



УКРАЇНА

(19) UA (11) 354 (13) U

(51) A 61 B 5/103; G 01 B 5/02

ДЕРЖАВНЕ
ПАТЕНТНЕ
ВІДОМСТВООПИС ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(54) ЕТАЛОН ДЛЯ АНГІОГРАФІЧНОГО ВИЗНАЧЕННЯ ЛІНІЙНИХ РОЗМІРІВ КРОВОНОСНОЇ СУДИНИ

1

(21) 97126097

(22) 17.12.97

(24) 19.07.99

(46) 19.07.99. Бюл. № 4

(72) Володось Микола Леонтійович, Калашнікова Юлія Валентинівна, Карпович Іван Павлович, Троян Володимир Іванович, Устїнов Микола Іванович

(73) Харківський центр серцево-судинної хірургії

(57) Еталон для ангіографічного визначення лінійних розмірів кровеносної судини, що містить гнучкий трубчастий провідник та зв'язані з ним таровані по довжині вимірювальні елементи з рентгеноконтрастного

2

матеріалу, розташовані на відстані один від одного вдовж осі провідника, який відрізняється тим, що вимірювальні елементи виконані у вигляді розташованих у внутрішній порожнині провідника циліндрів, діаметр і довжина яких, а також відстань між ними вибрані за умовою, що забезпечує співвідношення:

$$L_{\text{ц}} \geq 10d_{\text{ц}} \quad \text{і} \quad l = (0,5 \dots 1,0)L_{\text{ц}},$$

де $L_{\text{ц}}$ – довжина циліндра; $d_{\text{ц}}$ – діаметр циліндра; l – відстань між циліндрами вдовж осі провідника.

Корисна модель відноситься до медицини і стосується удосконалення еталона для ангіографічного визначення лінійних розмірів кровеносної судини.

Відомий еталон для ангіографічного визначення лінійних розмірів (довжини) кровеносної судини, який виконаний у вигляді рентгеноконтрастної стрічки з нанесеною на ній метричною шкалою [Internationale Angiology. – September. – 1993. – № 3. – S. 273. – Ф 3].

У процесі вимірювання стрічка встановлюється під хворого, але прогинається, деформується, що в значній мірі перекоксує показники вимірювання.

Найбільш близьким по технічній суті і досягнутому результату до запропонованої корисної моделі є еталон для ангіографічного визначення лінійних розмірів кровеносної судини, що містить гнучкий трубчастий провідник та зв'язані з

ним таровані по довжині вимірювальні елементи з рентгеноконтрастного матеріалу, які розташовані на відстані один від одного вдовж осі провідника [Endovascular Surgery. – August. – 1995. – № 3. – S. 243. – Ф 4].

У відомому еталоні, що безпосередньо вводиться у вимірювальну судину, таровані елементи виконані у вигляді кілець з відношенням їх діаметру і довжини, близьким до одиниці, та закріплених врізів у кільцевих пазах, виконаних на зовнішній поверхні провідника. Проте, при вказаному співвідношенні лінійних розмірів вимірювальних елементів, внаслідок значної аберації подібний еталон придатний тільки для визначення довжини судини, в той час як для вимірювання діаметра судини він не придатний. Це знижує його технологічні можливості.

Виконання зовнішніх кільцевих пазів на провіднику потребує використання

(19) UA (11) 354 (13) U

спеціального устаткування (прес-форм та інших різних пристроїв) для виготовлення подібного еталона, що ускладнює його конструкцію та виготовлення. Крім того, наявність кільцевих пазів під вимірювальні елементи викликає необхідність у виконанні провідника значної товщини (4,0 мм та більше). Це знижує пружність (гнучкість) еталона і, в свою чергу, обмежує також технологічні можливості його використання. Так, для звитих судин (55–60% усіх анатомічних ситуацій) цей еталон не придатний.

Завдання щодо корисної моделі полягає у створенні тонкостінного безкільцевого еталона для ангіографічного визначення як довжини, так і діаметра кровоносної судини, що володіє підвищеними пружністю та технологічними можливостями його використання, а також простотою конструкції.

Поставлене завдання вирішується тим, що в еталоні, який містить гнучкий трубчатий провідник та зв'язані з ним таровані по довжині вимірювальні елементи з рентгеноконтрастного матеріалу, розташовані на відстані один від одного вдовж осі провідника, відповідного до корисної моделі, вимірювальні елементи виконані у вигляді розташованих у внутрішній порожнині провідника циліндрів, діаметр і довжина яких, а також відстань між ними вибрані за умовою, що забезпечує співвідношення:

$$L_c \geq 10d_c \quad \text{і} \quad l = (0,5 \dots 1,0)L_c,$$

де L_c – довжина циліндра;

d_c – діаметр циліндра;

l – відстань між циліндрами вдовж осі провідника.

Порівняння пропонованого технічного рішення з прототипом свідчить, що новими ознаками тут є наступні:

1. Виконання вимірювальних елементів у вигляді циліндрів, діаметр яких вибраний за умовою, що забезпечує співвідношення $L_c \geq 10d_c$.

2. Встановлення вимірювальних елементів (циліндрів) у внутрішній порожнині провідника.

3. Розташування вимірювальних елементів (циліндрів) вдовж осі провідника на відстані один від одного за умовою, що забезпечує співвідношення:

$$l = (0,5 \dots 1,0)L_c,$$

де l – відстань між циліндрами;

L_c – довжина циліндра.

Використання вимірювальних елементів у вигляді циліндрів, діаметр і довжи-

на яких вибрані за умовою $L_c \geq d_c$, дає можливість усунути шкідливий вплив аберації оптичної системи вимірювального приладу на точність визначення лінійних розмірів, а тим самим, дає можливість використати еталон для визначення як довжини, так і діаметра судини, що розширює його технологічні можливості.

Встановлення вимірювальних елементів (циліндрів) у внутрішній порожнині провідника запобігає розташуванню вказаних елементів на зовнішній поверхні останнього. Необхідність у виконанні кільцевих пазів на зовнішній поверхні провідника при цьому відпадає, а останній може бути використаний з мінімальною товщиною його стінки, достатньою для проходження його крізь судини. Гнучкість еталона при цьому підвищується, а також досягається простота його виготовлення.

Розташування вимірювальних елементів вдовж осі провідника на відстані один від одного за умовою, що забезпечує співвідношення $l = (0,5 \dots 1,0)L_c$, забезпечує потрібну гнучкість окремих секцій еталона, що є необхідною умовою для безперешкодного проходження еталона крізь звиті ділянки судини.

Еталон для ангіографічного визначення лінійних розмірів кровоносної судини пояснюється кресленням, де на фіг. 1 зображено його загальний вигляд; на фіг. 2 – вузол і, розташування вимірювальних елементів у провіднику (збільшено).

Еталон має тонкостінний гнучкий трубчатий провідник і та зв'язані з ним таровані по довжині вимірювальні елементи 2 з рентгеноконтрастного матеріалу, розташовані на відстані l один від одного вдовж осі провідника. Як рентгеноконтрастний матеріал використовується нержавіюча сталь. Вимірювальні елементи 2 виконані у вигляді циліндрів, розташованих у внутрішній порожнині провідника, що утримуються там за рахунок щільної посадки нагаряче чи за допомогою клею.

Діаметр d_c циліндрів та довжина L_c їх вибрані за умовою, що забезпечує співвідношення $L_c \geq 10d_c$, де d_c – діаметр циліндра, а L_c – довжина циліндра. Ця умова усуває шкідливий вплив аберації оптичної системи вимірювального приладу на точність визначення лінійних розмірів судини і дозволяє, таким чином, проводити заміри як довжини, так і діаметра кровоносної судини. Відстань між циліндрами вибрана за умовою, що забезпечує співвідношення $l = (0,5 \dots 1,0)L_c$, де: L_c – довжина циліндра, а l – відстань між

циліндрами вдовж осі провідника. Так відстань l між тарованими елементами забезпечує потрібну гнучкість окремих секцій еталона, необхідну для проходження його крізь звиті частки судинного русла.

Виконання l менше ніж $0,5 L_c$ знижує гнучкість еталона l , крім того, за рахунок аберації знижує точність вимірювання. Виконання l більше ніж $1,0 L_c$ знижує точність вимірювання за відсутністю порівнюваних даних вимірювання довжини циліндрів.

Використання еталона здійснюється таким чином.

У судину, що досліджується, вводиться тонкий ангіографічний провідник, а по ньому – рентгеноконтрастний катетер (на кресленні не показаний). Потім ангіографічний провідник виводиться з судини, а крізь катетер у судину подається рентгеноконтрастна рідина, та виконують ангіограму досліджуваної судини. Далі, шляхом пропорціонального порівняння даних вимірювань дійсних (на еталоні) та на фотоплівці лінійних розмірів (діаметра d довжини) судини визначають істинні розміри судини. Погрішності вимірювання при цьому не перевищують 2,0%.

П р и к л а д. Дійсна довжина вимірювального елемента (циліндра) стано-

вить 10,0 мм, дійсний діаметр судини – X мм, середня довжина вимірювального елемента на плівці – 3,05 мм, коефіцієнт масштабності (визначений по співвідношенню відстані розташування фотоплівки та судини до джерела випромінювання) – 3,26, діаметр судини на фотоплівці – 5,917 мм. Отже, дійсний діаметр судини становить:

$$X = 5,917 \times 3,26 = 19,4 \text{ мм.}$$

Розташування вимірювальних елементів (циліндрів) безпосередньо у порожнині трубчатого провідника спрощує конструкцію та процес виготовлення еталона. Вартість виготовлення його при цьому знижується у 3,2–3,5 рази. Встановлення вимірювальних елементів на відстані один від одного $l = (0,5 \dots 1,0) L_c$ забезпечує потрібну гнучкість при необхідності проведення еталона крізь звиті частки судинного русла, що розширює його технологічні можливості.

Клінічні іспити запропонованого еталона показують його більш високу інформаційну здатність: даний еталон, на відміну від відомих, придатний для вимірювання як довжини, так і діаметра судини.

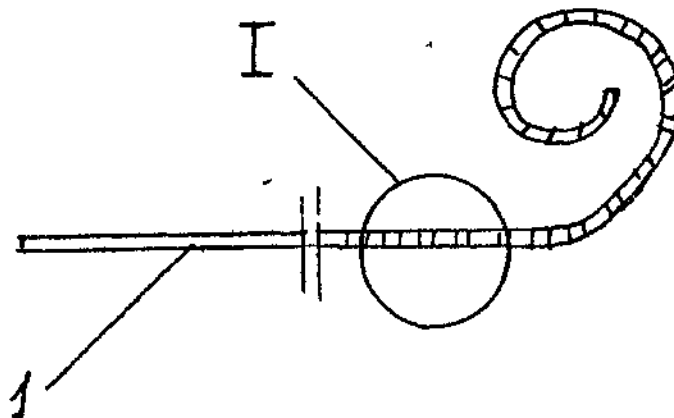


Fig. 1

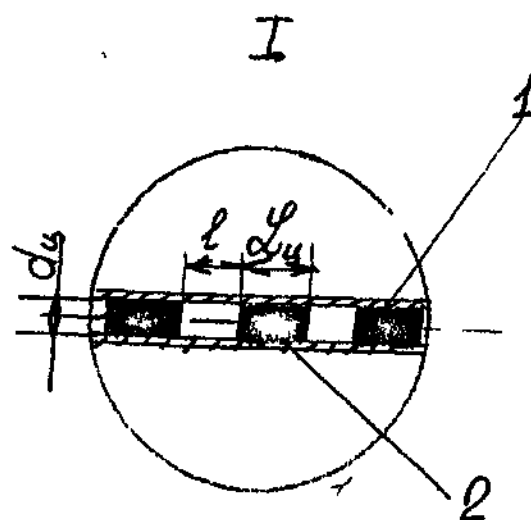


Fig. 2

Упорядник

Техред М.Моргентал

Коректор М. Куль

Замовлення 4686

Тираж

Підписне

Державне патентне відомство України,
254655, ГСП, Київ-53, Львівська пл., 8

Відкрите акціонерне товариство "Патент", м. Ужгород, вул.Гагаріна, 101