



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA**

(11) **107792**

(13) **U**

(51) МПК

A61B 17/34 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2015 11952**

(22) Дата подання заявки: **03.12.2015**

(24) Дата, з якої є чинними
права на корисну
модель: **24.06.2016**

(46) Публікація відомостей
про видачу патенту: **24.06.2016, Бюл.№ 12**

(72) Винахідник(и):

**Яненко Олексій Пилипович (UA),
Кальнюк Василь Олександрович (UA),
Головчанська Олександра Дмитрівна
(UA),
Антоненко Марина Юріївна (UA)**

(73) Власник(и):

**Яненко Олексій Пилипович,
бул. Івана Лепсе, 31, кв. 163, м. Київ-65,
03065 (UA),
Кальнюк Василь Олександрович,
вул. Жовтнева, 106, кв. 13, м. Ізяслав,
Хмельницька обл., 30300 (UA),
Головчанська Олександра Дмитрівна,
Дарницький бульвар, 21, кв. 25, м. Київ-192,
02192 (UA),
Антоненко Марина Юріївна,
вул. Довнара Запольського, 3/2, кв. 5, м.
Київ-116, 04116 (UA)**

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЕЛЕКТРОФУЛЬГУРАЦІЇ

(57) Реферат:

Пристрій для електрофульгурації містить послідовно з'єднані високочастотний генератор, високовольтний перетворювач та активний електрод. В нього введені генератор модулюючої низької частоти на основі мультівібратора, лінія затримки, кодокерований перемикач, D-тригер, комутаційний модулятор, пульт управління та мікроконтролер, причому вихід генератора модулюючої частоти під'єднаний до входу лінії затримки та синхронізуючого входу D-тригера, а три виходи лінії затримки підключені до входів кодокерованого перемикача, спільні виходи якого сполучені із інформаційним входом D-тригера, вихід якого під'єднаний до входу управління комутаційного модулятора, включеного між високочастотним генератором та високовольтним перетворювачем.

UA 107792 U

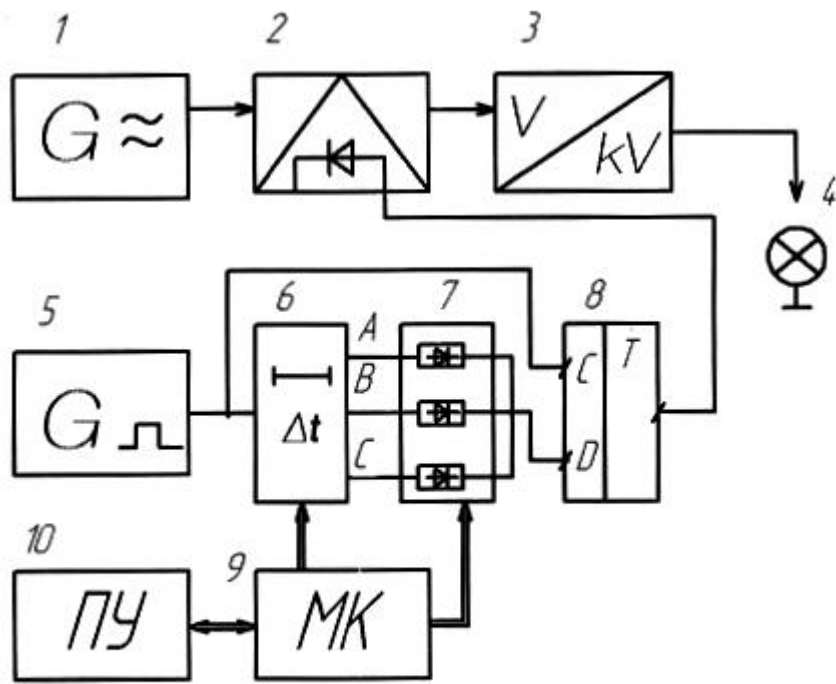


Fig. 1

Корисна модель належить до практичної медицини і може бути використана при різноманітних хірургічних та терапевтичних втручаннях, наприклад в стоматології для підготовки коренів зубів, видалення різноманітних новоутворень, зупинки кровотечі, обробки зубного каналу тощо. В процесі проведення вказаних медичних процедур потрібно формувати на виході пристрою іскрові сигнали з різними енергетичними параметрами. Так для проведення хірургічного видалення (розтину) біологічної тканини потрібна максимальна потужність, для проведення коагуляції потужність знижується, електрофульгурація та десикація проводиться на мінімальній потужності іскрового генератора [див. Электро- и радиохирургические методы в дерматологии и косметологии. Ахтямов С.Н., Москва, 2014 изд. ФГТОВУ ВПО МТУСИ, ел. ресурс www.mtucmed.ru];

Відомо пристрій для проведення коагуляції [див. Principles of Electrosurgery, Published by Tektran Incorporated Edmonds, Washington 98020-0665 U.S.A. 1997 by the Author: Ronald L. Bussiere, B.S.E.E., 39 стор.], який має в своєму складі послідовно включені високочастотний генератор, підвищуючий трансформатор (високовольтний перетворювач) та активний електрод. До недоліків подібного пристрою слід віднести відсутність забезпечення інших режимів роботи та неможливість установки нормованого значення вихідної амплітуди лікувального сигналу.

Відомо також пристрій для електрофульгурації [див. Патент за а.с. СРСР №1648410 МПК А61В 17/34 опублікований від 15.01.1991р.] який містить в своєму складі послідовно з'єднані блок живлення з регулятором вихідної потужності, генератор високочастотних коливань, підвищуючий трансформатор (високовольтний перетворювач) та активні електроди. Недоліком цього пристрою є обмеженість функціональних можливостей, яка полягає у відсутності нормованої установки параметрів вихідного сигналу на визначену медичну процедуру та низька надійність.

Найбільш близьким за технічною суттю до пристрою, що заявляється, є корисна модель електрофульгуратора [див. Патент за №51989 МПК А61С 1/00 Бюл. №15 2010р.], який містить послідовно з'єднані блок живлення, генератор високочастотних імпульсів на основі мікропроцесора, підвищуючий трансформатор та активний електрод.

Окрім того до блока живлення під'єднаний регулятор вихідної напруги, а до генератора імпульсів регулятор тривалості імпульсів.

Недоліком даного пристрою є також обмеженість функціональних можливостей та відсутність установки точного нормованого значення параметра вихідної потужності іскрового розряду для реалізації відповідної медичної процедури хірургічного розтину або видалення біологічної тканини, коагуляції судин, електрофульгурації та десикації (підсушування) поставлено задачу створити такий пристрій, в якому за рахунок введення нових елементів і зв'язків забезпечувалось би підвищення точності формування потужності іскрового розряду з одночасним функціональним розширенням можливостей апарата та сфери використання електрохірургічного пристрою.

Поставлена задача вирішується завдяки тому, що в пристрій для електрофульгурації, який містить послідовно з'єднані високочастотний генератор, високовольтний перетворювач та активний електрод, згідно з корисною моделлю, введені генератор модулюючої низької частоти на основі мультівібратора, лінія затримки, кодокерований перемикач, D-тригер, комутаційний модулятор, пульт управління та мікроконтролер, причому вихід генератора модулюючої частоти під'єднаний до входу лінії затримки та синхронізуючого входу D-тригера, а три виходи лінії затримки підключені до входів кодокерованого перемикача, спільні виходи якого сполучені із інформаційним входом D-тригера, вихід якого під'єднаний до входу управління комутаційного модулятора, включеного між високочастотним генератором та високовольтним перетворювачем.

В результаті збільшується точність формування вихідної потужності електрофульгуратора та розширюються його функціональні можливості.

На фіг. 1 представлена функціональна схема пристрою, а на фіг.2 епюри напруг в процесі формування вихідних сигналів.

Пристрій містить послідовно з'єднані високочастотний генератор 1, модуляційний комутатор 2, високовольтний перетворювач 3 та активний електрод 4, генератор модулюючої частоти на основі мультівібратора 5, вихід генератора модулюючої частоти 5 під'єднаний до входу лінії затримки 6 та синхронізуючого входу D-тригера 8, а три виходи лінії затримки підключені до входів кодокерованого перемикача 7, спільні виходи якого сполучені із інформаційним входом D-тригера 8, вихід якого під'єднаний до входу управління комутаційного модулятора 2, включеного між високочастотним генератором 1 та високовольтним перетворювачем 3.

Пристрій для електрофульгурації працює наступним чином. Високочастотний генератор частоти 1 (наприклад, частотою 440 кГц) формує синусоїдальний сигнал (фіг.2, епюра с), який надходить на сигнальний вхід комутаційного модулятора 2.

Час відкриття та закриття комутаційного модулятора 2 регулюється елементами схеми 5-10.

5 За допомогою пульта управління 10 та мікроконтролера 9 виставляється режим роботи пристрою, наприклад, в положенні А кодокерованого перемикача 7. Затримка сигналу від імпульсного генератора 5 при цьому відсутня, оскільки на входи D-тригера 8 надходить одночасно два синфазних сигнали від генератора модулюючої низької частоти на основі мультівібратора 5, (фіг.2, епюра а). На виході D-тригера формується високий потенціал (епюра 10 b), який відкриває комутаційний модулятор 2. Синусоїдальний сигнал від генератора 1 (епюра с) вільно проходить через комутаційний модулятор 2 на високовольтний перетворювач 3, який формує іскровий розряд максимальної потужності для проведення, наприклад, розрізу чи видалення біотканини.

15 В режимі установки кодокерованого перемикача 7 в положення В на інформаційний вхід D-тригера 8 подається затриманий сигнал на півперіода (фіг.2, епюра d). На виході D-тригера 8 формуються сигнали з тривалістю імпульсів t_1 , які періодично перемикають комутаційний модулятор 2, пропускаючи на вхід високовольтного перетворювача 3 сигнали, наведені на фіг.2, епюра f. Середня нормована потужність $P_{сер}$, вихідного іскрового сигналу при цьому зменшиться на половину, оскільки тривалість імпульсного сигналу зменшується

20 $P_{сер} = P_{имп} \cdot F \cdot t$
де $P_{имп}$ - імпульсна потужність іскрового сигналу;
F - частота імпульсного сигналу;
t - тривалість імпульсного сигналу.

25 Вибраний режим за вихідною потужністю буде відповідати проведенню хірургічної операції коагуляції судин.

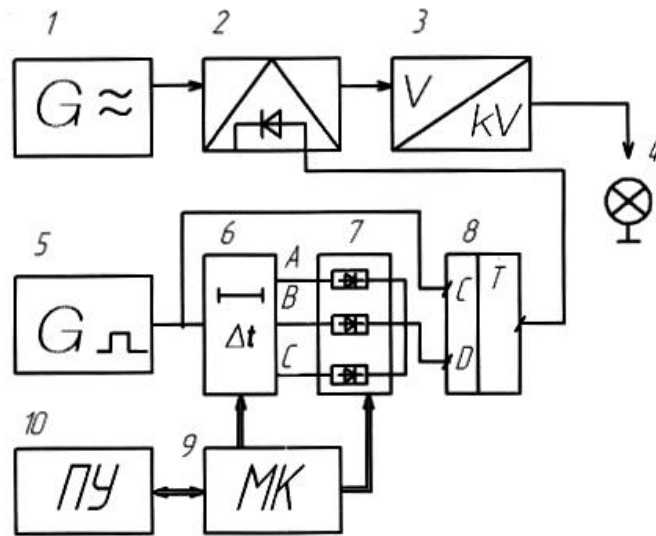
В режимі установки кодокерованого перемикача 7 в положення С на інформаційний вхід D-тригера 8 подається затриманий сигнал на чверть періоду (фіг.2, епюра h). На виході D-тригера 8 формуються сигнали з тривалістю імпульсів t_2 , які періодично перемикають комутаційний модулятор 2, пропускаючи на вхід високовольтного перетворювача 3 сигнали наведені на фіг.2, епюра ℓ . Середня потужність $P_{сер}$, вихідного іскрового сигналу, при цьому зменшиться, на 30 чверть, що буде відповідати режиму електрофульгурації та десикації.

35 Приклад: За даними [надія-4.com.ua] мінімальна потужність установки "Надія" для розтину біологічної тканини та проведення коагуляції складає від 10 до 5 Вт. В той же час для проведення електрофульгурації та десикації ця норма може складати значно менше значення (1-3 Вт), яке можна забезпечити запропонованим нами пристроєм. Окрім того, регулюванням цифрової затримки за допомогою зміни параметрів мікроконтролером можна підвищити якість проведення медичної процедури, наприклад, проведення коагуляції судин різного діаметра, що неможливо досягти використанням відомої стандартної апаратури.

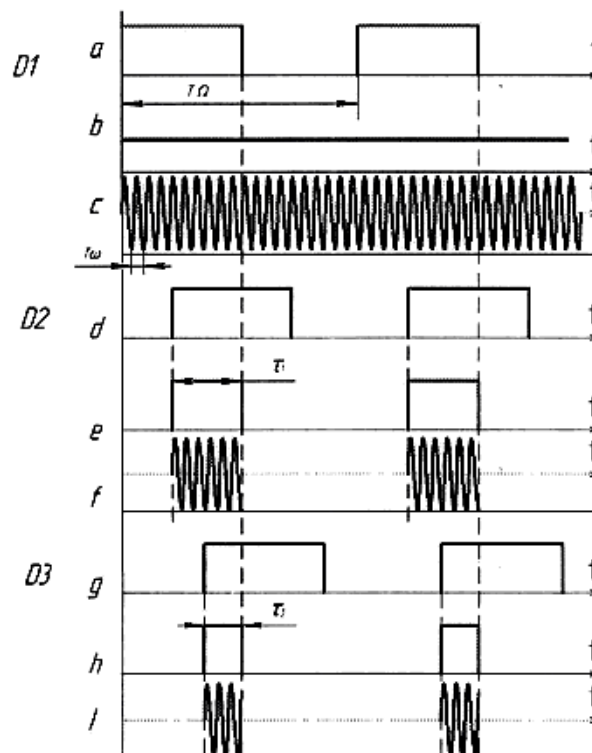
40 Таким чином, заявлений пристрій для електрофульгурації забезпечує формування нормованого значення вихідної потужності та розширює функціональні можливості при різноманітних медичних застосуваннях.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

45 Пристрій для електрофульгурації, який містить послідовно з'єднані високочастотний генератор, високовольтний перетворювач та активний електрод, який **відрізняється** тим, що в нього введені генератор модулюючої низької частоти на основі мультівібратора, лінія затримки, кодокерований перемикач, D-тригер, комутаційний модулятор, пульт управління та мікроконтролер, причому вихід генератора модулюючої частоти під'єднаний до входу лінії затримки та синхронізуючого входу D-тригера, а три виходи лінії затримки підключені до входів кодокерованого перемикача, спільні виходи якого сполучені із інформаційним входом D-тригера, вихід якого під'єднаний до входу управління комутаційного модулятора, включеного між високочастотним генератором та високовольтним перетворювачем.



Фиг. 1



Фиг. 2

Комп'ютерна верстка М. Мацело

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

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