

об'єкта, динаміки розвитку просторово-часових характеристик панданної зони існування БТО. Моделі реєстрації первинних вібраційних ознак порушень фізіологічного стану БТО можуть бути покладені в основу нової інформаційної технології дослідження, діагностики паркінсонізму, а також нових сенсорів моніторингу просторово-часових параметрів рухів кінцівок.

Ключеві слова: хвороба Паркінсона, паркінсонізм, розміри об'єкта касання, зображуєма площина, касальна поверхня, реальна поверхня.

*Надійшла до редакції
24 листопада 2016 року
Рецензовано
10 грудня 2016 року*

© Skytsiouk V. I., Klotchko T. R., Kovalenko J. A., 2016

УДК 616.314

ЕЛЕКТРОФУЛЬГУРАТОР ДЛЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ З НОРМОВАНИМ ЗНАЧЕННЯМ ВИХІДНОЇ ПОТУЖНОСТІ

¹⁾Яненко О. П., ²⁾Головчанська О. Д., ²⁾Антоненко М. Ю.

¹⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені І. Сікорського», м. Київ, Україна;

²⁾Національний медичний університет ім. Богомольця, м. Київ, Україна
E-mail: OP291@meta.ua

Останнім часом все більше застосування в практичній медицині знаходять іскрові генератори при різноманітних хірургічних і терапевтичних втручаннях, наприклад, в стоматології для підготовки коренів зубів, видалення різноманітних новоутворень, зупинки кровотечі, обробки зубного каналу, тощо. Подібну апаратуру відносять до електрохірургії.

Авторами розроблена структурна схема іскрового генератора, яка розширює функціональні можливості апаратури щодо установки нормованого значення параметра потужності іскрового розряду для реалізації відповідної медичної процедури - максимальної потужності для хірургічного видалення (розтину) біологічної тканини, зниженої потужності для проведення коагуляції та проведення десикації за мінімальної потужності іскрового генератора при забезпеченні високої його надійності в роботі.

Ключові слова: іскровий генератор, електрофульгурація, нормована потужність, імпульсна модуляція, тривалість імпульса.

Вступ. Аналіз сучасного стану проблеми

Іскрові генератори знаходять все більше застосування в практичній медицині при різноманітних хірургічних та терапевтичних втручаннях, наприклад, в хірургії для розтину біотканини, та паралельної коагуляції дрібних судин і капілярів, в стоматології для підготовки коренів зубів, видалення різноманітних новоутворень, зупинки кровотечі, обробки зубного каналу, в дерматології і косметології та інших напрямках практичної медицини [1-4]. Подібну апаратуру відносять до електрохірургії.

У процесі проведення вказаних медичних процедур потрібно формувати на виході пристрою іскрові сигнали з різними енергетичними параметрами [2]. Так для проведення хірургічного видалення біологічної тканини або для її хірургічного

розтину потрібна максимальна потужність, для проведення коагуляції невеликих судин потужність знижується, електрофульгурація та десикація (підсушування) проводиться на мінімальній потужності іскрового генератора [2].

Відома апаратура для електрофульгурації, описана, наприклад, в [5-7] має суттєві недоліки,

Так, наприклад, відомий пристрій для проведення коагуляції [5], має в своєму складі послідовно включені високочастотний генератор, підвищуючий трансформатор (високовольтний перетворювач) та активний електрод. До недоліків цього пристрою слід віднести відсутність забезпечення інших режимів роботи та неможливість установки нормованого значення вихідної амплітуди лікувального сигналу.

Дещо ширші можливості забезпечує пристрій для електрофульгурації [6], який має 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 прийнятною за технічною сутністю є модель електрофульгуратора [2] в складі блока живлення, генератора високочастотних імпульсів на основі мікропроцесора, вихідного трансформатора та активного електрода.

Для установки вихідної потужності до блоку живлення під'єднаний регулятор вихідної напруги, а до генератора імпульсів регулятор тривалості імпульсів.

Однак і даний пристрій також має 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).

Розглянута апаратура має також низьку надійність.

Постановка задачі

Як показує аналіз можливостей апаратури для електрохірургії у відомих пристроїв є ряд недоліків, що обмежує її використання. В стоматологічних втручаннях регулювання вихідної потужності в ручному режимі при виконанні процедури може приводити до травмування пацієнтів або виникнення болючих ефектів.

Таким чином, задачею даного дослідження є створення апаратури для проведення електрохірургічних втручань, зокрема для стоматології, в якому б забезпечувалось підвищення точності формування потужності іскрового розряду з одночасним функціональним розширенням можливостей апарату та сфери використання електрохірургічного пристрою.

Основна частина

В результаті проведених досліджень авторами розроблено пристрій (електрофульгуратор) для проведення електропроцедур при стоматологічних втручаннях з нормованим значенням вихідної потужності, структурна схема якого представлена на рис. 1 [8].

Пристрій містить послідовно з'єднані високочастотний генератор 1, модуляційний комутатор 2, високовольтний перетворювач 3 та активний електрод 4. Генератор модулюючої

частоти 5 виконаний на основі мультівібратора. Вихід генератора модулюючої частоти 5 під'єднаний до входу лінії затримки 6 та синхронізуючого входу D-тригера 8. Три виходи лінії затримки 6 підключені до входів кодованого перемикача 7, спільні виходи якого сполучені із інформаційним входом D-тригера 8. Вихід D-тригера 8 під'єднаний до входу управління комутаційного модулятора 2, який включений між високочастотним генератором 1 та високовольтним перетворювачем 3.

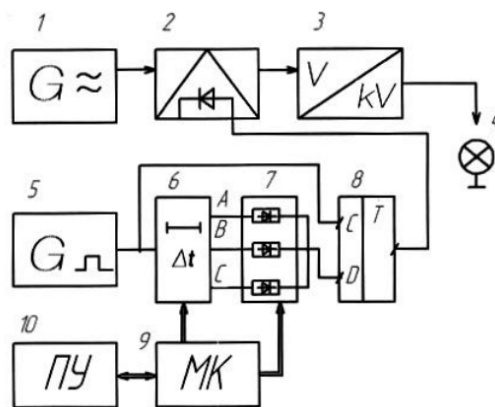


Рис. 1. Структурна схема електрофульгуратора з нормованим значенням вихідної потужності

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

Час відкриття та закриття комутаційного модулятора 2 регулюється елементами схеми 5-10. За допомогою пульта управління 10 та мікро контролера 9 виставляється режим роботи пристрою. За відсутності затримки сигналу від імпульсного генератора 5 на виході D-тригера 8 формується високий потенціал (рис. 2, епюра *a*), який відкриває комутатор 2.

Синусоїдальний сигнал від генератора 1 (епюра *b*) вільно проходить через комутаційний модулятор 2 на високовольтний перетворювач 3, який формує іскровий розряд максимальної потужності для проведення, наприклад, розрізу чи видалення біотканини.

В режимі кодованого перемикача 7 в положенні А на виході D-тригера 8 формуються прямокутні імпульси наведені на рис. 2, епюра *c*, які по чергово відкривають та закривають комутатор 2.

За відкритого стану комутатора 2 на високовольтний перетворювач 3 проходить сигнал високочастотного генератора і формується іскровий розряд, при закритому сигнал відсутній. Форма імпульсів показана на рис. 2, епюра *d*.

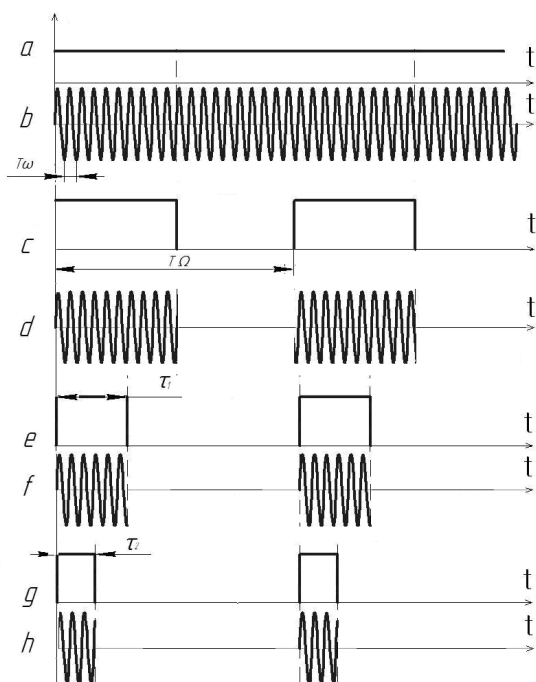


Рис. 2. Епюри управляючих сигналів електрофульгуратора

Середня нормована потужність $P_{сер}$ вихідного іскрового сигналу при цьому зменшиться на половину, оскільки тривалість імпульсного сигналу зменшується також на половину

$$P_{сер} = P_{имп} F \tau,$$

де $P_{имп}$ – імпульсна потужність іскрового сигналу; F – частота імпульсного сигналу; τ – тривалість імпульсного сигналу.

За постійної частоти F вихідна потужність сигналу буде визначатись тільки тривалістю комутаційних імпульсів.

В режимі установки кодокерованого перемикача 7 в положенні В на інформаційний вхід D-тригера 8 подається затриманий імпульсний сигнал на півперіода і на виході D-тригера 8 формуються сигнали з тривалістю імпульсів τ_1 (рис. 2, епюра e), які періодично перемикають комутаційний модулятор 2, пропускаючи на вхід високовольтного перетворювача 3 сигнали наведені на рис. 2, епюра f.

Рис. 2, епюра f. Середня нормована потужність $P_{сер}$ вихідного іскрового сигналу при такому режимі зменшиться на четверть від початкової.

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 періода (рис. 2, епюра g). На виході D-тригера 8 формуються сигнали з тривалістю імпульсів τ_2 , які періодично перемикають комутаційний модулятор

2, пропускаючи на вхід високовольтного перетворювача 3 сигнали наведені на рис. 2, епюра h. Середня потужність $P_{сер}$ вихідного іскрового сигналу при цьому зменшиться у вісім разів в порівнянні з максимальною, що буде відповідати режиму електрофульгурації та десикації.

Приклад: За даними ресурсу [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 діаметру, що неможливо досягти використанням відомої стандартної апаратури.

Висновки

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

Література

1. Долецкий С. Я. Электрохирургия / С. Я. Долецкий, А. И. Ленушкин. – М.: Медицина, 1980 – 144с.
2. Ахтямов С. Н. Электро и радиохирургические методы в дерматологии и косметологии. Москва, 2014 изд. ФГТБОУ ВПО МТУСИ, эл.ресурс www.mtucmed.ru
3. Ефанов О. И. Физиотерапия стоматологических заболеваний / О. И. Ефанов, Т. Ф. Дзанагова. – М.: Медицина, 1980. – 290 с.
4. Дорошенко С. І. Електрофульгурація в практичній стоматології // Український стоматологічний журнал. – 2008. - №5. – С. 31 – 42.
5. 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.
6. Burns R. L., Carruthers A., Langstry J. et al. Electrosurgical Skin Resurfacing: New Bipolar Instrument // Dermatol. Surg. – 1999. – Vol. 25. - p. 582 – 586.
7. Hainer B. L. Fundamentals of electrosurgery // J. Amer. Board. Fam. Pract. – 1991. – Vol. 4. – p. 419 – 426.
8. Патент України №107792 А61В 17/34 Пристрій для електрофульгурації / О. П. Яненко, В. О. Кальнюк, О. Д. Головчанська, М. Ю. Антоненко – заявка № u21511952, заявл. 03.12.2015, опубл. 24.06.2016- Бюл. № 12.

УДК 616.314

¹⁾О. П. Яненко, ²⁾О. Д. Головчанська, ²⁾М. Ю. Антоненко¹⁾ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна;²⁾ Національний медичний університет ім. Богомольця, м. Київ, Україна**ЭЛЕКТРОФУЛЬГУРАТОР ДЛЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ С НОРМИРОВАННЫМ ЗНАЧЕНИЕМ ВЫХОДНОЙ МОЩНОСТИ**

В последнее время все большее применение в практической медицине находят искровые генераторы при различных хирургических и терапевтических процедурах, например, в стоматологии для подготовки корней зубов, удаления разнообразных новообразований, остановки кровотечения, обработки зубного канала и другие операции. Подобную аппаратуру относят к электрохирургии.

Авторами разработана структурная схема искрового генератора, в которой расширяются функциональные возможности по установке нормированного значения параметра мощности искрового разряда для реализации соответствующей процедуры – максимальной мощности для хирургического удаления (разреза) биологической ткани, меньшей мощности для проведения коагуляции и минимальной мощности для проведения десикации при одновременном обеспечении высокой надежности устройства.

Ключовые слова: искровой генератор, электрофульгурация, нормированная мощность, импульсная модуляция, длительность импульса.

¹⁾ O. Yanenko, ²⁾ O. Golovchanska, ²⁾ M. Antonenko¹⁾ National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine; ²⁾ National O. Bogomolets Medical University, Kyiv, Ukraine**ELEKTROFULHURATOR FOR DENTAL INTERVENTIONS OF THE NORMALIZED OUTPUT VALUE**

Spark generators find more and more application for medical practice at different surgical and therapeutic procedures, for example, in dentistry for removing tumors of different origin, for stopping bleeding, for root canals preparation etc. Invasions with using of such apparatus are called electrosurgery.

The authors developed a block diagram of a spark generator that extends the functionality of the equipment for installation on the normalized setting power of spark discharge for performance of appropriate medical procedures: maximum power - for surgical removal (cutting) of biological tissues, reduced power - for coagulation; for desiccation- minimum power; at the same time high reliability in the work of spark generator is ensured.

Key words: spark generator, electric fulguration, normalized setting power, impulse modulation, impulse duration.

*Надійшла до редакції
19 жовтня 2016 року*

*Рецензовано
28 листопада 2016 року*

© Яненко О. П., Головчанська О. Д., Антоненко М. Ю., 2016