

ІМІТАЦІЙНО–КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ МОЖЛИВОСТЕЙ АПАРАТІВ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ

В. І. Гуцуляк

Івано–Франківський національний медичний університет

SIMULATING–COMPUTERIC MODELLING OF BIOMECHANICAL SYSTEMS FOR INVESTIGATION OF FUNCTIONAL POSSIBILITIES OF THE EXTERNAL FIXATION APPARATUSES

V. I. Hutsulyak

Ivano–Frankivsk National Medical University

Реферат

Представлений алгоритм дій при створенні тривимірних комп'ютерних динамічних моделей для дослідження репозиційних можливостей апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ). З використанням запропонованого алгоритму в програмі Autodesk Inventor 11 створені три моделі біомеханічних систем: I – «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції куткових зміщень»; II – «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції багатокомпонентних зміщень»; III – «кістка – апарат для корекції деформації кісток і суглобів».

Встановлено, що тривимірні комп'ютерні моделі систем для черезкісткового остеосинтезу (ЧО) найбільш доцільно будувати з застосуванням способу шаблонів, що дозволяє здійснювати корекцію геометричних параметрів деталей в зборці моделі та забезпечує можливість швидкої зміни компонування АЗФ.

Застосування розроблених тривимірних динамічних моделей забезпечує можливість моделювання репозиції кісткових фрагментів за різних типів переломів та будь–якої площини зламу; моделювання корекції деформації кісток; визначення оптимальної траєкторії переміщення фрагментів; вибору оптимального типу репозиційних елементів та компонування АЗФ.

Ключові слова: черезкістковий остеосинтез; тривимірна динамічна модель; апарат зовнішньої фіксації; біомеханіка.

Abstract

Algorithm of action while creation of the three–dimensional computeric dynamical simulating models for investigation of reposition possibilities of the external fixation apparatuses (EFA) was presented. Using proposed algorithm in the program Autodesk Inventor 11 there were created three simulating models of biomechanical systems: I – «bone – arrangement of Ilizarov's apparatus for the angular shifts correction»; II – «bone – arrangement of Ilizarov's apparatus for the multicomponents shifts correction»; III – «bone – apparatus for correction of the bones and joints deformity».

There was established, that three–dimensional computeric simulating models for transosseous osteosynthesis is mostly expedient to build, using a template method, what permits to make correction of geometric parameters of details while constructing the model and guarantees possibility of rapid change in the EFA arrangement.

Application of the elaborated 3D dynamic models guarantees possibility of the osseous fragments reposition modeling in different types of fractures and any plane of the seat of fracture; simulating modeling of the osseous deformity correction; determination of optimal trajectory of the fragments translocation; the choice of optimal type of the elements reposition and the EFA arrangement.

Keywords: transosseous osteosynthesis; 3D dynamic model; apparatus of external fixation; biomechanics.

Серед переваг апарата для ЧО, запропонованого Г. А. Ілізаровим, перше місце посідає можливість забезпечення точної репозиції і жорсткої керованої фіксації кісткових уламків [1]. Проте, незважаючи на наявність понад тисячу типів АЗФ, забезпечення цього критерію при застосуванні більшості з них неможливе [2]. Це зумовлює необхідність розробки та впровадження нових пристроїв для ЧО з більш широкими репозиційними можливостями.

Одним з сучасних та найбільш достовірних методів експеримен-

тальних розрахунків властивостей різних конструкцій, що використовують як в медицині, так і інших сферах діяльності людини, є метод комп'ютерного тривимірного моделювання, основу якого становить метод кінцевих елементів [3, 4]. Застосування спеціального програмного забезпечення дозволяє обчислювати безліч варіантів біомеханічного впливу різного навантаження на кожний компонент системи та всю систему загалом [4, 5]. Метод дозволяє без значних фінансових витрат, пов'язаних з виготовленням

експериментальних зразків та спеціального обладнання для стендових досліджень, здійснити комп'ютерне моделювання та подальше віртуальне біомеханічне випробування різних новітніх конструкцій, зокрема, систем «кістка – АЗФ» [5, 6]. Проте, більшість сучасних біомеханічних досліджень виконують на статичних моделях [5 – 7], що дозволяє обчислювати кінематичні властивості апаратів, зокрема, їх репозиційних можливостей.

Тому, розробка динамічних комп'ютерних імітаційних моделей

систем для дослідження ЧО є актуальним питанням сучасної травматології та ортопедії.

Мета дослідження: розробити комп'ютерні тривимірні динамічні імітаційні моделі біомеханічних систем для дослідження репозиційних можливостей АЗФ.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

На основі аналізу поперечних сканів інтактної гомілки дорослої людини, проведених з використанням спірального комп'ютерного томографа Siemens Somatom Emotion в програмі Mimix, створені тривимірні моделі кісток гомілки, експортовані в програмний комплекс Autodesk Inventor 11.

В середовищі програми Autodesk Inventor 11 шляхом математичного комп'ютерного моделювання створені тривимірні моделі компонувань апарата Ілізарова та розробленого автором апарата для корекції деформації кісток і суглобів [8].

Деталі апаратів створювали в режимі «Model» з використанням різних способів моделювання [9, 10]. Зокрема, застосований спосіб шаблонів, він передбачає створення нових деталей шляхом внесення необхідних змін у параметри готових деталей, що зберігаються в браузері програми. При моделюванні деталей за допомогою цього способу одразу брали до уваги можливі зміни побудови двохвимірних ескізів та функції «Extrude», дотримували суворо визначеної послідовності дій, що забезпечувало корекцію власне лише визначених параметрів моделі. Створювали однотипні деталі, зокрема, різьбові штанги, кронштейни, черезкісткові елементи, півкільця різного типорозміру тощо.

Компонування АЗФ виконали в режимі «Assembly», де збирали моделі. Процес створення зборки передбачає завантаження у файл моделі попередньо створених деталей апарата. Коректно зібраною вважають таку, деталі якої поєднані за допомогою залежностей взаємного розташування. Механізм встановлення залежностей дозволяє фіксувати положення кожної деталі в збірці з збереженням необхідних ступенів свободи. Це забезпечує можливість автоматизації обчислення різних

характеристик моделі, в тому числі кінематичних.

Для статичного встановлення деталей використовували залежності взаємного розташування, що містяться у вікні «Place Constraint»:

- залежність Mate забезпечує зіставлення обраних площин деталей;
- залежність Angle забезпечує розташування обраних площин деталей під кутом одна до іншої;
- залежність Tangent забезпечує тангенціальне розташування поверхонь;
- залежність Insert виконує зіставлення циліндричних поверхонь.

Для переміщення модулів апарата один відносно іншого та визначення функціональних параметрів моделі використовували динамічну залежність Rotation з вкладки «Motion» та команду «Drive Constraint».

З метою попередження помилок при встановленні розмірів деталей використовували декілька способів:

- аналіз пересічення контактів;
- аналіз контакту поверхонь;
- аналіз свободи рухів.

Переломи кісток моделювали з використанням команди «Split», за допомогою якої від інтактної кістки почергового видаляли «зайві» частини, створюючи відповідно проксимальний та дистальний уламки, що зберігали в окремих файлах. У файлі зборки уламки розташовували на відстані 1 мм з збереженням їх попередньої просторової орієнтації. Для можливості проведення порівняльного аналізу моделей опори та черезкісткові елементи встановлювали на однакових рівнях та позиціях.

Відстань між середніми (парафрактурними) опорами становила 170 мм. Вибір такої величини зумовлений необхідністю забезпечення запасу вільного простору між опорами під час моделювання кутових переміщень до 90°.

В режимі «Inspect» за допомогою команди «Analyze Interference» проводили аналіз пересічення контактів переміщуваних суміжних деталей апарата.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Для побудови комп'ютерних тривимірних динамічних моделей «кістка – АЗФ» розроблений алгоритм дій:

- створення в режимі «Part modeling» моделей інтактної кістки;
- визначення та встановлення поздовжньої осі кістки;
- моделювання перелому шляхом створення фрагментів кісток та збереження їх в окремих файлах;
- формування в моделях фрагментів кісток на визначених рівнях каналів для черезкісткових елементів;
- створення в режимі «Part modeling» моделей деталей АЗФ та їх збереження в окремих файлах;
- створення в режимі «Assembly» файлу зборки моделі та трансляція в нього моделей фрагментів кісток та деталей апарата;
- орієнтація моделі проксимального фрагмента кістки відносно центру системи координат (з зіставленням площин XY – з фронтальною, XZ – з горизонтальною, YZ

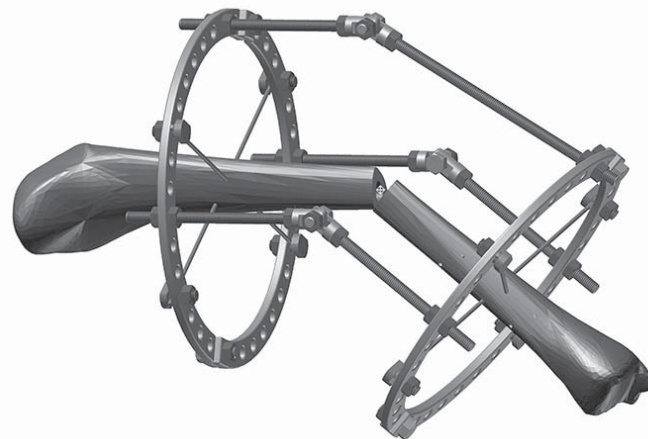


Рис. 1. Тривимірна модель І «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції кутових зміщень», вид в аксонометрії.

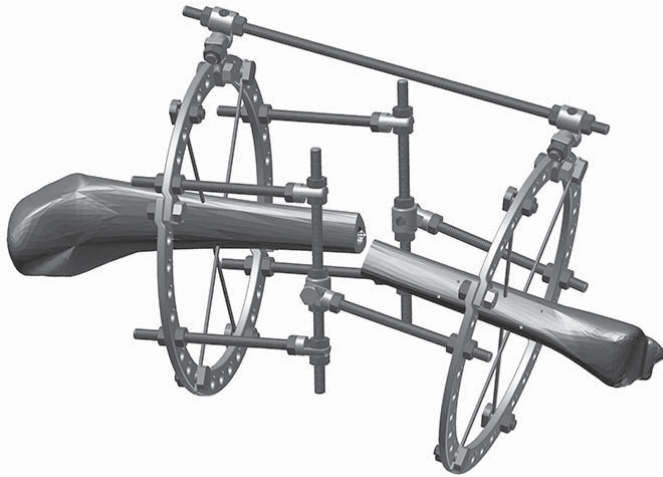


Рис. 2.
Тривимірна модель II «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції багатокomпонентних зміщень», вид в аксонометрії.

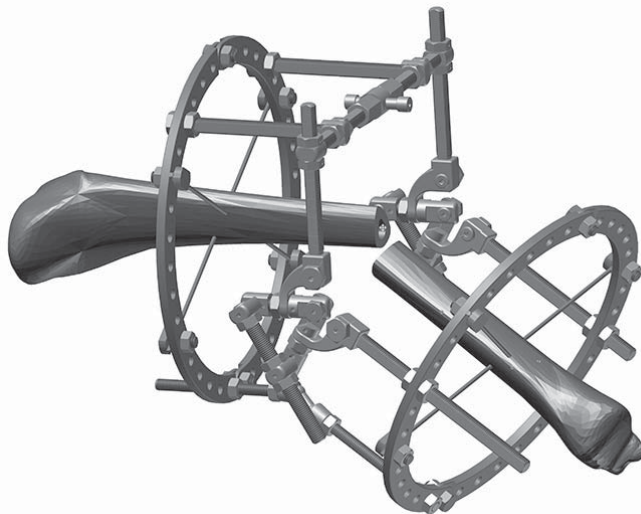


Рис. 3.
Тривимірна модель III «кістка – апарат для корекції деформацій кісток та суглобів», вид в аксонометрії.

– з сагітальною), що забезпечувало спрощення вимірювання переміщень фрагментів при проведенні біомеханічних досліджень;

- встановлення дистального фрагмента кістки відносно проксимального на відстані, що відповідає ширині міжфрагментарної щілини;
- проведення черезкісткових елементів у попередньо сформовані кісткові канали;
- встановлення поздовжньої «робочої» осі для кожної опори, що проходить через її центр;
- встановлення опор АЗФ шляхом зіставлення поздовжніх осей опор та кістки;
- встановлення опор на необхід-

них рівнях шляхом їх фіксації за допомогою елементів кріплення до черезкісткових елементів;

- встановлення між центральними опорами репозиційних елементів АЗФ;
- центрація осей шарнірів репозиційних елементів відносно умовних осей обертання дистального кісткового фрагмента;
- встановлення динамічних залежностей для проведення лінійних переміщень фрагментів;
- встановлення динамічних залежностей для проведення кутових переміщень фрагментів.

Використовуючи запропонований алгоритм в середовищі програ-

ми Autodesk Inventor 11, створені три тривимірні динамічні імітаційні моделі систем «кістка – репозиційний АЗФ»:

модель I – «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції кутових зміщень» (рис. 1);

модель II – «кістка – компонування апарата Ілізарова для корекції багатокomпонентних зміщень» (рис. 2);

модель III – «кістка – апарат для корекції деформацій кісток та суглобів» [8] (рис. 3).

Встановлено, що тривимірні комп'ютерні моделі систем для ЧО найбільш доцільно будувати з застосуванням способу шаблонів, це дозволяє проводити корекцію геометричних параметрів деталей в зборці моделі та забезпечує можливість швидкої зміни компонування АЗФ.

З застосуванням в програмі Autodesk Inventor 11 тривимірних динамічних моделей систем «кістка – апарат» здійснене моделювання репозиції лінійних та кутових зміщень фрагментів за різних типів переломів кісток гомілки.

Розроблені тривимірні динамічні моделі забезпечують можливість:

- моделювання різних типів переломів кісток;
- використання АЗФ різної конструкції;
- визначення оптимального компонування АЗФ;
- визначення оптимального радіусу опор та рівня їх розташування;
- визначення оптимального рівня розташування черезкісткових елементів, їх діаметра та довжини;
- моделювання репозиції кісткових фрагментів за різних типів переломів та будь-якої площини зламу;
- моделювання корекції деформації кісток;
- визначення оптимальної траєкторії переміщення фрагментів;
- визначення оптимального типу репозиційних елементів АЗФ;
- проведення біомеханічних досліджень ЧО.

ВИСНОВКИ

1. Біомеханічні дослідження репозиційних властивостей апаратів для ЧО необхідно проводити з використанням динамічних тривимірних моделей систем «кістка – АЗФ», що забезпечує можливість автоматизації процесу виконання розрахунків

різних характеристик моделі, в тому числі кінематичних.

2. Застосування розроблених тривимірних динамічних моделей забезпечує можливість моделювання

репозиції кісткових фрагментів за різних типів переломів та будь-якої площини зламу; корекції деформацій кісток; визначення оптимальної траєкторії переміщення фрагмен-

тів; оптимального типу репозиційних елементів та компонування АЗФ.

REFERENCES

1. Stetsula VI, Devyatov AA. Chreskostnyy osteosintez v travmatologii. Kiev: Zdorov'ya, 1987. 200 s. [In Russian].
2. Solomin LN. Osnovy chreskostnogo osteosinteza apparatom GA Ilizarova. SPb: OOO «Morsar AV»; 2005. 544 c. [In Russian].
3. Sternick MB, Dallacosta D, Bento DA, et al. Relationship between rigidity of external fixator and number of pins: computer analysis using finite. Rev Bras Ortop. 2012;47(5):646–50.
4. Tiazhelov OA, Polietaieva Nlu, Romanenko KK, ta in. Matematyчне modeliuвання diafizarnykh deformatsii dovhykh kistok. Ortopediya, travmatolohiya y protezyrovanye. 2010;(3):61–3. [In Ukrainian].
5. Beydik OV, Levchenko KK, Tkacheva AV. Konechno–elementnoe modelirovanie zhestkosti fiksatsii kostnykh otlomkov v apparatakh chreskostnogo osteosinteza pri lechenii diafizarnykh perelomov goleni. Geniy ortopedii. 2009;(1):24–9. [In Russian].
6. Bushmanov AV. Proektirovanie fiksiruyushchikh ustroystv v travmatologii na osnove CAD/CAE/CAM–tekhnologiy I. Meditsinskaya informatika. 2008;1(15):3–8. [In Russian].
7. Kumar DB, Muthurajan KG. Finite element analysis of external Ilizarov ring and hybrid fixators. International Journal of Science and Research (IJSR). 2014;3(2):76–9.
8. Aparat Hutsuliaka V.I. dlia korektsii deformatsii kistok ta suhlobiv: pat. 87072 Ukraina. a 2008 04780; zaiavl. 14.04.2008; opubl. 10.06.2009, Biul. №11. [In Ukrainian].
9. Kontsevich VG. Tverdotelnoe modelirovanie v Autodesk Inventor. Kiev, Moskva: Dia–SoftYUP, DMK Press; 2008. 672 s. [In Russian].
10. Krasnoperov SV. Samouchitel' Autodesk Inventor. SPb: BKHV–Peterburg; 2008. 576 c. [In Russian].