

Корисна модель належить до медицини, зокрема до хірургії, у розробці та впровадженні нового пристрою для гідродинамічних випробувань швів порожнистих органів людини і тварин, виконаних різними способами: нитковим, скобковим, клейовим, лазерним, ультразвуковим, біполярним височастотним в лікарнях, клініках та освітніх медичних закладах.

Важливим етапом цих випробувань є перевірка герметичності отриманих з'єднань. Проблемою цих випробувань є ручний контроль подачі рідини та візуальне спостереження за отриманими результатами випробувань. Це не дає гарантованої стабільності та повторюваності умов проведення гідродинамічних випробувань, що негативно впливає на отримання достовірних результатів.

Відомо, що операції на порожнистих органах (судинах, кишках і шлунку) потребують особливої уваги. Це є трудомісткою роботою, тому що хірургічні шви з'єднань цих органів повинні бути герметичними.

Існує робота, в якій визначення міцності електрозварних судинних швів виконується за допомогою механічної перевірки гідродинамічним шляхом манометрії після нагнітання рідини в судину під тиском [1].

В роботі представлено пристрій для визначення міцності електрозварного судинного шва. Перевірка герметичності з'єднання судин виконується подачею рідини в неї з використанням ручного гумового нагнітача (груші). Вимірювання тиску здійснюється за допомогою механічного манометра.

Недоліками описаного способу вимірювання є візуальне спостереження за результатами випробувань та ручний контроль подачі рідини, що є причиною отримання результатів з похибками.

В роботах [2, 3] показана перевірка герметичності електрозварних швів сечового міхура, сонної артерії та з'єднання міжкишкового анастомозу свині:

Вимірювання тиску здійснювалось візуально за допомогою цифрового манометра.

Недоліки даних способів такі самі, як у способі, описаному вище.

Перелічені вище способи перевірки герметичності з'єднань порожнистих органів людини і тварин є аналогами запропонованої заявки на корисну модель і не можуть бути придатними для виконання поставленого технічної задачі.

Як найближчий аналог взято статтю [4], в якій описано пристрій для тестування тиску розриву ділянки селезінкової артерії свині, яка з'єднана за допомогою струмів високої частоти. Пристрій складається із сенсора тиску рідини, блока збору даних, трійника, з'єднувальних трубок, медичної голки, шприцевого насоса.

Дистальний кінець з'єднаних артерій герметично перекривається хірургічним затискачем. Проксимальний кінець з'єднаних артерій герметично зав'язується на медичній голці, по якій нагнітається рідина для перевірки герметичності з'єднання двох артерій. Медична голка приєднана до трубки, другий кінець якої приєднано до трійника. Трійник розподіляє рідину, яка надходить від шприцевого насоса до трубки, в якій вимірюється тиск рідини за допомогою сенсора тиску та до трубки, на кінці якої знаходиться медична голка. Дані з сенсора тиску надходять на блок збору даних.

Недоліком пристрою, описаного у вищезгаданій статті, є відсутність універсальності, тобто, обмеженість об'єму рідини, яка подається в процесі випробувань та відсутність сенсора витрати рідини. Кожного разу, перед проведенням дослідження, необхідно через медичну голку закачувати шприцевий насос. Це призводить до незручностей при проведенні досліджень. Також цей пристрій було створено з різних готових вузлів, які необхідно було збирати та узгоджувати їх роботу в цілому.

Перелічені недоліки аналогу не дозволяють виконати задачу отримання гарантованої стабільності та повторюваності умов проведення гідродинамічних випробувань порожнистих органів.

В основу корисної моделі поставлена задача розробити пристрій для гідродинамічних випробувань з'єднань порожнистих органів людини і тварин для здійснення гідродинамічних випробувань.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій для гідродинамічних випробувань з'єднань порожнистих органів людини і тварин, який складається з сенсора тиску рідини, блока збору даних, трійника, з'єднувальних трубок та медичної голки, згідно з корисною моделлю, має проточний насос, який виконано з можливістю необмеженої подачі рідини в зону випробувань.

Має додатковий сенсор витрати рідини.

Всі складові частини розміщено в одному корпусі.

Суть корисної моделі пояснює креслення.

На схемі показано пристрій.

- 1 - затискач хірургічний;
- 2 - стяжка;
- 3 - медична голка;
- 4 - трійник;
- 5 - сенсор тиску рідини;
- 6 - блок збору даних;
- 7 - сенсор витрати рідини;
- 8 - проточний насос;

- 9 - ємність з рідиною;
- 10 - з'єднувальні трубки;
- 11 - одна частина порожнистого органу;
- 12 - з'єднання частин порожнистого органу;
- 13 - друга частина порожнистого органу.

Робота запропонованої корисної моделі.

Дистальний кінець з'єднаних порожнистих органів герметично перекривається хірургічним затискачем 1. Проксимальний кінець з'єднаних органів герметично закріплюється за допомогою стяжки 2 на медичній голці 3, по якій нагнітається рідина для перевірки герметичності з'єднання 12 двох частин органу 11, 13. Медична голка 3 приєднана до трубки 10, другий кінець якої приєднано до трійника 4. Трійник 4 розподіляє рідину, яка надходить від сенсора витрати рідини 7 до трубки 10, в якій вимірюється тиск рідини за допомогою сенсора тиску 5 та до трубки 10, на кінці якої знаходиться медична голка 3. Дані з сенсора тиску 5 та сенсора витрати рідини 7 надходять на блок збору даних 6. Рідина від проточного насоса 8, через трубку 10, подається на сенсор витрати рідини 7. Проточний насос 8 закачує рідину з ємності 9 через трубку 10.

Розроблений пристрій для гідродинамічних випробувань з'єднань порожнистих органів людини і тварин, згідно з запропонованою корисною моделлю, дозволяє необмежено подавати рідину в зону випробувань і забезпечує отримання гарантованої стабільності та повторюваності умов проведення досліджень. Крім того, всі складові частини розробленого пристрою в порівнянні, з пристроями аналогів та найближчого аналога, є набагато дешевшими. Тому розроблений пристрій має прийнятну ціну і може широко використовуватись в лікарнях, клініках та освітніх медичних закладах. Заявник Інститут електрозварювання НАН України.

Джерела інформації:

1. Карпенко К.К. Застосування мініінвазивних технологій у комплексному лікуванні хворих із посттромботичною хворобою нижніх кінцівок. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису. Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 22 "Охорона здоров'я" за спеціальністю 222 "Медицина" - Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, 2024. 294 с.

2. Патом Б.Е, Иванова О.Н, ред. 2009. Тканевая высокочастотная электросварочная хирургия, Атлас. Київ: Наукова думка. 201 с. ISBN 978-966-8879-11-9.

3. Подпратов С.С. Створення міжкишкових анастомозів з використанням електрозварювання живих тканин (експериментально-клінічне дослідження). - Дисертація на здобуття наукового ступеню доктора медичних наук за спеціальністю 14.01.03 – хірургія. – Національна медична академія післядипломної освіти імені 77. Л. Шупика МОЗ України, Київ, 2019. 387 с.

4. James D. Cezoa, Anna C. Passerniga, Virginia L. Fergusona, Kenneth D. Taylorb, Mark E. Rentschlера. Evaluating temperature and duration in arterial tissue fusion to maximize bond strength. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 30 (2014) 41 49. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.10.007>.

