



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **89033** (13) **U**
(51) МПК

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2013 12555</p> <p>(22) Дата подання заявки: 28.10.2013</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 10.04.2014</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.04.2014, Бюл.№ 7</p>	<p>(72) Винахідник(и): Патон Борис Євгенович (UA), Кривцун Ігор Віталійович (UA), Ланкін Юрій Миколайович (UA), Байштрук Євген Миколайович (UA), Осечков Павло Петрович (UA), Романова Ірина Юріївна (UA), Суший Людмила Федорівна (UA), Семікін Валерій Феодосійович (UA), Соловйов Володимир Георгійович (UA), Кункін Дмитро Дмитрович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ІНСТИТУТ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ІМ. Є.О. ПАТОНА НАН УКРАЇНИ, вул. Боженка, 11, м. Київ, 03689 (UA)</p>
---	---

(54) ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНИЙ ГЕНЕРАТОР ДЛЯ ЗВАРЮВАННЯ ТА РІЗКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

(57) Реферат:

Електрохірургічний генератор для зварювання та різки біологічних тканин, що підключається до електродів біполярного електрохірургічного інструмента для подачі струму високої частоти, містить послідовно з'єднані між собою мережевий випрямляч, керований силовий перетворювач електричної енергії, нерегульований вихідний перетворювач, один з виходів якого безпосередньо, а другий через датчик струму з'єднаний з біполярним електрохірургічним інструментом, датчик напруги, паралельно підключений до біполярного електрохірургічного інструмента, причому в нього введені автоматичний регулятор зварювального струму, вхід сигналу оборотного зв'язку якого з'єднаний з виходом датчика струму, датчик завершення формування зварного з'єднання, один з входів якого з'єднаний з датчиком напруги, датчик початкового повного опору тканини, вхід якого з'єднаний з датчиком напруги, пристрій керування, виходи якого підключені до керованого силового перетворювача, до входу задання сигналу автоматичного регулятора зварювального струму та до входу задання сигналу датчика завершення формування зварного з'єднання, а входи підключені до виходів автоматичного регулятора зварювального струму, датчика завершення формування зварного з'єднання та датчика початкового повного опору тканини.

UA 89033 U

Корисна модель належить до медичної техніки, а саме до медичних електрохірургічних генераторів, що використовують високочастотну електричну енергію для контактного зварювання м'яких біологічних тканин біполярним електрохірургічним інструментом.

5 Електричне контактне біполярне зварювання - це створення нероз'ємного з'єднання двох частин м'якої біологічної тканини шляхом стискання їх між електродами зварювального інструменту з деяким зусиллям та пропускання крізь тканину високочастотного електричного струму. При протіканні крізь тканину електричного струму в ній виділяється тепло. Внаслідок сумісної дії тепла та прикладеного тиску відбувається коагуляція білків, клітини руйнуються, волога з клітин та міжклітинного простору видаляється, товщина тканини між електродами 10 зменшується в декілька разів. В результаті первинно структурована тканина перетворюється в гомогенну масу колагену, еластину та основних субстанцій тканини з істотно зменшеними кордонами між структурами. Ця єдина гомогенна маса і утворює зварне з'єднання двох спочатку розділених ділянок м'якої біологічної тканини.

15 В результаті різноманітних збуджень, що діють на процес зварювання, - варіації кількості захоплених інструментом тканин, відмінність фізичних властивостей тканин, їх зміни в процесі зварювання і таке інше - якість зварного з'єднання залежить від мистецтва, інтуїції та досвіду хірурга. Це ускладнює широке розповсюдження даного процесу.

20 Для підвищення надійності та стабільності якості зварного з'єднання, більшої зручності та спрощення процесу зварювання електрохірургічні апарати обладнані системами автоматичного регулювання, в тому числі і з негативними зворотними зв'язками.

3 Існуючого рівня техніки відомі електрохірургічні генератори, що містять в собі блок стабілізації вихідної напруги по ланцюгу зворотного зв'язку, наприклад патент US 5472443. Недоліком цих генераторів є значні зміни потужності внаслідок зміни повного опору тканини при нагріві.

25 Відомі електрохірургічні генератори з блоком автоматичної стабілізації вихідної потужності при зміні поточного опору тканини, наприклад патент US 5827271. Недоліком таких генераторів є необхідність обчислення потужності шляхом помноження напруги на струм, що ускладнює апаратуру при аналоговому помноженні або знижує швидкодію цифрового регулювання потужності з-за складності операції цифрового помноження.

30 Найбільш важливим завданням системи автоматичного регулювання електрохірургічних генераторів для зварювання біологічних тканин є надійне визначення факту завершення формування зварного з'єднання та вимикання після цього подальшого нагріву тканини.

35 Існує ряд патентів, в яких нагрів тканини вимикаються пристроєм керування при досягненні повного опору тканини заданої величини, наприклад, 2 кОм в патенті US 6203541. Недоліком цих генераторів є необхідність використання операції аналогового або цифрового ділення напруги на струм для отримання значення повного опору тканини. При аналоговому діленні це ускладнює апаратуру, а при цифровому потребує значних витрат часу на обчислення.

40 З існуючого рівня техніки найбільш близьким до заявленого технічного рішення є пристрій для зварювання біологічних тканин, патент України UA 77064, опублікований 16.10.2006 р., бюл. № 10/2006. Вказаний пристрій містить силовий блок, вхід якого підключено до напруги мережі, а вихід до зварювального електрохірургічного інструмента, датчики для виміру напруги високої частоти та струму між електродами та пристрій керування, що підключений до керуючого входу силового блока. Пристрій керування відрізняється тим, що має можливість керувати вихідною високочастотною напругою силового блока під час першої стадії зварювання, вимірювати опір 45 біологічної тканини, що зварюється, визначати мінімальне значення опору тканини, визначати відносний опір тканини як відношення виміряного опору тканини та мінімального опору тканини, визначати, коли відносний опір тканини досягне попередньо заданого значення опору тканини, що є ознакою закінчення першої стадії зварювання. На другій стадії зварювання пристрій керування встановлює та стабілізує величину вихідної напруги силового блока в залежності від 50 значення вихідної напруги силового блока наприкінці першої стадії зварювання. Тривалість другої стадії зварювання пристрій керування встановлює в залежності від тривалості першої стадії зварювання.

Головними недоліками даного технічного рішення є довільність вибору:

- 55 1) швидкості наростання напруги на першій стадії процесу;
- 2) величини відносного повного опору біологічної тканини, що зварюється, яка приймається як ознака закінчення першої стадії процесу;
- 3). параметрів функції обчислення величини напруги другої стадії процесу;
- 4) параметрів функції обчислення тривалості другої стадії процесу.

60 Крім того, суттєвим недоліком є складність обчислення повного опору тканини в реальному масштабі часу та ненадійність визначення мінімуму повного опору на першій стадії процесу. Ці

недоліки знижують вірогідність отримання зварного з'єднання стабільно високої якості в реальних умовах зміни повного опору біологічної тканини при зварюванні різноманітних органів.

Задачею, на рішення якої спрямовано технічне рішення, що заявляється, є підвищення надійності отримання високоякісного зварного з'єднання біологічних тканин, а також спрощення завдання режиму зварювання хірургом.

Рішення даної задачі досягається за рахунок того, що електрохірургічний генератор для зварювання та різки біологічних тканин, що підключається до електродів біполярного електрохірургічного інструмента для подачі струму високої частоти, містить послідовно з'єднані між собою мережевий випрямляч, керований силовий перетворювач електричної енергії, нерегульований вихідний перетворювач, один з виходів якого безпосередньо, а другий через датчик струму з'єднаний з біполярним електрохірургічним інструментом, датчик напруги, паралельно підключений до біполярного електрохірургічного інструмента, згідно з корисною моделлю, в нього введені автоматичний регулятор зварювального струму, вхід сигналу оборотного зв'язку якого з'єднано з виходом датчика струму, датчик завершення формування зварного з'єднання, один із входів якого з'єднано з датчиком напруги, датчик початкового повного опору тканини, вхід якого з'єднано з датчиком напруги, пристрій керування, виходи якого підключено до керованого силового перетворювача, до входу задання сигналу автоматичного регулятора зварювального струму та до входу задання сигналу датчика завершення формування зварного з'єднання, а входи підключено до виходів автоматичного регулятора зварювального струму, датчика завершення формування зварного з'єднання та датчика початкового повного опору тканини.

Технічним результатом, що забезпечується наведеною сукупністю ознак, є підвищення надійності зварного з'єднання м'яких біологічних тканин за рахунок стабілізації зварювального струму та його автоматичного відключення при завершенні остаточного формування зварного з'єднання, а також спрощення задання режиму зварювання хірургом за рахунок автоматичного встановлення параметрів режиму зварювання в залежності від початкового повного опору тканини, що зварюється.

Суть корисної моделі пояснює креслення, на якому наведена структурна схема електрохірургічного генератора. Електрохірургічний генератор складається з послідовно з'єднаних мережевого випрямляча 1, керованого силового перетворювача 2, нерегульованого вихідного перетворювача 3, один з виходів якого безпосередньо, а другий через датчик струму 4 з'єднано з біполярним електрохірургічним інструментом, датчика напруги 5, паралельно підключеного до біполярного електрохірургічного інструмента, автоматичного регулятора струму 6, що з'єднаний з датчиком струму 4, датчика завершення формування зварного з'єднання 7, один із входів якого з'єднано з датчиком напруги 5, датчика початкового повного опору тканини 8, вхід якого з'єднано з датчиком напруги 5, пристрій керування 9, виходи якого підключено до керованого силового перетворювача 2, до входу завдання сигналу автоматичного регулятора зварювального струму 6 та до входу задання сигналу датчика завершення формування зварного з'єднання 7, а входи підключено до виходів автоматичного регулятора зварювального струму 6, датчика завершення формування зварного з'єднання 7 та датчика початкового повного опору тканини 8.

Мережевий випрямляч 1 перетворює змінну напругу мережі частотою 50 Гц в постійну напругу. Керований перетворювач 2 перетворює вихідну постійну напругу випрямляча 1 в постійну регульовану в широких межах напругу. Нерегульований перетворювач 3 перетворює вихідну постійну напругу керованого перетворювача 2 в змінну напругу високої частоти (більше 50 кГц) з діючим значенням, пропорційним вихідній напрузі керованого перетворювача 2. Вихідні напруга та струм перетворювача 3 є зварювальними напругою та струмом.

Вихідний сигнал $I_{зв}$ датчика струму 4 порівнюється в автоматичному регуляторі струму 6 з сигналом задання зварювального струму $I_{звд}$, що вироблюється пристроєм керування 9. Різниця цих сигналів підсилюється та через пристрій керування 9 подається як керуючий на керований перетворювач 2. Таким чином, здійснюється негативний зворотний зв'язок за зварювальним струмом, величина якого стабілізується на заданому рівні незалежно від повного опору тканини, що зварюється.

Експерименти, проведені авторами, показують, що при зварюванні стабілізованим струмом після закінчення формування зварного з'єднання повний опар тканини та напруга на тканині починають швидко зростати. Це явище використане в корисній моделі, що патентується, для автоматичного вимикання зварювального струму при завершенні формування зварного з'єднання. Для цього вихідний сигнал $U_{звд}$ датчика напруги 5 порівнюється в датчику завершення формування зварного з'єднання 7 з заданим значенням $U_{звд}$, що вироблюється пристроєм керування 9. Коли вихідний сигнал $U_{звд}$ датчика напруги перевищить задане

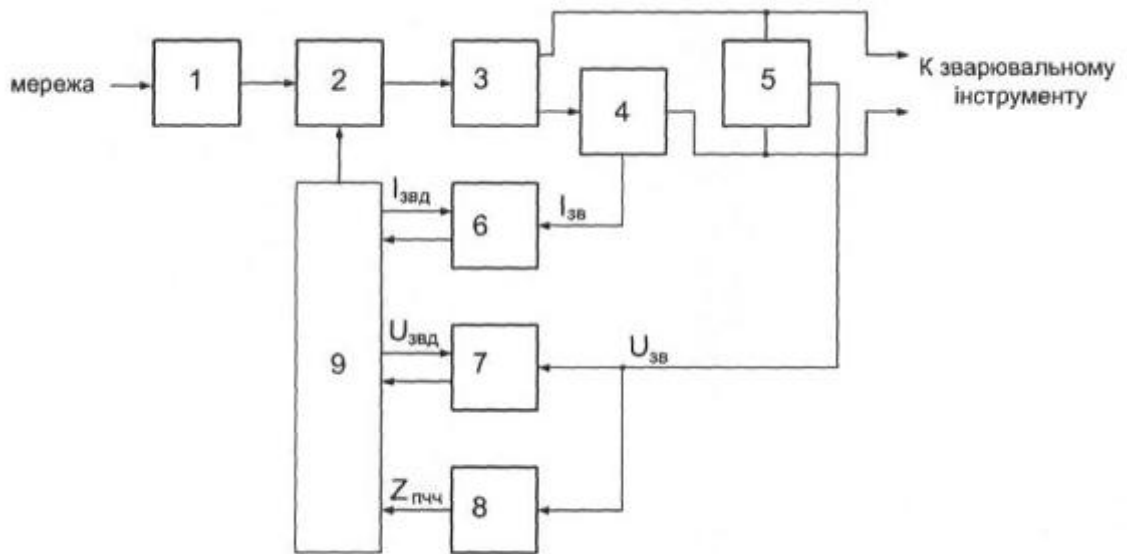
значення $U_{звд}$, датчик завершення формування зварного з'єднання 7 подає сигнал відключення зварювального струму на пристрій керування 9, який в свою чергу передає цей сигнал на керований перетворювач 2, що відключає зварювальний струм.

Для спрощення роботи хірурга та підвищення надійності отримання якісного зварного з'єднання пристрій керування 9 забезпечено функцією автоматичної установки параметрів режиму зварювання. На початку зварювання пристрій керування 9 подає на керований перетворювач 2 сигнал на протікання крізь тканину короткочасного (100 мс) імпульсу стабільного струму малої величини (0.1 А). Оскільки струм імпульсу стабілізовано та не залежить від повного опору тканини, повний опір тканини визначається як значення напруги на тканині, помножене на постійний масштабний коефіцієнт, обернено пропорційний струму імпульсу. Вихідний сигнал датчика напруги 5 подається на вхід датчика початкового повного опору тканини 8. Після помноження на масштабний коефіцієнт (10 при струмі імпульсу 0.1 А) на виході датчика 8 отримуємо значення початкового повного опору тканини $Z_{пчт}$, яке подається на пристрій керування 9. Таким чином, початковий повний опір тканини визначається без операції ділення напруги на струм, що відносно важко реалізується як апаратно, так і програмно. За величиною виміряного початкового повного опору тканини пристрій керування 9 обирає з таблиці, що записана в ПЗУ, значення заданого зварювального струму $I_{зад}$ та заданої напруги $U_{звд}$. Вибрані значення струму та напруги надходять як задавальні в автоматичний регулятор зварювального струму 6 та в датчик завершення формування зварного з'єднання 7, тим самим автоматично задаючи основні параметри режиму зварювання - величину зварювального струму та часу зварювання.

Таким чином, електрохірургічний генератор для зварювання та різки біологічних тканин, що патентується, визначає електричні властивості тканини, що зварюється, встановлює параметри режиму зварювання даної конкретної тканини, стабілізує параметри режиму зварювання незалежно від зміни її властивостей під час зварювання, визначає момент закінчення формування зварного з'єднання та автоматично відключає зварювальний струм.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Електрохірургічний генератор для зварювання та різки біологічних тканин, що підключається до електродів біполярного електрохірургічного інструмента для подачі струму високої частоти, містить послідовно з'єднані між собою мережевий випрямляч, керований силовий перетворювач електричної енергії, нерегульований вихідний перетворювач, один з виходів якого безпосередньо, а другий через датчик струму з'єднаний з біполярним електрохірургічним інструментом, датчик напруги, паралельно підключений до біполярного електрохірургічного інструмента, який **відрізняється** тим, що в нього введені автоматичний регулятор зварювального струму, вхід сигналу оборотного зв'язку якого з'єднаний з виходом датчика струму, датчик завершення формування зварного з'єднання, один з входів якого з'єднаний з датчиком напруги, датчик початкового повного опору тканини, вхід якого з'єднаний з датчиком напруги, пристрій керування, виходи якого підключені до керованого силового перетворювача, до входу задання сигналу автоматичного регулятора зварювального струму та до входу задання сигналу датчика завершення формування зварного з'єднання, а входи підключені до виходів автоматичного регулятора зварювального струму, датчика завершення формування зварного з'єднання та датчика початкового повного опору тканини.



Комп'ютерна верстка М. Ломалова

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

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