



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **98168** (13) **U**
(51) МПК

G09B 23/28 (2006.01)

G09B 23/32 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2014 08887	(72) Винахідник(и): Філіпенко Володимир Акимович (UA), Тяжелов Олексій Алимович (UA), Ярьсько Олександр Васильович (UA), Бондаренко Станіслав Євгенович (UA)
(22) Дата подання заявки: 06.08.2014	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 27.04.2015	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 27.04.2015, Бюл.№ 8	(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)

(54) СПОСІБ МОДЕЛЮВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

(57) Реферат:

Спосіб моделювання кульшового суглоба заснований на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного комп'ютерного зображення однієї половини таза включно з м'язами, прикріпленими до визначених місць стегнової і тазової кісток у вигляді скінченно-елементної сітки і наступній реєстрації напружень і деформацій в компонентах зазначених кісток при різних варіантах навантаження. Додатково імітують за допомогою комп'ютерної програми другу половину таза, ідентичну першій, обидві половини таза з'єднують між собою за допомогою елементів, що імітують лобковий симфіз, крижово-клубову, крижово-бугорну і крижово-остисту зв'язки.



Фіг. 1

UA 98168 U

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

5 Кульшовий суглоб являє собою складну біомеханічну систему, навантаження на окремі компоненти якої змінюються як по величині, так і за напрямком дії в дуже широких межах і залежать від зміни просторового і кутового розташування стегнової кістки і її головки відносно кульшової западини і сили м'язової дії на кістково-хрящеві компоненти суглоба, і внаслідок цього - до виникнення певного напружено-деформованого стану, що позначається на архітектоніці кісткової тканини. Характер зазначених змін кульшового суглоба досліджується методом його моделювання. Результати моделювання дозволяють обґрунтувати методи лікування різної патології кульшового суглоба та зменшувати негативні явища в післяопераційному періоді при використанні різних варіантів коригуючих остеотомій таза, стегнової кістки, ендопротезування кульшового суглоба, м'язо-сухожильної пластики, розвантаження суглоба за допомогою апаратів зовнішньої фіксації тощо.

15 На даний час відомі способи моделювання кульшового суглобі, засновані або на використанні механічної моделі, або комп'ютерної програми. Перший спосіб моделювання потребує використання механічної моделі, що містить з'єднані між собою за допомогою шарнірів імітатори стегнової кістки, головки стегнової кістки, кульшової западини, м'язів і зв'язок у вигляді дротяних тяг, а також тензодатчика для реєстрації напружень і деформацій, що виникають в компонентах суглоба і м'язах (а.с. СРСР № 903953, G09B23/32, 1982). Недоліком даного способу моделювання є технічна складність і низька точність досліджень та великі затрати на їх проведення.

25 Другий спосіб моделювання кульшового суглоба заснований на побудові векторного зображення кульшового суглоба у вигляді скінченно-елементної сітки фрагментів суглоба та їх навантаження (Мителева З.М., Органов В.В., Чуйко А.Н. і др. Роль субхондральної пластинки вертлюжної впадини при ендопротезуванні // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1999. № 1. С. 33-37). Перевагами 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 кульшового суглоба є неможливість дослідження характеру перерозподілу зусиль, що виникають в кістках, суглобових поверхнях і м'язовому апараті при різних положеннях стегнової кістки відносно кульшової западини, що знижує його інформативність і вірогідність отриманих характеристик.

35 Найбільш близьким по суті і результату, що досягається, до запропонованого технічного рішення, є спосіб моделювання кульшового суглоба, заснований на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного комп'ютерного зображення однієї половини таза включно з м'язами, прикріпленими до визначених місць стегнової кістки у вигляді скінченно-елементної сітки і наступній реєстрації напружень і деформацій в компонентах зазначених кісток при різних варіантах навантаження (пат UA № 31078, G09B23/28; G09B23/32, 2007). Використання при моделюванні кульшового суглоба одного фрагмента таза дозволяє більш детально визначити напружено-деформований стан окремих компонентів суглоба - кульшової западини, головки стегнової кістки, м'язів, що з'єднують проксимальні відділи стегна з тазовою кісткою. Однак точність результатів дослідження на основі використання однієї половини таза досить незначна, так як при цьому не враховується роль основних з'єднань, що скріплюють кісткові структури: лобковий симфіз, крижово-клубову, крижово-бугорну і крижово-остисту зв'язки. Ці з'єднання являють собою потужну біомеханічну структуру, що здатна витримувати переніс навантаження від хребта на ніжні кінцівки і тому грають визначну роль в перерозподілі і величині напружено-деформованого стану кульшового суглоба як в цілому, так і окремих його фрагментів. Не враховуючи функції зазначених зв'язок та лобкового симфізу, а також цілісності таза, при моделюванні кульшового суглоба неможливо отримати його достовірні характеристики.

45 Задача даної корисної моделі полягає у створенні способу моделювання кульшового суглоба з використанням методу кінцевих елементів, який дозволяє дослідити вплив цілісної кісткової структури таза разом з лобковим симфізом, крижово-клубовою, крижово-бугорною і крижово-остистою зв'язками на перерозподіл напружено-деформованого стану різних фрагментів суглоба і отримати, таким чином, більш достовірні характеристики цього суглоба.

55 Поставлена задача вирішується тим, що в способі моделювання кульшового суглоба, заснованому на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного комп'ютерного зображення однієї половини таза включно з м'язами, прикріпленими до визначених місць стегнової і тазової кісток у вигляді скінченно-елементної сітки і наступній

реєстрації напружень і деформацій в компонентах зазначених кісток при різних варіантах навантаження, згідно з корисною моделлю додатково імітують за допомогою комп'ютерної програми другу половину таза, ідентичну першій, обидві половини таза з'єднують між собою за допомогою елементів, що імітують лобковий симфіз, крижово-клубову, крижово-бугорну і крижово-остисту зв'язки у вигляді цілісного тазового кільця, моделюють роз'єднання цих зв'язок і симфізу, а навантаження на компоненти таза і наступну реєстрацію напружень і деформацій в них виконують по чергово в умовах цілісності тазового кільця і зв'язок, а також при роз'єднанні останніх і симфізу.

Імітування цілісного тазового кільця, а також лобкового симфізу, що єднає обидві половини таза, а також крижово-клубової, крижово-бугорної і крижово-остистої зв'язок і наступна реєстрація напружень і деформацій в компонентах суглоба дозволяє дослідити вплив цілісної структури таза разом з основними його зв'язками на перерозподіл напружено-деформованого стану різних фрагментів суглоба і отримати достовірні характеристики цього суглоба в умовах, притаманних людині. Реєстрація напружень і деформацій в кістках таза в умовах роз'єднання (розриву) зв'язок і симфізу забезпечують отримання характеристики суглоба в умовах, коли роль основних зв'язок таза та його цілісності не враховується, і дає змогу порівняти отримані характеристики компонентів суглоба з аналогічними характеристиками його в умовах цілісного таза і зв'язок.

Аналогічних технічних рішень зі схожими ознаками при проведенні патентно-інформаційного пошуку не виявлено. Це свідчить про те, що запропонований спосіб моделювання кульшового суглоба є новим і клінічно придатним.

Корисна модель пояснюється кресленнями, де на фіг. 1 зображена розрахункова модель кульшового суглоба разом з цілісним тазом і імітованими лобковим симфізом, також крижово-клубовою, крижово-бугорною і крижово-остистою зв'язками, пряма проекція; на фіг. 2 – теж саме, що і на фіг. 1, в бічній проекції; на фіг. 3 і фіг. 4 - теж саме, що і на фіг. 1 і 2 відповідно, в умовах навантаження цілісного тазового кільця. На фіг. 5 - розподіл напруженого стану і величини напружень Мізеса для зон концентрації напружень (фіг. 5а - в області кульшової западини, фіг. 5б - в області крижово-клубового суглоба); на фіг. 6 - розподіл напружень Мізеса в моделі при розриві лобкового симфізу (6а - при навантаженні лівого стегна, пряма проекція; 6б - розподіл напружень в западині і частині таза; на фіг. 7 - розподіл напружень Мізеса в кульшовому суглобі і тазі при моделюванні розриву крижово-клубової, крижово-бугорної і крижово-остистої зв'язок (7а - при навантаженні лівого стегна, пряма проекція; 7б - розподіл напружень в западині і частині таза. На фіг. 8 комп'ютерне зображення кульшового суглоба у вигляді скінченно-елементної сітки.

Спосіб моделювання кульшового суглоба виконується наступним чином. В нейтральному положенні нижніх кінцівок пацієнта виконують послідовно растрові томографічні зрізи цілісного таза 1 і обох стегнових кісток 2 і 3 разом з лобковим симфізом 4, крижово-здрухвинної 5, крижово-бугорної 6 та крижово-остистої 7 зв'язок відповідно, а також кульшову западину 8. За допомогою комп'ютерної програми сукупність растрових зображень трансформують у векторне тримірне зображення у вигляді скінченно-елементної сітки включно з м'язами 9, прикріпленими до визначених місць стегнової і тазової кісток. Виконують навантаження на досліджувану модель вагою тіла, що дорівнює $P=700\text{H}$. Розглядається одноопорне стояння. Без ваги нижньої опорної кінцівки навантаження на тіло хребця L4 складає у межах 540H. Величини м'язових сил при одноопорному стоянні залучені із літературних даних і приведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Показники навантажень, що використані для побудови моделі

М'язи/зв'язки	Зусилля м'язів і зв'язок (H)
Середній сідничний м'яз	1150
Малий сідничний м'яз	50
Вага тіла	700

Нижні площини колінних суглобів закріплені. Побудова моделі проводилася в програмі Solid Works. Основні розрахунки виконані з використанням програми ANSYS. Для оцінки напруженого стану різних фрагментів таза і кульшового суглоба використовувались напруження Мізеса як найбільш інформативний вид загального напруженого стану.

Для порівняння напружено-деформованого стану проводилися дослідження на трьох моделях кульшового суглоба: при цілісному тазовому кільці, при моделюванні розриву

лобкового симфізу з порушенням цілісності таза і при моделюванні розриву крижово-клубової, крижово-бугорної і крижово-остистої зв'язок.

5 В умовах навантаження цілісного тазового кільця найбільш напруженими ділянками є область крижово-клубового і кульшового суглобів. В області кульшової западини спостерігаються дві зони концентрації напружень. В її верхній частині напруження Мізеса дорівнюють 10,2 МПа. Для області крижово-клубового суглоба рівень напруженого стану досягає значень 13,1 МПа.

10 При моделюванні розриву лобкового симфізу 4 (тобто з порушенням цілісності таза) характер розподілу напруженого стану змінюється. Зона концентрації напружень розташована в області крижово-клубового суглоба.

В області кульшового суглоба рівень напруженого стану знижується. Також знижується рівень напружень і в лобкових кістках лівої половини таза. В правій, вільній від навантаження половині таза рівень напруженого стану різко знижується (фіг. 6а, б)

15 В порівнянні з цілісним тазовим кільцем і зв'язками 5, 6 і 7 розподіл напружено-деформованого стану змінюється. В верхній частині западини величина напружень Мізеса зменшується незначно і дорівнює 8,5 МПа (9,1 МПа для моделі з цілісним тазовим кільцем). В області передньої стінки кульшової западини рівень напружень знижується більш ніж в два рази і складає 4,3 МПа (10,2 МПа для моделі з цілісним тазом). В області крижово-клубового суглоба напруження Мізеса дорівнюють 15,8 МПа (13,1 МПа для моделі з цілісним тазом).

20 Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану таза при моделюванні розриву крижово-клубової, крижово-бугорної і крижово-остистої зв'язок 5, 6 і 7 вказує на зміну напруженого стану таза: підвищеного рівня напружень в області передньої стінки кульшової западини 4, збереження рівня напружень в верхній частині западини, зниженню рівня напружень в області крижово-клубового суглоба. Таким чином, врахування дії зв'язкового апарата впливає на напружений стан в крижово-клубовому суглобі і в передній частині таза і не впливає на напругу в верхній частині кульшової западини.

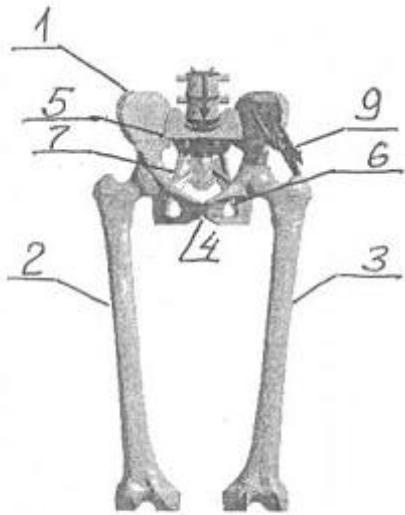
25 Проведені розрахунки дозволяють стверджувати, що використання цілісної моделі таза і основних його зв'язок - крижово-клубових, крижово-бугорних і крижово-остистих дозволяє більш об'єктивно відобразити напружено-деформований стан в кістках таза і кульшового суглоба і оцінити вплив окремих елементів тазового кільця (лобкового симфізу 4 і зв'язок 5, 6, 7) на напружено-деформований стан його окремих ділянок.

30 Дані зазначеного моделювання кульшового суглоба передбачається використовувати в клінічній практиці при лікуванні різних патологій кульшового суглоба методом ендопротезування.

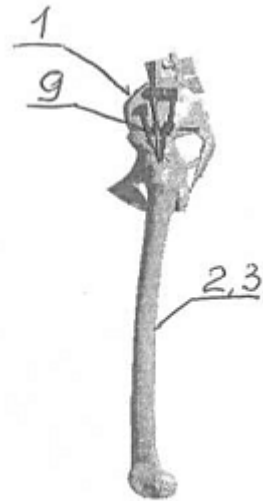
35

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

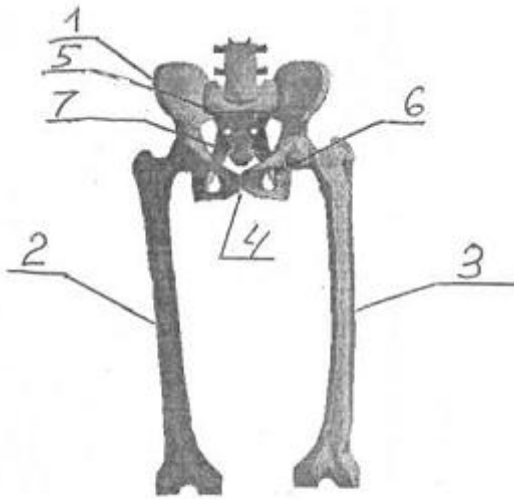
40 Спосіб моделювання кульшового суглоба, заснований на виконанні послідовних растрових томографічних зрізів і побудові тривимірного векторного комп'ютерного зображення однієї половини таза включно з м'язами, прикріпленими до визначених місць стегнової і тазової кісток у вигляді скінченно-елементної сітки і наступній реєстрації напружень і деформацій в компонентах зазначених кісток при різних варіантах навантаження, який **відрізняється** тим, що додатково імітують за допомогою комп'ютерної програми другу половину таза, ідентичну першій, обидві половини таза з'єднують між собою за допомогою елементів, що імітують лобковий симфіз, крижово-клубову, крижово-бугорну і крижово-остисту зв'язки у вигляді цілісного тазового кільця, моделюють роз'єднання цих зв'язок і симфізу, а навантаження на компоненти таза і наступну реєстрацію напружень і деформацій в них виконують по чергово в умовах цілісності тазового кільця і роз'єднання зазначених зв'язок і симфізу.



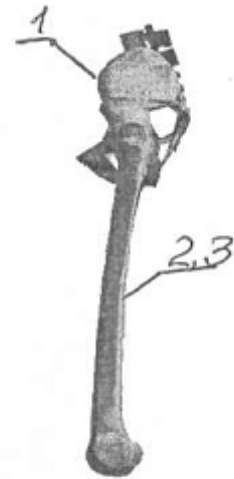
Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4

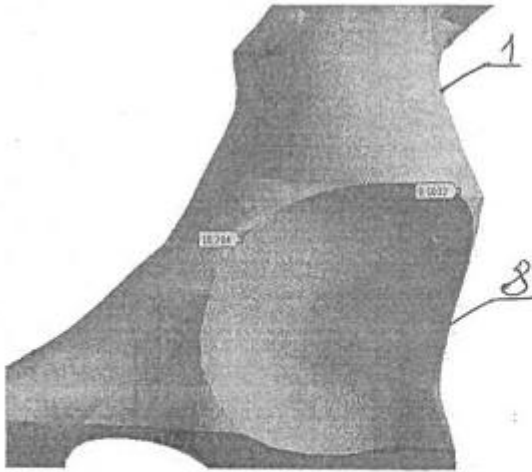


Fig. 5a

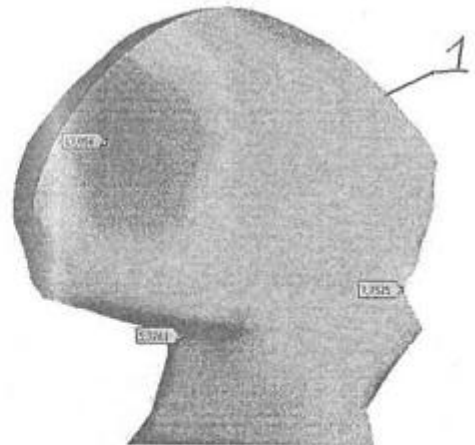


Fig. 5b

Fig. 5

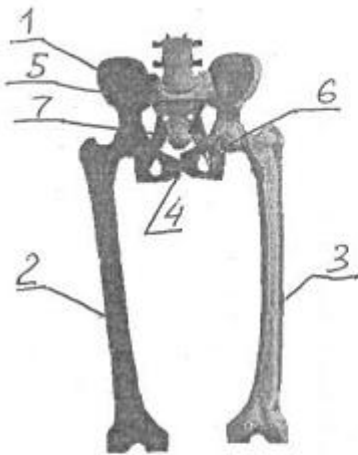


Fig. 6a

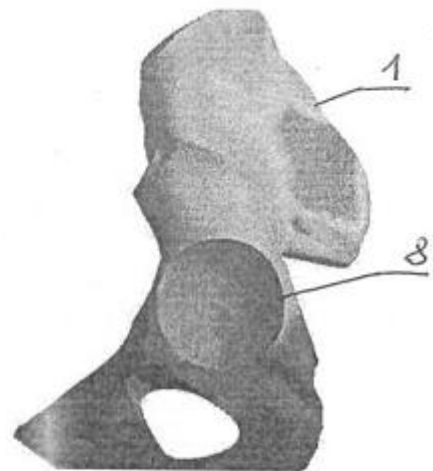


Fig. 6b

Fig. 6

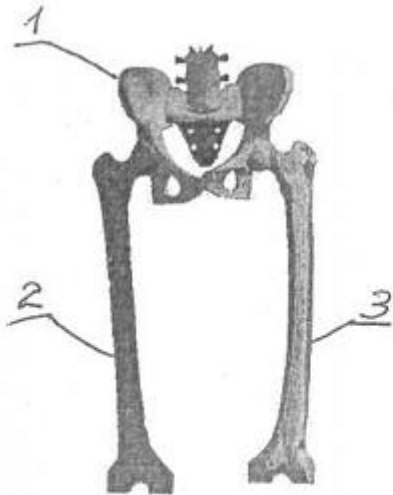


Fig. 7a

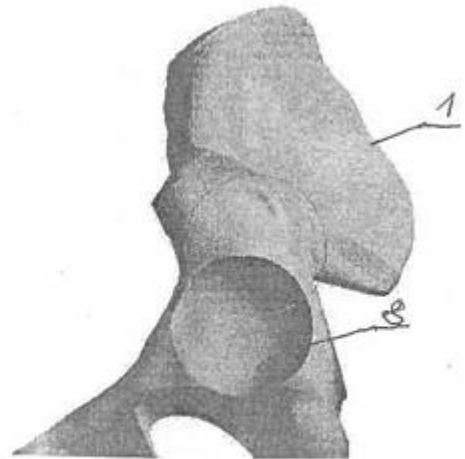


Fig. 7b

Fig. 7

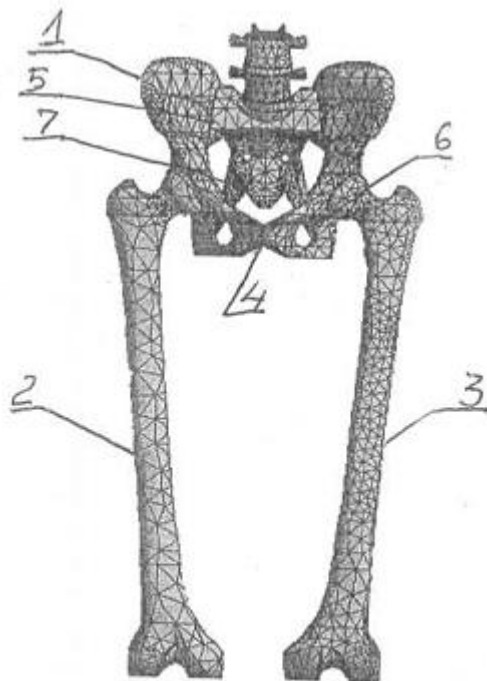


Fig. 8

Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

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

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