

Методи дослідження

УДК 616.717+616.717.2] – 001.5 – 089.84

С.В.Білик, І.М.Рубленик, О.Г.Шайко-Шайковський, А.Л.Ковалик

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КІСТКИ ПРИ ПОПЕРЕЧНОМУ ДІАФІЗАРНОМУ ПЕРЕЛОМІ, СИНТЕЗОВАНОМУ НАКІСТКОВИМ ФІКСАТОРОМ

Кафедра травматології, ортопедії та нейрохірургії (зав.–проф.І.М.Рубленик)
Буковинської державної медичної академії,
кафедра загальної фізики (зав.–проф.Р.Д.Венгреневич)
Чернівецького національного університету ім.Ю.Федьковича

Резюме. За допомогою методу кінцевих елементів проаналізовано параметри напружено-деформованого стану стегнової кістки, синтезованої накістковою 6-гвинтовою металевією пластиною, при поперечному діафізарному переломі. Вказано на виникнення неприпустимих напруг кісткової тканини в місцях контакту з гвинтами призводить до їх розхитування та порушення умов зрощення. Розроблено подвійну деротаційну пластину, перевагою якої є рівномірний розподіл компресуючих зусиль по всій поверхні з'яму.

Ключові слова: модельований перелом, накістковий фіксатор, подвійна деротаційна пластина, остеосинтез, стегнова кістка.

Вступ. Проблема стабільної фіксації уламків довгих кісток при лікуванні переломів та їх наслідків продовжує залишатися актуальною. Консервативні методи лікування складних переломів малоефективні, на що вказують тривалість лікування і високий відсоток виходу на інвалідність (14-23%) [1].

Наприклад, терміни непрацездатності при переломах стегнової кістки в 97% випадків досягають 6-8,5 і більше місяців. За даними центрального інституту травматології та ортопедії (ЦІТО) кошти, що витрачаються на лікування травматологічних хворих, які постраждали внаслідок нещасних випадків, досягають значних цифр [2].

Важливим засобом підвищення ефективності і надійності існуючих, а також – раціонального проектування і розробки нових прогресивних біотехнічних систем і конструкцій є математичне моделювання. Використання для цієї мети методу кінцевих елементів дозволяє оцінити параметри напружено-деформованого стану кісткової речовини цілісної і синтезованої кісток в умовах простих видів напружень (розтягнення, стиску, зсуву, крутіння, чистого і поперечного вигину), а також – у випадках складних видів напружень [3]. При цьому враховується анізотропія властивостей компактною речовини кісткової тканини, що істотно змінюється по висоті кісткового зразка [5].

Мета дослідження. Вивчити методом кінцевих елементів параметри напружено-деформованого стану стегнової кістки, синтезованої накістковою 6-гвинтовою металевією пластиною, при поперечному діафізарному переломі.

Матеріал і методи. Моделювання напружено-деформованого стану кісткового зразка розглянуто на прикладі осьового стиску стегнової кістки при поперечному діафізарному переломі, синтезованому накістковою 6-гвинтовою металевією пластиною (сталь 12Х18Н9Т). Метод дозволяє отримати розподіл нормальних напруг $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$, головних напруг $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$, вектори переміщень, величини деформацій $\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$, а також – головних деформацій $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$ у матеріалі кісткової тканини.

Результати дослідження та їх обговорення. На рис.1 показано, а – розбивка на кінцеві елементи стегнової кістки разом з накістковою пластиною, б – розподіл результуючих головних деформацій ϵ , в – розподіл нормальних напруг σ_1 у матеріалі кісткової речовини, а також – у металевій пластині, що використовується для остеосинтезу поперечного діафізарного перелому.

Проведені розрахунки показують, що моделювання напружень стиску, яке рівне масі тіла пацієнта ($P=80\text{kg}$), створює, з погляду умов міцності, надмірну нап-

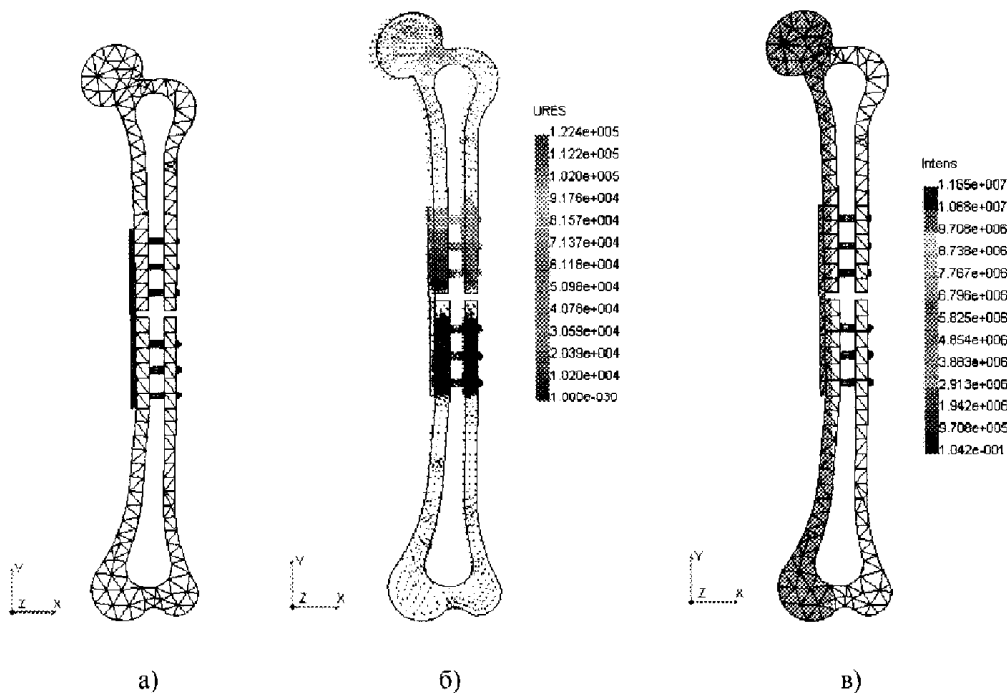


Рис. 1.

ругу кісткової тканини в місцях контакту з фіксуючими гвинтами. Як показує практика, це призводить до розсмоктування кісткової тканини, що, у свою чергу, викликає ослаблення жорсткості фіксації, розхитування фіксуючих гвинтів, порушення умов зрощення.

У зв'язку з цим, розрахунки проведені для навантаження, яке становить 25% від екстремально можливої статичної, що відповідає обережному натисканню на ушкоджену кінцівку при ході за допомогою милиць.

Для розрахунків використані наступні вихідні дані: для сталі 12Х18Н9Т, з якої виготовлена металева накісткова фіксуюча пластина, прийнято значення модуля пружності I роду $E=2 \times 10^{11}$ Па, значення модуля пружності II роду $G=8 \times 10^{10}$ Па, коефіцієнта Пуасона $\mu=0,3$. Для кісткової тканини відповідно прийняті значення: $E_1=2,26 \times 10^{10}$ Па, $E_2=1,18 \times 10^{10}$ Па, $E_3=0,98 \times 10^{10}$ Па, $G_1=0,61 \times 10^{10}$ Па, $G_2=0,515 \times 10^{10}$ Па, $G_3=0,61 \times 10^{10}$ Па, $\mu_1=0,38$, $\mu_2=0,25$, $\mu_3=0,45$ [4].

Отримані результати оцінені за допомогою класичних теорій міцності, критерію Друкера-Прагера, Триска, Мизеса, Мору-Кулона.

З урахуванням отриманих нами розрахункових даних, була розроблена подвійна двоплощинна деротаційна пластина (ПДП, Деклараційний патент на винахід, Україна №20011063739, А3276А, А61В17/56; «Пристрій для остеосинтезу С.В.Білика і І.М.Рубленика» Бюл., №10 від 15.11.2001р.), застосування якої цілком виключає ефект ексцентриситету, можливість розхитування і міграції гвинтів, якими накістковий фіксатор прикріплюється до уламків.

ПДП (рис.2) виконана у вигляді довгої (1) і короткої (2) пластинок, з'єднаних між собою двома перемичками (3), на зразок катамарана.

За рахунок перемичок, довга і коротка пластини розділені поздовжнім наскрізним отвором (4), що дозволяє проводити рентгенологічне спостереження за процесом консолидації уламків.

Два найбільшчі від лінії перелому отвори на довгій пластинці і обидва отвори на кінцях короткої пластинки виконані нахильно-овальними, що дає можливість проводити компресію уламків у двох взаємно перпендикулярних площинах.

З метою мінімізації порушення кровопостачання в ділянці перелому, у довгій і короткій пластинках зроблені заглибини (5), а нахильно-овальні отвори розміщені на опорних площадках (6). Завдяки цьому ПДП у ділянці перелому не контактує з кістковими уламками і не ушкоджує окістя з периостальними судинами.

Перевагою нашої технічної системи є рівномірний розподіл компресуючих зусиль по всій поверхні зламу. Проведення чотирьох гвинтів у взаємоперпендикулярних площинах дозволяє рівномірно розподілити динамічні напруги навколо гвинтів, що виникають при стиску, напрузі, вигині і крутінні, а також їхніх комбінаціях в умовах безімобілізаційного режиму пацієнтів у післяопераційному періоді.

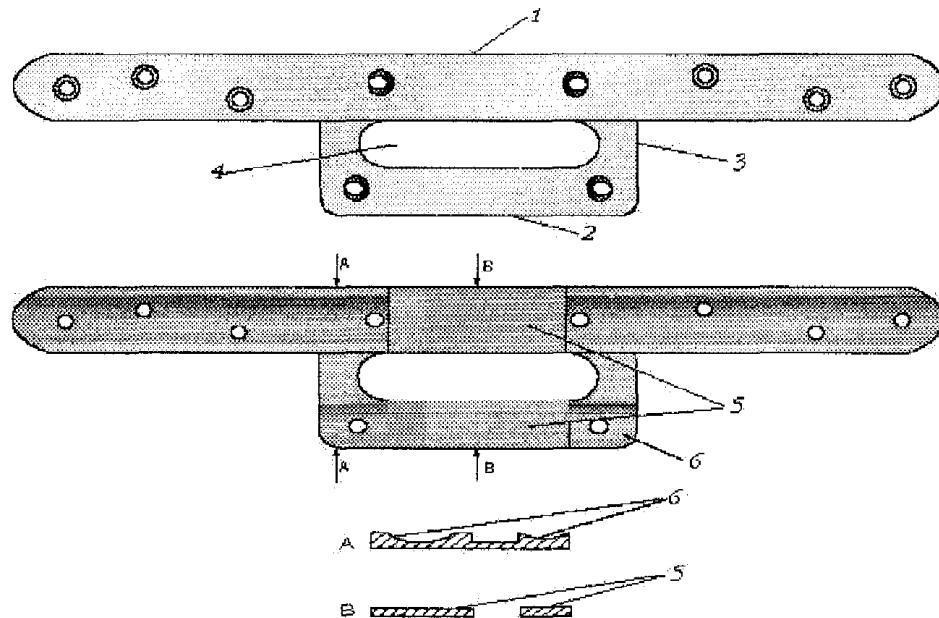


Рис.2.

Динамічне клініко-рентгенологічне спостереження за 122 пацієнтами з переломами ключиць, плечових, стегнових кісток і кісток передпліччя, оперованими із застосуванням подвійної двоплощинної деротаційної пластини не виявило жодного випадку перелому пристрою і міграції гвинтів з кістки. Високий запас міцності імплантата забезпечив зрощення уламків у 119 хворих в оптимальний термін. У 3 пацієнтів зрощення не настало у зв'язку з післяопераційним остеомієлітом.

Висновок. Порівняльний аналіз отриманих результатів з картиною розподілу напруг і деформацій для цілої кістки дозволяє намітити шляхи для необхідних конструктивних змін у фіксуючій системі, цілеспрямовано підбирати найбільш раціональний вид фіксуючої системи для кожного окремого виду і типу перелому.

Література. 1. Грязнухин Э.Г. Особенности консервативного лечения множественных переломов длинных костей нижних конечностей // Травматология и ортопедия России. -1996. -№3. -С.39-41. 2. Шапошников Ю.Г. Деятельность ЦИТО по разработке и производству изделий для травматологии и ортопедии // Ортопедия, травмат. - 1990. -№6. -С.6-12. 3. Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппаратура фиксации / Пер. с англ. - М.: Мир, 1986. - 318 с. 4. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. и др. Деформативность и прочность компактной костной ткани при кручении // Механика полимеров. -1973. -№5. -С.911-918. 5. Шайко-Шайковський О.Г., Олексюк І.С., Ковалюк О.Л. Визначення параметрів напружено-деформованого стану стегнової кістки за допомогою методу скінчених елементів // Бук. мед. вісник. - 2001. -Т.5, №4. -С. 161-166.

MATHEMATICAL MODELLING OF THE STRAINED DEFORMED BONE STATE WITH A TRANSVERSE DIAPHYSEAL FRACTURE, SYNTHESIZED BY A PERIOSTEAL FIXATOR

S.V.Bilyk, I.M.Rublennyk, O.G.Shaiko-Shaykovskyi, A.L.Kovalyuk

Abstract. With the help of the end elements the parameters of the strained-deformed femur state synthesized by a 6-screw metal plate with a transverse diaphyseal fracture have been analyzed. The authors have pointed out to the onset of inadmissible strains of the osseous tissue at the sites of the contacts with the screws that results in their loosening and impaired conditions of bony union. A double derotatory plate has been developed. Its advantages is an even distribution of compressing efforts over the whole fracture surface.

Key words: simulation fracture, periosteal fixator, double derotatory plate, ostcosynthesis, femur.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi).
Yu. Fedkovych National University (Chernivtsi).

Надійшла до редакції 17.09.2002 року