



УКРАЇНА

(19) **UA**

(11) **106347**

(13) **U**

(51) МПК

G09B 23/28 (2006.01)

G09B 23/32 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2015 09871	(72) Винахідник(и): Філіпенко Володимир Акимович (UA), Бондаренко Станіслав Євгенович (UA), Яресько Олександр Васильович (UA)
(22) Дата подання заявки: 12.10.2015	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.04.2016	(73) Власник(и): ДЕРЖАВНА УСТАНОВА "ІНСТИТУТ ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ ІМ. ПРОФ. М.І. СИТЕНКА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ", вул. Пушкінська, 80, м. Харків-24, 61024 (UA)
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.04.2016, Бюл.№ 8	

(54) СПОСІБ МОДЕЛЮВАННЯ ТАЗА

(57) Реферат:

Спосіб моделювання таза оснований на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного зображення цілісного таза у вигляді скінченно-елементної сітки його фрагментів, їх навантаженні та наступної реєстрації напружень і деформацій в різних компонентах таза при повному одноопорному положенні, причому додатково імітують кути нахилу стегнових кісток і таза, що притаманні їм при ходьбі при різних фазах кроку - 20 %, 30 % і 50 %, а саме - в момент відриву носка неопорної ноги, повного одноопорного положення і повного контакту стопи опорної ноги, а навантаження на компоненти таза і наступну реєстрацію напружень і деформацій в них виконують почергово при імітації зазначених кутів нахилу стегнових кісток і таза.

UA 106347 U

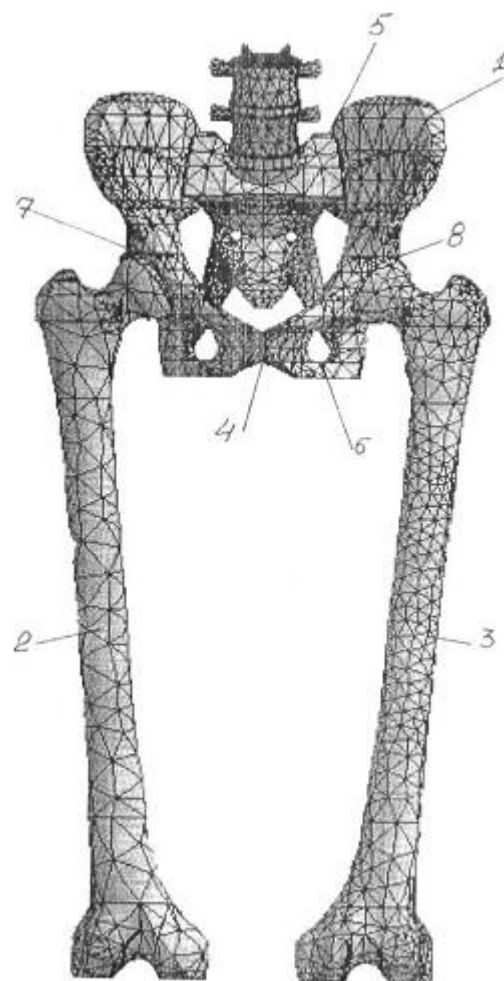


Fig. 8

Корисна модель належить до медицини і може бути використана для моделювання таза людини з метою оцінки його напружено-деформованого стану.

Відомо застосування моделі таза для обґрунтування остеосинтезу пошкодженого пояса нижніх кінцівок. Модель полягає у спрощенні конфігурації таза до форми кільця і розрахунку узагальненого розподілу сил взаємодії між кістками та стержневим апаратом (Бабоша В.А., Пастернак В.Н., Лобанов Г.В. та ін. Математическое обоснование внеочагового остеосинтеза при повреждениях таза // Ортопедия, травматология, протезирование.-1995. № 3. - С. 65-69). Така модель дозволяє отримати дані про оптимальні точки розташування стержневих фіксаторів відносно до кісток таза. Однак таке моделювання таза не дозволяє виробити точних розрахунків.

Відомий спосіб моделювання таза на основі методу кінцевих елементів для дослідження зміни напружено-деформованого стану при ендопротезуванні кульшового суглоба (Мітелева З.М., Органов В.В., Чуйко А.Н. та ін. Роль субхондральної пластики при ендопротезуванні // Ортопедия, травматология и протезирование.-1999. - № 1. - С. 33-37). Перевагою даного способу моделювання є можливість моделювання тіл з різними матеріалами, добра апроксимація криволінійних меж, можливість уточнення результатів шляхом подрібнення дискретизації (сітки кінцевого елемента), врахування межових умов.

Недоліком даного способу моделювання є неможливість розподілу зусиль і напружено-деформованого стану, що виникають в кістках і різних фрагментах таза, що знижує його інформативність і вірогідність отриманих характеристик.

Найбільш близьким по суті і результату, що досягається, до запроваджуваного технічного рішення є спосіб моделювання таза, оснований на виконанні послідовних растрових - гомографічних зрізів і побудові тривимірного векторного зображення цілісного таза у вигляді скінченно-елементної сітки його фрагментів, їх навантаження та наступної реєстрації напружень і деформацій в різних компонентах таза при повному одноопорному положенні (Тяжёлов А.А., Филиппенко В.А., Ярьсько А.В., Бондаренко СЕ. Усовершенствование модели таза для расчёта его напряжённо-деформированного состояния // Ортопедия, травматология и протезирование.-2015. -№ 1. -С. 25-33).

Даний спосіб дозволяє здійснювати порівняльний аналіз напружено-деформованого стану таза в умовах моделювання навантаження цілісного тазового кільця і розриву лобкового синтезу, а також оцінити вплив окремих елементів тазового кільця, таких, як лобковий симфіз, крижово-клубова, крижово-горбкувата і крижово-остиста зв'язки, на напружено-деформований стан його окремих ділянок.

В той же час, відомий спосіб моделювання не дозволяє виконати аналіз напружено-деформованого стану в кульшових суглобах і різних фрагментах таза в різні фази кроку при ходьбі, який значно відрізняється від аналогічного стану при повному одноопорному положенні. Це знижує інформативність даного способу моделювання та не дає можливості моделювати різні патологічні стани і оптимізувати хірургічну тактику, пов'язану з вибором конструкції ендопротеза і способу його фіксації. Це також знижує функціональні його можливості.

Задача даної корисної моделі полягає у створенні способу моделювання таза, який дозволяє здійснювати аналіз напружено-деформованого стану в різних фрагментах і ділянках таза в різні фази кроку при ходьбі, а тим самим, розширити функціональні його можливості.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі моделювання таза, основаному на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного зображення цілісного таза у вигляді скінченно-елементної сітки його фрагментів, їх навантаженні та наступної реєстрації напружень і деформацій в різних компонентах таза при повному одноопорному положенні, згідно з корисною моделлю, додатково імітують кути нахилу стегнових кісток і таза, що притаманні їм при ходьбі при різних фазах кроку - 20 %, 30 % і 50 %, а саме - в момент відриву носка неопорної ноги, повного одноопорного положення і повного контакту стопи опорної ноги, а навантаження на компоненти таза і наступну реєстрацію напружень і деформацій в них виконують по чергово при імітації зазначених кутів нахилу стегнових кісток і таза. Для імітування різних фаз кроку використовують наступні кути нахилу стегнової кістки: кута приведення/відведення - у межах 1°-3°, кута згинання/розгинання - 0°-20°, кута обертання навколо стегнової кістки - 0°-5°, а також наступні кути нахилу таза: кута нахилу в сагітальній площині до осі напрямку кроку - 2°-3°, кута нахилу у фронтальній площині між лінією, що з'єднує клубові ості і горизонталлю - 0,5°-5°, кута повороту таза вперед - 0°-6°.

Додаткова імітація кутів нахилу стегнової кістки і таза, що притаманні їм при ходьбі при різних фазах кроку, та наступна реєстрація порушень і деформацій в них по чергово при імітації кутів нахилу стегнової кістки і таза у вищезазначених межах створюють умови для дослідження напруженого стану в різних компонентах таза при ходьбі в порівнянні з аналогічним напруженим

станом при одноопорному стоянні, що розширює функціональні можливості даного способу моделювання при різних патологічних станах, підвищує його інформативність і оптимізує хірургічну тактику, пов'язану з вибором способу лікування пошкодженого таза або кульшового суглоба.

Аналогічних технічних рішень зі схожими ознаками при проведенні патентно-інформаційного пошуку не знайдено. Це свідчить про те, що технічне рішення, що запропоноване, є новим та клінічно придатним.

Корисна модель пояснюється кресленнями, де на Фіг. 1 зображена геометрична модель таза при різних фазах руху: а) перша фаза руху; б) друга фаза руху; в) третя фаза руху; на Фіг. 2 - схеми навантаження і закріплення: а) перша фаза; б) третя фаза; на Фіг. 3 - розрахункова схема аналізу напружено-деформованого стану для першої фази кроку: а) у фронтальній площині; б) в сагітальній площині; на Фіг. 4 - розподіл напруженого стану і величини напружень Мізеса для зон концентрації напружень: а) для області вертлюжної западини; б) в області здухвинної кістки; на Фіг. 5 - розрахункова схема аналізу напружено-деформованого стану для третьої фази кроку: а) у фронтальній площині; б) в сагітальній площині; на Фіг. 6 - розподіл напружень Мізеса для зон концентрації напружень для третьої фази кроку: а) для області вертлюжної западини; б) в області здухвинної кістки; на Фіг. 7 - порівняльний аналіз напружень Мізеса (в МПа) в області крижово-здухвинного і кульшового суглобів при різних фазах кроку при ходьбі; на Фіг. 8 - комп'ютерне зображення таза і кульшових суглобів у вигляді скінченно-елементної сітки.

Спосіб моделювання таза виконують наступним чином.

В різних положеннях нижніх кінцівок пацієнта виконують послідовно растрові томографічні зрізи цілісного таза 1 і обох стегнових кісток 2 і 3 разом з лобковим симфізом 4, крижово-здухвинної 5, крижово-бугорної 6 та крижово-остистої 7 зв'язок відповідно, а також кульшової западини 8.

За допомогою комп'ютерної програми сукупність растрових зображень трансформують у векторні тривимірні зображення у вигляді скінченно-елементної сітки включно з м'язами, прикріпленими до визначеного місця стегнової і тазової кісток.

Подібні растрові зрізи і тривимірні зображення виконують при різних нахилах таза і стегнових кісток при інших фазах кроку при ходьбі (зазначені скінченно-елементні сітки на фігурах не зазначено).

Імітують кути нахилу стегнової кістки і таза при різних фазах кроку - 20 %, 30 % і 50 %, а саме - в момент відриву носка стопи неопорної ноги, повного одноопорного положення і повного контакту стопи опорної ноги.

В трьох фазах руху циклу кроку вибрані наступні кути нахилу стегнової кістки:

	20 % циклу кроку	30 % циклу кроку	50 % циклу кроку
кут приведення/відведення	3° (приведення)	2,5° (приведення)	1° (відведення)
кут згинання/розгинання	20° (згинання)	0°	10° (розгинання)
кут обертання навколо стегнової осі	0°	5° (всередину)	5° (всередину)

Кути нахилу таза для трьох фаз циклу кроку

	20 % циклу кроку	30 % циклу кроку	50 % циклу кроку
кут нахилу в сагітальній площині до осі напрямку кроку	3°	2°	3°
кут нахилу у фронтальній площині між лінією, що з'єднує клубові ості, і горизонталлю	5° (опорна вище)	0,5° (опорна нижче)	1° (опорна нижче)
кут повороту таза вперед	5°	0°	6°

При проведенні навантажень і реєстрації напружень і деформацій в різних компонентах таза матеріал вважається однорідним і ізотропним, а використовувані характеристики - модуль пружності E (модуль Юнга) і коефіцієнт Пуассона ν , вибрані на основі даних літератури і зазначені в таблиці 1.

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, що використовуються

Тканина	Е (МПа)	ν
Кортикальна кістка	18350	0,3
Губчаста кістка	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Зв'язки	1000	0,43

Основним навантаженням вважається вага тіла, що приймається рівною $P=700$ Н.

Розглядаються 3 фази кроку.

- 5 В першій фазі кроку відхилення центру ваги від центру головки стегнової кістки (ліва кінцівка) в корональній площині складає 9,82 см, а в сагітальній площині - 5,29 см до заду, в вертикальному напрямку на 3,72 см нижче, ніж при одноопорному стоянні.

- 10 В другій фазі руху (одноопорне стояння + динамічні сили) відстань в корональній площині - 10,99 см, в сагітальній площині - 0,97 см до заду. В третій фазі кроку відстань в корональній площині - 10,54 см, в сагітальній площині - 4,74 см. Величина навантаження в першому випадку зростає в вертикальному напрямку на 30 %, а в горизонтальному напрямку з'являється додаткова сила, величина якої складає 16 % від ваги тіла.

- 15 В другій фазі кроку вертикальна складова знижується на 45 %, а горизонтальна складає 4 % від ваги тіла. В третій фазі вертикальна складова збільшується на 17 %, а горизонтальна дорівнює 15 % від ваги тіла.

Нижня площа лівого колінного суглоба закріплена (Фіг. 2).

Величини м'язових сил при різних фазах руху розраховані відповідно з даними літератури.

М'язи / зв'язки	Зусилля м'язів і зв'язок (Н) - перша фаза кроку	Зусилля м'язів і зв'язок (Н) - друга фаза кроку	Зусилля м'язів і зв'язок (Н) - третя фаза кроку
Великий сідничний м'яз	500	300	500
Середній сідничний м'яз	1150	1225	1150
Малий сідничний м'яз	0	218	0
Клубовий м'яз	0	200	250
Вага тіла, Н	700	700	700

- 20 Аналіз результатів показує, що найбільш напруженими ділянками таза є області клубово-крижового суглоба. Підвищений напружений стан спостерігається в гілках лобкової кістки.

В області вертлюжної западини спостерігають три зони концентрації напружень. В її передній частині напруження Мізеса досягають 16,5 МПа.

- 25 На верхнє-задньому краї западини напруження дорівнюють 11,7 МПа. На задньому краї вертлюжної западини напруження дорівнюють 15,5 МПа.

Для області крижово-клубового суглоба рівень напруження досягає значення 23,6 МПа.

- 30 Дослідження показують, що на відміну від одноопорного стояння (друга фаза кроку) відбувається перерозподіл найбільших напружень. В області вертлюжної западини в першій фазі кроку найбільш напруженою є її передня і задня частини, а в верхнє задній частині западини рівень напруженого стану стає нижче. В області крижово-клубового суглоба найбільш напруженою є область великої сідничної вирізки, а також область в районі задньої сідничної лінії.

- 35 Дослідження третьої фази кроку показують, що найбільш напруженими є області крижово-клубового і кульшового суглобів. В області вертлюжної западини в третій фазі кроку найбільш напруженою є її передня частина, на верхнє-задньому і задньому краях западини рівень напруженого стану нижче. В області крижово-клубового суглоба найбільш напруженою є область великої сідничної вирізки і область в ділянці задньої сідничної лінії.

- 40 Порівняльний аналіз напружень Мізеса в області крижово-клубового і кульшового суглобів для різних фаз кроку при ходьбі показує, що більш напружений стан спостерігається в першій і третій фазах кроку. Найбільше підвищення напруженого стану в вертлюжній западині відносно до одноопорного стояння спостерігається в її задній частині.

В першій фазі кроку більш напруженими є передній і задній краї вертлюжної западини, а верхній край - менш напружений. В третій фазі кроку більш напруженим є передній край западини, а в верхньому і задньому краях її рівень напруженого стану практично однаковий і нижчий, ніж на передньому краю. В області великої сідничної вирізки рівень напруги значно вище в першій і третій фазах кроку.

Таким чином, імітування кутів нахилу стегнових кісток і таза, що притаманні їм при ходьбі при різних фазах кроку, і почергова реєстрація напружень і деформацій дозволяють здійснювати аналіз напружено-деформованого стану в різних фрагментах і ділянках таза в різні фази кроку при ходьбі і дає можливість моделювати різні патологічні стани і оптимізувати хірургічну тактику, пов'язану з вибором конструкції ендопротеза. Запропонований спосіб моделювання таза значно розширює функціональні його можливості.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

1. Спосіб моделювання таза, оснований на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного зображення цілісного таза у вигляді скінченно-елементної сітки його фрагментів, їх навантаженні та наступної реєстрації напружень і деформацій в різних компонентах таза при повному одноопорному положенні, який **відрізняється** тим, що додатково імітують кути нахилу стегнових кісток і таза, що притаманні їм при ходьбі при різних фазах кроку - 20 %, 30 % і 50 %, а саме - в момент відриву носка неопорної ноги, повного одноопорного положення і повного контакту стопи опорної ноги, а навантаження на компоненти таза і наступну реєстрацію напружень і деформацій в них виконують почергово при імітації зазначених кутів нахилу стегнових кісток і таза.
2. Спосіб моделювання таза, згідно з п. 1, який **відрізняється** тим, що для імітування різних фаз кроку використовують наступні кути нахилу стегнової кістки: кута приведення/відведення - у межах 1° - 3° , кута згинання/розгинання - 0° - 20° , кута обертання навколо стегнової кістки - 0° - 5° , а також наступні кути нахилу таза: кута нахилу в сагітальній площині до осі напрямку кроку - 2° - 3° , кута нахилу у фронтальній площині між лінією, що з'єднує клубові ості і горизонталлю - $0,5^{\circ}$ - 5° , кута повороту таза вперед - 0° - 6° .



Fig. 1a

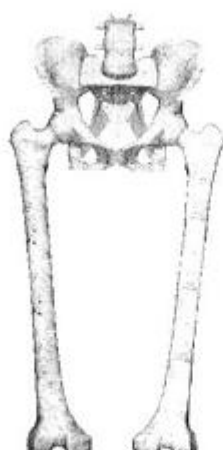


Fig. 1b



Fig. 1c

Fig. 1



Φir. 2a



Φir. 2b

Φir. 2



Φir. 3a

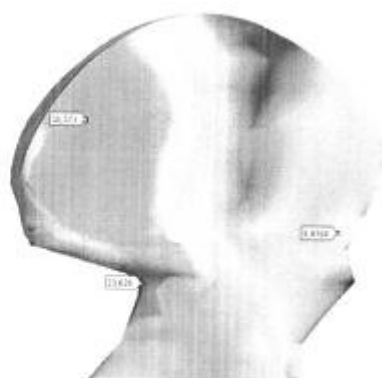


Φir. 3b

Φir. 3



Φir. 4a



Φir. 4b

Φir. 4

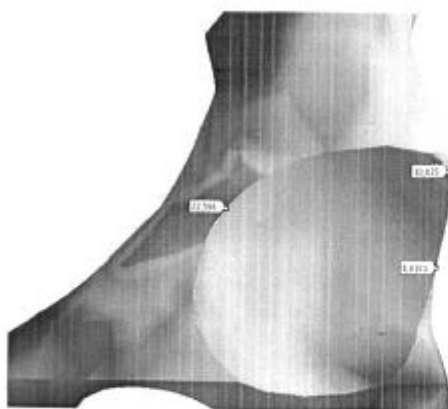


Φir. 5a



Φir. 5b

Φir. 5

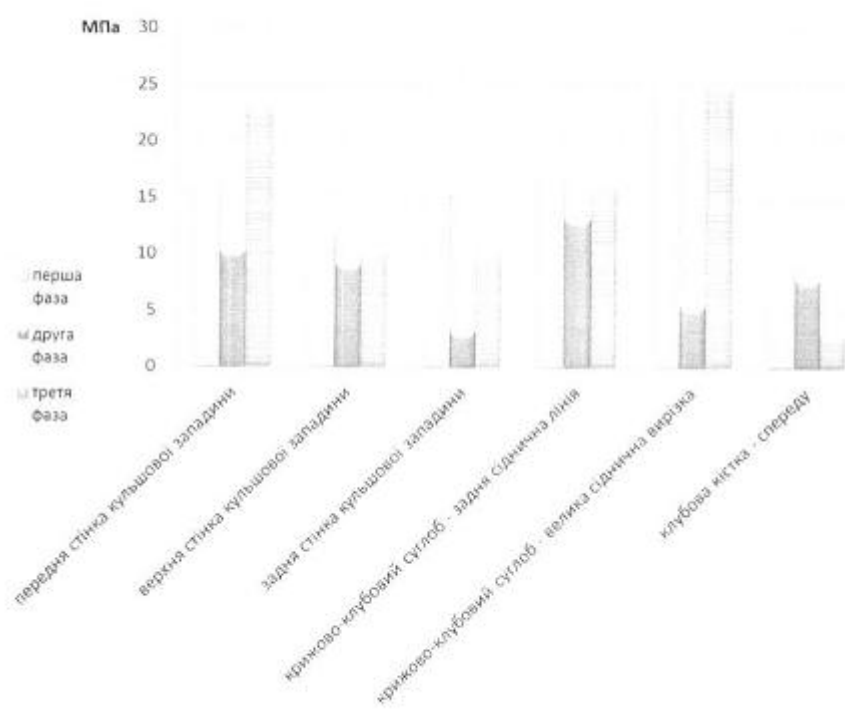


Φir. 6a



Φir. 6b

Φir. 6



Фіг. 7

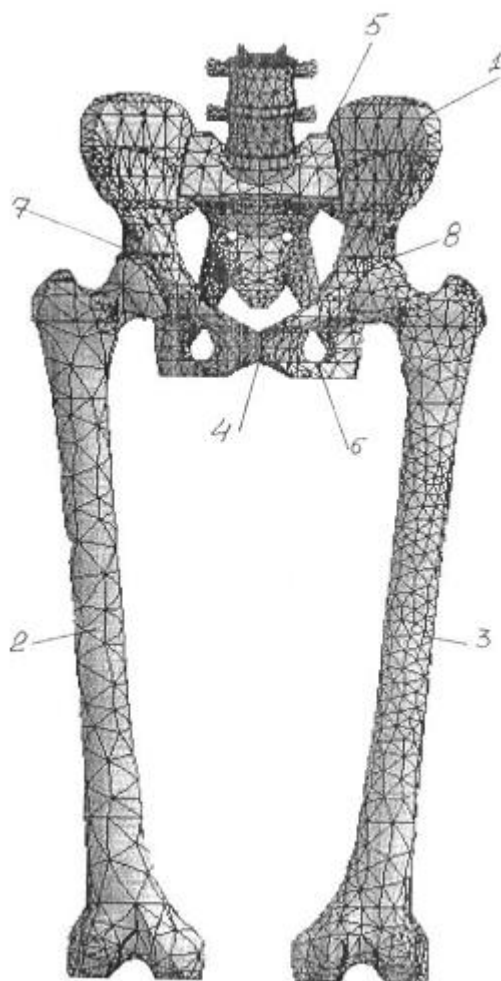


Fig. 8

Комп'ютерна верстка О. Рябко

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Василя Липківського, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут інтелектуальної власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601