

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЦІЛИХ ТА ПОШКОДЖЕНИХ ДОВГИХ КІСТОК ЗА ДОПОМОГОЮ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Наведено методику порівняльного аналізу напружено-деформованого стану цілих та, синтезованими різними типами фіксуєчих систем, ушкоджених кісток для різних типів переломів. Розглянуто приклад діафізарного поперечного перелому стегнової кістки при фіксації відламків надкістковою металеву пластиною.

The parameters of the strained and deformed state of the undamaged thigh-bone have been determined by means of the mathematical simulation with the usage of the completed elements method: also of head pressures, coordinating and summary movements, of the components evaluation of the strained state by the following criteria, such as Mises, Trisk (More-Coulon), Druker-Prager and also Hill's criterion reserve factor in case of the volumetrically strained state. The calculations have been done for the isotropic and anisotropic structure of the bone substance. The distribution of the determined parameters in the bone volume has been obtained, the places of concentrated tensions and their maximum values have been determined.

Однією із найважливіших умов вибору і застосування того чи іншого типу фіксуєчої системи для остеосинтезу пошкоджених кісток опорно-рухового апарату людини в залежності від виду (поперечний, косий, гвинтовий, осколковий, розтрощений) перелому, його типу (діафізарний, проксимальний, метафізарний, епіметафізарний тощо) є правильна оцінка напружено-деформованого стану біотехнічної системи "ушкоджена кістка – фіксатор" в умовах простих та складних видів навантажень.

Математичне моделювання напружено-деформованого стану біотехнічних систем – важлива і актуальна наукова задача, розв'язання якої має важливе медичне, соціальне і економічне значення [1].

Ефективним засобом для реалізації цього шляху є метод скінченних елементів, який дозволяє з точністю, необхідною для інженерних розрахунків, здійснити визначення усіх компонент напружено-деформованого стану в будь-якому перерізі і в будь-якій точці матеріалу біотехнічної системи [2,3].

У роботі здійснено розрахунок напружено-деформованого стану ушкодженої стегнової кістки при позакентровому стиску, який імітує вагу тіла пацієнта. Розподіл нормальних і дотичних, а також, осьових і головних напружень, переміщень

і деформацій у цілій кістці прийнято за еталон, до якого повинен наближатись розподіл відповідних параметрів у випадку раціональної, з точки зору біомеханічної обґрунтованості, фіксації ушкодженої кістки за допомогою певного виду фіксуєчої системи.

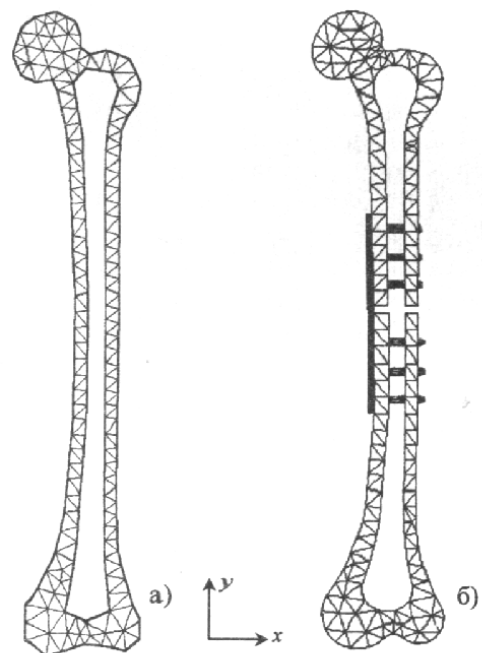


Рис.1. Ціла (а) та ушкоджена (б) стегнові кістки, розбиті на скінченні елементи.

Отже, вибір певного виду фіксуючої системи залежить від того, наскільки вид напружено-деформованого стану близький до еталону, тобто до неушкодженої кістки. На рис.1 зображено фронтальний переріз цілої і ушкодженої стегнової кісток у випадку діафізарного поперечного перелому.

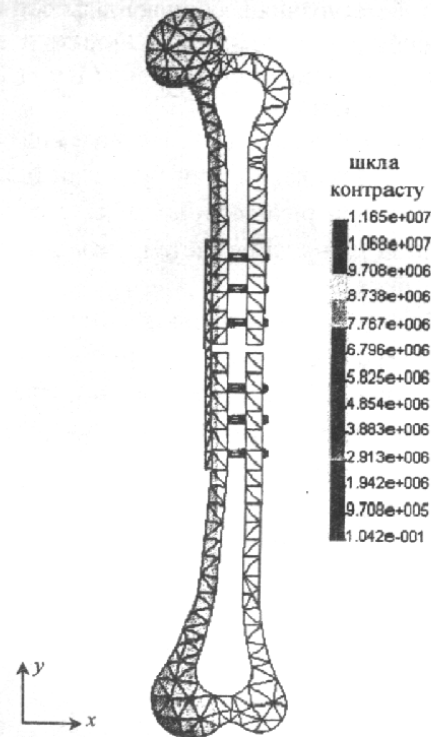
Моделювання напружено-деформованого стану стегнової кістки [4] дає можливість визначити картину розподілу відповідних напружень у речовині кістки, виявити зони концентрації напружень. Розрахунки для цілої кістки проведено для випадків ізотропної та анізотропної будови. Значення механічних характеристик взято таким: модулі пружності I-го роду: $E_1=2,26 \cdot 10^{10}$ Па, $E_2=1,18 \cdot 10^{10}$ Па, $E_3=0,98 \cdot 10^{10}$ Па, модулі пружності II-го роду: $G_1=0,61 \cdot 10^{10}$ Па, $G_2=0,515 \cdot 10^{10}$ Па, $G_3=0,61 \cdot 10^{10}$ Па, коефіцієнти Пуасона $\mu_1=0,38$, $\mu_2=0,25$, $\mu_3=0,45$.

З аналізу проведених розрахунків випливає, що величини напружень, отриманих за умови використання гіпотези про ізотропну будову кісткової речовини виявились дещо більшими (на 2-14%), ніж у відповідних екстремальних точках порівняно з аналогічним розрахунком, здійсненим у відповідності з припущенням про анізотропну будову кісткової речовини. При цьому значення екстремальних величин параметрів в одних і тих самих точках кісткової речовини в обох випадках розрахунків збігаються (щодо ізотропної та анізотропної будови).

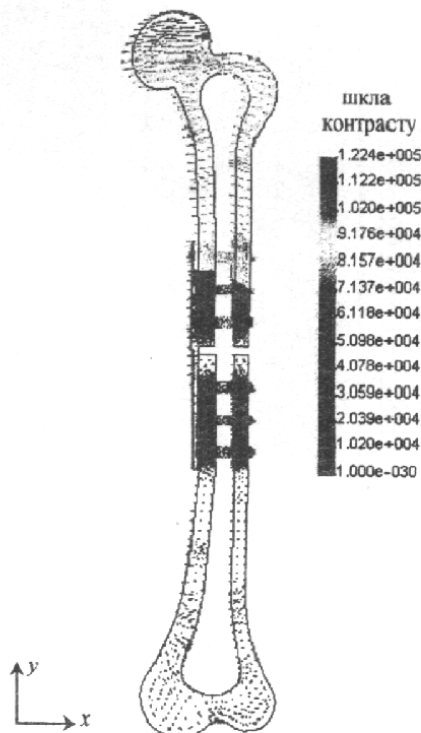
Такий результат дає можливість при здійсненні інженерних розрахунків використовувати спрощену методику, вважаючи, що будова кістки ізотропна. Це значно полегшує і спрощує розрахунки щодо визначення кількості блокуючих і фіксуючих елементів біотехнічних систем, розмірів і форми корпусу фіксатора при різних типах і видах переломів.

Фіксація відламків стегнової кістки за допомогою металевої надкісткової 6-гвинтової пластини та моделювання за допомогою методу скінченних елементів параметрів напружено-деформованого стану, який виникає при цьому (рис.2), дозволило визначити, що величина виникаючих напружень в місці введення фіксуючих гвинтів перебільшує допустимі значення цих напружень. Це свідчить про те, що навантаження пошкодженої кінцівки, синтезованої металевою пластиною, можливе лише за умови зростання відламків. Даний висновок повністю підтверджується

медичними спостереженнями. В умовах лікарні, після виписки хворого додому навантаження на пошкоджену кінцівку дозволяється лише через 3-4 місяці після проведення операції остеосинтезу.



а)



б)

Рис.2. Розподіл нормальних напружень (а) і відносних деформацій (б) у матеріалі біотехнічної системи стегнова кістка – 6-гвинтова надкісткова металева пластина при поперечному діафізарному переломі.

Проведений розрахунок для навантаження, яке складає 25% від максимально можливого, дозволив виявити зони концентрації напружень у матеріалі біотехнічної системи, підготувати лікарям-травматологам практичні рекомендації щодо застосування необхідної кількості гвинтів у залежності від можливого навантаження на кістку, вікових особливостей хворого (для різних вікових груп) тощо.

Вказаний підхід дозволяє моделювати напружено-деформований стан будь-якої біотехнічної системи при різних видах переломів і пошкоджень за умови дії на систему складних і простих навантажень.

Це дозволяє здійснювати комп'ютерну методу вибору доцільної фіксуючої системи, яка враховуватиме вид і тип перелому, вікові особливості хворого та особливості конструкції фіксаторів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *Адамович І.С., Янсон І.А.* Исследование напряженного состояния большеберцовой кости человека при кручении методом конечных элементов // Механика композитных материалов. - 1981. - №3. - С.499-504.
2. *Галлагер Р.* Метод конечных элементов. - М.: Мир, 1984.
3. *Зенкевич С.* Метод конечных элементов в технике. - М.: Мир, 1975.
4. *Шайко-Шайковський О.Г., Олексюк І.С., Ковалик О.Л.* Визначення параметрів напружено-деформованого стану стегнової кістки за допомогою методу скінченних елементів // Буковинський медичний вісник. - 2001. - 5, №4. - С.161-166.

Свідоцтво про державну реєстрацію
ДК № 891 від 08.04.2002 р.

Підписано до друку 20.02.2002. Формат 60x84/16.
Папір офсетний. Друк офсетний. Умов. друк. арк. 13,2. Обл.-вид. арк. 14,0.
Зам. 043-п. Тираж 100.
Друкарня видавництва "Рута" Чернівецького національного університету
58012, Чернівці, вул. Кошобинського, 2.