



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **46820** (13) **U**  
(51) МПК (2009)  
G09B 23/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ**ОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**видається під  
відповідальність  
власника  
патенту**(54) МОДЕЛЬ АОРТО-АРТЕРІАЛЬНОГО СЕГМЕНТА СУДИННОЇ КРОВОНОСНОЇ СИСТЕМИ**

1

2

(21) u200906577

(22) 23.06.2009

(24) 11.01.2010

(46) 11.01.2010, Бюл.№ 1, 2010 р.

(72) ВОЛОДОСЬ МИКОЛА ЛЕОНТІЙОВИЧ, КАЛАШНИКОВА ЮЛІЯ ВАЛЕНТИНІВНА, АКСЕНКО ОЛЕКСАНДР ОЛЕКСАНДРОВИЧ, КОЛИБАЄВ ЛЕОНІД КОСТЯНТИНОВИЧ

(73) ХАРКІВСЬКИЙ ЦЕНТР СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ ХІРУРГІЇ

(57) 1. Модель аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи, що містить декілька хрестоподібно з'єднаних між собою, як одне ціле, еластичних трубок, що імітують досліджувані сегменти кровеносної системи анатомічного органу, підключених до джерела імпульсної подачі до них робочої рідини, а також засіб вимірювання контро-

льного параметру току рідини, яка **відрізняється** тим, що щонайменше одна із еластичних трубок виконана з одною або декількома, розташованими на визначеній відстані одна від одної, внутрішніми кільцевими перегородками, ширина і товщина яких відповідні аналогічним параметрам стенозованих ділянок досліджуваної судини анатомічного органу, при цьому перегородки виконані як одне ціле з трубкою.

2. Модель аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи за п. 1, яка **відрізняється** тим, що еластичні трубки виконані із латексної гуми товщиною 1,0-1,5 мм.

3. Модель аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи за пп. 1, 2, яка **відрізняється** тим, що з'єднання еластичних трубок виконане знімним.

Корисна модель відноситься до медичної дослідницької техніки і стосується, безпосередньо, удосконалення моделі аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи.

Відома модель аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи, що містить трубчастий корпус із прозорого скла, імітує зазначений сегмент системи, і декілька з'єднаних з корпусом патрубків, один із яких підключений до джерела імпульсної подачі робочої рідини, а інші - до зливу [С.Н.Володось, Р.Д.Сайер, П.З.Белл и др. Влияние объема содержимого аневризмы на внутрианевризматическое давление после эндоваскулярного протезирования // Ангиология и сосудистая хирургия, 2005, том 11, №7. - С.64-70, рис.1].

Однак, виконання циліндричного корпусу, який імітує кровеносну судину із твердого матеріалу, що за своїми фізико-механічними властивостями вкрай відрізняється від анатомічних властивостей реальних кровеносних судин, негативно позначається на надійності і вірогідності дослідження.

Найбільш близьким по суті і результату, що досягається, до пропонуемого технічного рішення, є модель аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи, що містить декілька хрестоподібно з'єднаних між собою як одне ціле еластичних трубок, що імітують досліджувані сегменти кровеносної системи анатомічного органу, підклю-

чених до джерела імпульсної подачі до них робочої рідини, а також засіб вимірювання контрольного параметру току рідини [а.с. СРСР №1801225, G09B23/28, 1993]. Еластичні трубки виконані тут із гуми, фізико-механічні властивості якої наближуються до фізико-механічних властивостей реальних кровеносних судин і тому ця обставина позитивно позначається на точності відтворення умов дослідження току робочої рідини на фізичній моделі до умов кровотоку реального анатомічного органу.

Однак відома модель є непридатною для дослідження кровотоку в еластичних трубках, які мають імітувати патологічно змінені за рахунок стенозуючих уражень кровеносні судини, наприклад, ниркові артерії.

Завдання даної корисної моделі полягає у створенні моделі аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи, яка дозволяє відтворювати умови, що характерні для умов при стенозуючих ураженнях судин реального анатомічного органу, досліджувати кровоток в таких умовах і підвищити, таким чином, її функціональні можливості.

Поставлене завдання вирішується тим, що в моделі аорто-артеріального сегмента судинної кровеносної системи, що містить декілька хрестоподібно з'єднаних між собою як одне ціле еласти-

(19) **UA** (11) **46820** (13) **U**

чних трубок, що імітують досліджуваний сегмент кровоносної системи анатомічного органу, підключених до джерела імпульсної подачі до них робочої рідини, а також засіб вимірювання контрольного параметру току рідини, згідно з корисною моделлю, щонайменше, одна із еластичних трубок виконана з одною або декількома, розташованими на визначеній відстані одна від одної внутрішніми кільцевими перегородками, ширина і товщина яких відповідні аналогічним параметрам стенозованих ділянок досліджуваної судини анатомічного органу, при цьому перегородки виконані як одне ціле з трубою. Еластичні трубки виконані із латексної гуми товщиною 1,0-1,5мм. З'єднання еластичних трубок виконане знімним.

Виконання, щонайменше, одної із еластичних трубок з одною, або декількома, розташованими на визначеній відстані одна від одної внутрішніми кільцевими перегородками, ширина і товщина яких відповідні аналогічним параметрам стенозованих ділянок досліджуваної судини анатомічного органу, при цьому перегородки виконані як одне ціле з трубою, дозволяє відтворювати при дослідженні на моделі умови, що характерні для умов при стенозуючих ураженнях судин реального анатомічного органу, і досліджувати параметри кровотоку в таких умовах, що розширює, таким чином, функціональні можливості моделі.

Виконання еластичних трубок із латексної гуми товщиною 1,0-1,5мм сприяє більш високій достовірності відповідності її фізико-механічних властивостей аналогічним властивостям кровоносних судин м'язового типу, якими є ниркові артерії, що гарантує необхідну точність дослідження на моделі. Крім того, використання як матеріалу для зазначених трубок латексної гуми дозволяє виготовляти дані трубки методом занурення стрижня, що імітує судину, в розплавлену гуму, і спрощує, таким чином, технологію виготовлення цих трубок.

Виконання з'єднання еластичних трубок знімним дозволяє використовувати для дослідження різні з'єднання трубок, які відрізняються між собою різними параметрами кільцевих перегородок і місцем їх розташування.

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

Корисна модель пояснюється кресленнями, де на Фіг.1 зображена принципова схема моделі аорто-артеріального сегмента судинної кровоносної системи; на Фіг.2 - приклади виконання еластичної трубки, що імітує досліджуваний сегмент кровоносної системи реального анатомічного органу: а) при розташуванні кільцевої перегородки у устя трубки; б) - при розташуванні перегородки в середній частині трубки.

Модель містить хрестоподібно з'єднані між собою як одне ціле декілька еластичних трубок 1, 2 і 3, що імітують досліджуваний сегмент кровоносної системи, наприклад, сегмент, що містить аорту і дві ниркові артерії.

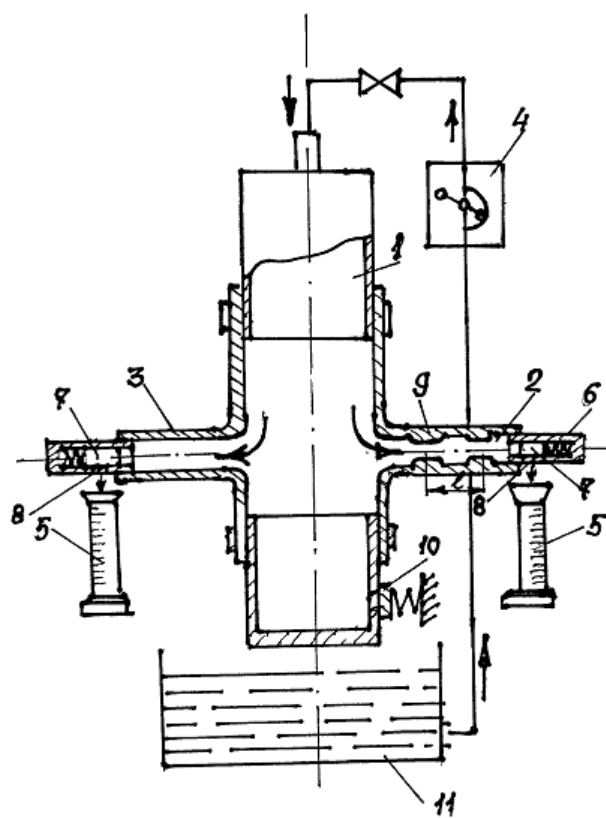
Зазначені трубки виготовлені із латексної гуми товщиною 1,0-1,5мм, а з'єднання їх виконане знімним. Трубки підключені до джерела 4 імпульсної подачі до них робочої рідини, де у якості останньої використовують насичений розчин цукру у воді.

Модель має також засіб 5 вимірювання контрольного току робочої рідини у вигляді мірних мензурок, а також запірні, підпружинені за допомогою пружин 6, клапани 7, які перекривають вихідні отвори 8 із судин 2 і 3. Щонайменше, одна із трубок, наприклад, трубка 2 виконана з одною або декількома, розташованими на визначеній відстані

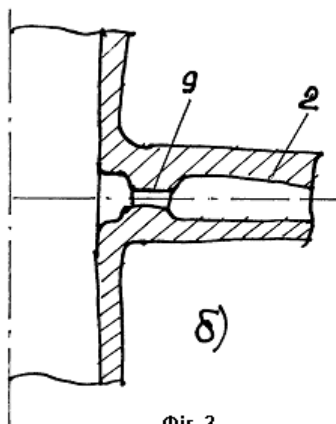
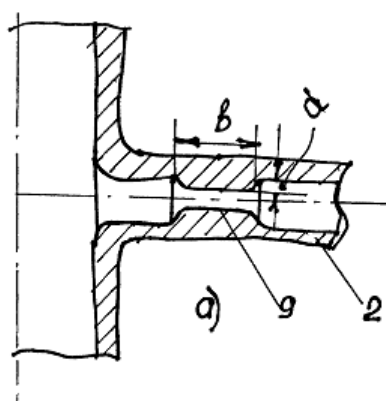
одна від одної внутрішніми кільцевими перегородками 9, ширина  $b$  і товщина  $d$  яких відповідні аналогічним параметрам стенозованих ділянок досліджуваної судини анатомічного органу. Перегородки 9 виконані як одне ціле з трубою 2 із латексної гуми. Робоче зусилля пружин 6 клапанів 7, що перекривають вихідні отвори 8 із трубок 2 і 3, розраховане на величину протидії, що утворюється висотою стовпчика рідини в трубці 1. Трубка 3 використовується тут як контралатеральна для відносного контролю току рідини через трубку 2. Трубка 1 має також запірний клапан 10, через який рідина виливається в ємність 11. В неробочому стані під дією пружин 6 клапани 7 перекривають вихідні отвори 8 із трубок 2 і 3, і течія робочої рідини через зазначені трубки відсутня.

При включенні джерела 4 імпульсної подачі робочої рідини в трубках 1, 2 і 3 утворюється надлишковий тиск, під якого клапани 7 зміщуються від нормального їх положення, стискають пружини 6 і відкривають вихідні отвори 8 для проходження через них робочої рідини. В трубки 2, залежно від місця розташування, ширини  $b$  і товщини  $d$  кільцевих перегородок 9 змінюється податливість цієї трубки в радіальному напрямку, що позначається на кількості рідини, що проходить через дану трубку і потрапляє в мірну мензурку 5. Використовуючи з'єднання еластичних трубок 1, 2 і 3 з іншими параметрами кільцевих перегородок 9 і місцями їх розташування, можливо одержувати достовірну інформацію про характер протікання робочої рідини, а отже і кровотоку через стенозовані ділянки досліджуваної судини анатомічного органу.

За рахунок відтворення на моделі умов току робочої рідини через еластичні трубки, що аналогічні умовам кровотоку через стенозовані ділянки кровоносних судин реального анатомічного органу, функціональні можливості її значно збільшуються.



Фиг. 1



Фиг. 2

