переломах, для створення надійного стабільного остеосинтезу використовуються всі 6 отворів як для фіксуючих, так і для блокуючих гвинтів.

На вибір числа гвинтів для фіксації та блокування створює вплив вид і тип перелому, тому кінцеве рішення щодо створення того чи іншого виду остеосинтезу приймається лікарем-травма-

тологом, так само, як і вибір того чи іншого числа гвинтів для остеосинтезу.

Співставлення результатів комп'ютерного моделювання для аналогічного виду переломів з використанням тієї же накісткової пластини при деформаціях розтягу–стиску та кручення дозволило зробити наступні узагальнення [4]:

А) при використанні 3-х фіксуючих й такого ж числа блокуючих гвинтів співпадають номери 2-х гвинтів (4, 9);

Б) при використанні 4-х фіксуючих і аналогічного числа блокуючих гвинтів співпадають номери 4-х гвинтів (2, 5 та 8, 11);

В) при використанні відповідно 5-ти гвинтів – співпадають номери 5-ти гвинтів (1, 2, 3, 5 та 8, 10, 11, 12).

Ці результати дозволяють узагальнити дослідження та використати їх у найбільш розповсюджених реальних випадках складних видів впливів на біотехнічну систему «відламки кістки–фіксатор».

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

#### **Висновки і пропозиції:**

1. Запропонована методика комп'ютерного моделювання для оцінки параметрів напружено-деформованого стану матеріала накісткових фіксаторів при різному числі та розташуванні отворів для фіксуючих елементів, визначено мінімально допустима відстань між отворами при різних розмірах поперечного перерізу накісткових пластин.

2. Розроблена та запропонована методика комп'ютерного моделювання для визначення оптимального розташування фіксуючих та блокуючих елементів на корпусі накісткового фіксатора при різних видах простих та складних навантажень.

3. Результати проведеного математичного моделювання дозволяють виділити найбільш раціональні та найменш вдалі варіанти розташування фіксуючих елементів при заздалегідь заданій їх кількості.

4. Отримані розрахунковим шляхом результати повністю підтверджуються даними практичної медичної оперативної діяльності.

#### **Список літератури:**

1. Романенко К.К. Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе/ К.К. Романенко, А.И. Белостоцкий, Д.В. Прозоровский, Г.Г. Голка – Ортопедия, травматология и протезирование, 2010, № 1. – С. 68-75.
2. Бондаренко А.В. Разрушение имплантатов при накомном остеосинтезе переломов длинных костей / А.В. Бондаренко, В.А. Пелеганчук, Е.А. Распопова, С.А. Печенегин. – Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2004. – № 2. – С. 41-44.
3. Гайко Г.В. Стан і проблеми ортопедо-травматологічної допомоги населенню України / Г.В. Гайко, А.В.Калашніков, Є. В. Лимар. – Ортопедия, травматология и протезирование. – 2004. – № 2. – С. 5-9.
4. Гайко Г.В. Діафізарні переломи в структурі травм опорно-рухової системи у населення України / Г.В. Гайко, А.В. Калашніков, В.А.Боєр, П.В. Нікітін, А.М. Чигирко, Т.П. Чалайдюк.- Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2006. – № 1. – С. 84-87.
5. Shaiko-Shaikovskij A., Belov M., Bilik S., Dudko O., Oleksyuk I., at ol. Mathematical Modelling and optima Allocation of Fixing Elements on Plate body in osteosynthesis. The Advanced science open access Journal. GHINA, December, 2013, p. 28-30.



**Сорочан Е.Н., Азархов А.Ю.**

Приазовский государственный технический университет

**Олексюк И.С.**

Буковинский государственный медицинский университет

**Белов М.Е.**

Черновицкая медицинская инвестиционная компания

**Шайко-Шайковский А.Г.**

Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича

## **МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ И БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ КОНСТРУКТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ НАКОСТНЫХ ФИКСАТОРОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПЕРЕЛОМОВ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ**

### **Аннотация**

С помощью методов сравнительного анализа и расчётным путём проведена оценка прочности наkostных фиксирующих конструкций при переломах длинных трубчатых костей. Проведена теоретическая оценка параметров прочности наkostных пластин при разных межцентровых расстояниях между отверстиями на корпусе пластин, установлены минимально допустимые значения этих расстояний. Показано как влияют на прочность наkostной конструкции размеры поперечного сечения наkostных фиксаторов и расстояния между отверстиями. Предложена проектная методика определения оптимального расположения фиксирующих и блокирующих винтов на корпусе пластины при всех простых и сложных видах нагрузок на биомеханическую систему «кость-фиксатор». Полученные расчётным путём результаты позволяют определить наиболее эффективные варианты фиксации конструкции при наkostному остеосинтезу переломов трубчатых костей опорно-двигательного аппарата.

**Ключевые слова:** остеосинтез, наkostные фиксаторы, прочность, конструктивные параметры.

**Sorochan E.N., Azarkhov A.Y.**

Azov State Technical University

**Oleksyuk I.S.**

Bukovina State Medical University

**Belov M.E.**

Chernivtsi Medical Director of the Investment Company

**Shayko-Shaykovsky A.G.**

Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University

## **METHODS OF DESIGN AND EVALUATION OF DESIGN PARAMETERS BIOMECHANICAL BONE FIXING DEVICE FOR FRACTURES TUBULAR BONES**

### **Summary**

Using the methods of comparative analysis and by calculation evaluated the strength of extramedullary fixation constructs for fractures of long bones. The theoretical estimation of parameters of strength of plate plates at different intercenter distances between the holes on the plate body, established the minimum allowable values of these distances. It is shown as affect the strength of the design of plate cross-sectional dimensions of plate clamps. Predlozheana the calculated method of determining the optimal arrangement of the locking and locking screws on the body of the plate at all simple and complex types of loads on the biomechanical system of "latch bone" obtained by calculation results allow us to determine the most effective ways of fixing the structure by osteosynthesis of fractures of long bones of the musculoskeletal system.

**Keywords:** osteosynthesis, bone fixing device, durability, design parameters.