



УКРАЇНА

(19) UA (11) 43430 (13) U

(51) МПК

G09B 23/28 (2009.01)

G09B 23/32 (2009.01)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) КІНЦЕВО-ЕЛЕМЕНТНА МОДЕЛЬ ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА

1

2

(21) u200904297

(22) 30.04.2009

(24) 10.08.2009

(46) 10.08.2009, Бюл.№ 15, 2009 р.

(72) РАДЧЕНКО ВОЛОДИМИР ОЛЕКСАНДРОВИЧ,
ФЕДАК ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ, ТКАЧУК МИКО-
ЛА АНАТОЛІЙОВИЧ, ТИМЧЕНКО ІРИНА БОРИСІ-
ВНА, СОСНІНА ЮЛІЯ КОСТЯНТИНІВНА, ВЕРЕ-
ТЕЛЬНИК ЮРІЙ ВІКТОРОВИЧ, ВЕРЕТЕЛЬНИК
ОЛЕГ ВІКТОРОВИЧ

(73) ДЕРЖАВНА УСТАНОВА "ІНСТИТУТ ПАТО-
ЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ ІМ. ПРОФ. М.І. СИ-
ТЕНКА АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ"

(57) 1. Кінцево-елементна модель поперекового
відділу хребта у вигляді тривимірного векторного

комп'ютерного зображення розташованих верти-
кально двох хребців, нижнього і верхнього, і ендо-
протеза, що їх з'єднує, яка **відрізняється** тим, що
вона додатково має дві пари пластин, встановле-
них попарно на кожному із хребців одна на одну
таким чином, що пластини, що контактують з тіла-
ми хребців, виконані із податливого матеріалу, а
інші - із жорсткого.

2. Кінцево-елементна модель поперекового відділу
хребта згідно з п. 1, яка **відрізняється** тим, що
податливі пластини виконані із матеріалу з моду-
лем пружності, що складає 0,1-0,2 МПа і коефіцієн-
том Пуассона - 0,3, а жорсткі пластини - із мате-
ріалу з модулем пружності 2,1x105 МПа і
коефіцієнтом Пуассона-0,3.

Корисна модель відноситься до експеримен-
тальної медицини, і стосується, безпосередньо,
розробки кінцево-елементної моделі поперекового
відділу хребта для оцінки його напружено-
деформованого стану.

Поперековий відділ хребта є складною біоме-
ханічною системою, навантаження на окремі ком-
поненти якої змінюються як за величиною, так і за
напрямком дії в дуже широких межах і залежить
від різних кутів відхилень його відносно серед-
ньо-фізіологічного положення, а також патології
уражених сегментів зазначеного відділу хребта.
Характер зазначених змін даного відділу хребта
досліджується методом його моделювання.

Відомі моделі поперекового відділу хребта ви-
конані, як правило, або у вигляді механічних сис-
тем, або побудовані на основі тривимірного векто-
рного комп'ютерного зображення поперекових
хребців у вигляді кінцево-елементної сітки. Остан-
ні моделі є більш прогресивними і мають значно
більші можливості при дослідженні різних власти-
востей даного відділу хребта у різних проявах - з
ортезом, ендопротезом, визначеними ушкодження-
ми. Найбільш близьким по суті і досягаємому
результату до технічного рішення, що пропонуєть-
ся, є кінцево-елементна модель у вигляді тривимі-
рного векторного комп'ютерного зображення роз-
ташованих вертикально двох хребців, нижнього і

верхнього, і ендопротеза, що їх з'єднує (Бариш
А.Е. Конечно-элементное бисегментарное моде-
лирование позвоночных двигательных сегментов
С_{IV} - С_{VI} / Ортопедия, травматология и протезиро-
вание. - 2005. - №1. - С.41 - 49.). Дана модель до-
зволяє досліджувати характер розподілу внутрі-
шніх напружень в елементах даного відділу хребта
як при фізіологічному статичному вертикальному
навантаженні згідно з біомеханічними особливос-
тями хребта, так і при різних варіантах його наван-
таження в нормі або при патологічних станах, у
тому числі після виконання оперативних втручань
з приводу ушкоджень та захворювань.

Однак, навантаження на модель здійснюється
тут безпосередньо на хребці в точках прикладання
навантаження, що значно відрізняється від роз-
осередженого навантаження, що є в реальності у
людини. Це в значній мірі спотворює напружено-
деформований стан системи моделювання, а, от-
же, погіршує точність дослідження на моделі.

Завдання даної корисної моделі полягає у
розробці кінцево-елементної моделі поперекового
відділу хребта, яка створює умови для розосере-
дженого навантаження поперекових хребців і уни-
кає, таким чином, похибок впливу способу наван-
таження на напружено-деформований стан
системи, а, отже, підвищує точність дослідження
на ній.

(13) U

(11) 43430

(19) UA

Поставлене завдання вирішується тим, що в кінцево-елементну модель поперекового відділу хребта у вигляді тривимірного векторного комп'ютерного зображення розташованих вертикально двох хребців, нижнього і верхнього, і ендопротеза, що їх з'єднує, додатково введені дві пари пластин, встановлених попарно на кожному із хребців одна на одну таким чином, що пластини, що контактують з тілами хребців, виконані із податливого матеріалу, а інші - із жорсткого. Податливі пластини виконані із матеріалу з модулем пружності, що складає 0,1 - 0,2 МПа і коефіцієнтом Пуассона - 0,3, а жорсткі пластини - із матеріалу з модулем пружності $2,1 \times 10^5$ МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3.

Розміщення на моделі пластин, податливої і жорсткої, з обох кінців хребців таким чином, що податливі пластини контактують з тілами хребців, а жорсткі пластини встановлені на податливі, створює умови для рівномірного розподілу навантаження на хребці по всій їх площині і наближує, таким чином, умови експерименту на моделі до реальних навантажень поперекового відділу хребта людини. Точність дослідження на такій моделі значно підвищується. Виконання податливих пластин із матеріалу з модулем пружності 0,1 - 0,2 МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3, а жорстких пластин - із матеріалу з модулем пружності $2,1 \times 10^5$ МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3 забезпечує умови для рівномірного розподілу навантаження по всій площині хребців, включаючи верхні і нижні їх грані, що позитивно позначається на точності дослідження.

Аналогічних технічних рішень зі схожими ознаками при проведенні патентно-інформаційного пошуку не виявлено. Це свідчить про те, що технічне рішення, що пропонується є новим і клінічне придатним.

Корисна модель пояснюється кресленнями, де на Фіг.1 зображена кінцево-елементна модель поперекового відділу хребта у вигляді з'єднаних

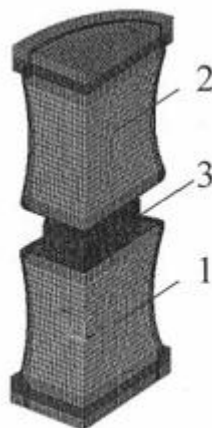
між собою двох хребців і ендопротеза; на Фіг.2 - верхній хребець; на Фіг.3 - нижній хребець.

Кінцево-елементна модель поперекового відділу хребта складається із з'єднаних між собою розташованих вертикально у вигляді тривимірного векторного комп'ютерного зображення нижнього і верхнього хребців 1 і 2, відповідно і ендопротеза 3. Модель також має дві пари пластин, встановлених попарно на кожному із хребців одна на одну таким чином, що пластини 4, що контактують з тілами хребців, виконані із податливого матеріалу, а інші пластини 5 - із жорсткого матеріалу. Податливі пластини 4 виконані із матеріалу з модулем пружності, що складає 0,1 - 0,2 МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3, а жорсткі пластини 5 - із матеріалу з модулем пружності $2,1 \times 10^5$ МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3.

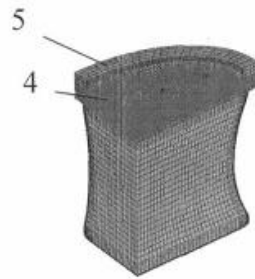
Для дослідження здійснювали навантаження у 500 Н, яке прикладали на верхню грань верхньої пластини 5. З урахуванням геометричної симетрії величина стискуючої сили складала 125 Н. В процесі експериментальних робіт встановлено, що похибка в рівні розподілу навантаження по всій площині верхнього і нижнього хребців 2 і 1 не перевищує 2%, що гарантує високу точність дослідження на даній моделі різних анатомічних ситуацій.

Виконання нижніх пластин 4, що контактують з тілами хребців із податливого матеріалу з модулем пружності 0,1 - 0,2 МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3, а нижніх пластин 5 із матеріалу з модулем пружності $2,1 \times 10^5$ МПа і коефіцієнтом Пуассона 0,3 забезпечує рівномірне навантаження по всій площині хребців, включаючи верхні і нижні їх грані, і підвищує точність дослідження.

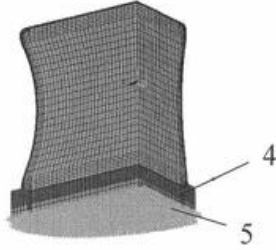
Порівняння даних експериментальних досліджень на моделі, що пропонується, при різних анатомічних ситуаціях вказує на те, що точність дослідження може підвищуватись до 92% - 95%.



Фіг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3