

АПАРАТ ДЛЯ ЕЛЕКТРОФУЛЬГУРАЦІЇ З НОРМОВАНИМ ЗНАЧЕННЯМ ВИХІДНОЇ ПОТУЖНОСТІ

*Яненко О. П.¹, д.т.н., професор, Кальнюк В. О.¹, інженер,
Антоненко М. Ю.², д.м.н., професор, Головчанська О. Д.², к.м.н., доц.*

¹Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

²Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, Київ, Україна

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

В процесі проведення вказаних медичних процедур потрібно формувати на виході пристрою іскрові сигнали з різними енергетичними параметрами [1]. 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 проводиться на мінімальній потужності іскрового генератора [2].

Відома апаратура для електрофульгурації, описана, наприклад, в [3] та [4] має суттєві недоліки, які полягають у відсутності установки точного нормованого значення параметра потужності іскрового розряду для реалізації відповідної медичної процедури – хірургічного видалення біологічної тканини, коагуляції судин, електрофульгурації і десикації. Апаратура має також низьку надійність. Регулювання ж вихідної потужності в ручному режимі може приводити до травмування пацієнта, виникнення опіків тощо.

Авторами розроблена структурна схема іскрового генератора (рис. 1), яка розширює функціональні можливості апаратури щодо установки нормованого значення параметра потужності іскрового розряду для реалізації відповідної медичної процедури та забезпечує високу надійність в роботі.

До складу схеми апарата для електрофульгурації входять: послідовно з'єднані високочастотний генератор 1, модуляційний комутатор 2, висковольтний перетворювач 3 та активний електрод 4, генератор імпульсів 5, лінія затримки 6, кодокерований перемикач 7, D-тригер 8, мікроконтролер 9, пульт управління 10.

За запропонованою схемою апарат може працювати наступним чином. Високочастотний генератор 1 частоти (200-440 кГц) формує синусоїдальний сигнал, який через відкритий комутаційний модулятор 2 подається на висковольтний перетворювач 3.

Генератор прямокутних імпульсів 5 генерує меандр з низькою частотою Ω .

Імпульси прямокутної форми надходять на вхід синхронізації С D-тригера 8 та на лінію затримки 6. На другий вхід тригера 8 подається сигнал від генератора 5 безпосередньо (лінія А) або через лінію затримки 6 (входи В та С). Приєднання відповідної лінії проводиться за допомогою мікроконтролера 9 та кодоуправляемого перемикача 7. Пульт управління 10, забезпечує вибір та індикацію. Затримка сигналу відбувається на $\frac{1}{2}$ та $\frac{3}{4}$ періоду.

Генератор синусоїдальних коливань 1 генерує сигнал високої частоти ω , що далі надходить на модуляційний комутатор 2, на який також потрапляє сигнал з виходу D-тригера. При наявності високого потенціалу комутатор 2 відкривається.

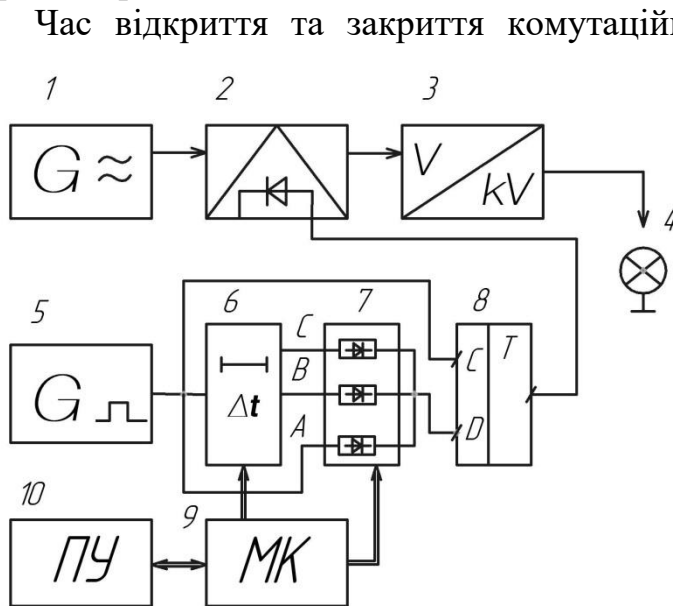


Рисунок 1 Функціональна схема пристрою для електро-фульгурації

Час відкриття та закриття комутаційного модулятора регулюється елементами схеми 5-10. За допомогою пульта управління 10 та мікроконтролера 9 виставляється режим роботи пристрою, наприклад, в положенні А затримка сигналу від імпульсного генератора відсутня, на вході D-тригера поступає одночасно 2 сигнали (імпульси). На виході тригера формується високий потенціал, який відкриває комутаційний модулятор 2 і на вхід високовольтного перетворювача 3

весь час подається сигнал від генератора 1, що відповідає максимальній потужності на виході електрофульгуратора та режиму хірургічного розтину біотканини.

В режимі установки кодокерованого перемикача 7 в положенні В і С на інформаційний вхід D-тригера 8 подається затриманий сигнал на півперіода або четверть періоду. На виході D-тригера 8 формуються сигнали з тривалістю імпульсів τ_1 або τ_2 , які періодично перемикають комутаційний модулятор 2, пропускаючи на вхід високовольтного перетворювача 3 сигнали ВЧ генератора 1.

Середня нормована потужність $P_{сер.}$ вихідного іскрового сигналу при цьому зменшиться на половину або на $\frac{2}{3}$ від максимальної, оскільки тривалість імпульсного сигналу та середня потужність пов'язані між собою наступним виразом:

$$P_{сер.} = P_{имп} F \tau,$$

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

Вибрані режими за вихідною потужністю при цьому будуть відповідати проведенню хірургічної операції розтину біотканини (мінімальне значення близько 10Вт), коагуляції судин (5 Вт) і режиму електрофульгурації та десикації (1-3Вт).

Отже, розроблена схема розширює функціональні можливості апарата, встановлюючи нормовані значення параметра потужності іскрового розряду для різних режимів роботи, забезпечує високу точність формування іскрового розряду, що дозволить безпечніше та якісніше проводити обробку зони ураження.

Перелік посилань

1. Электро- и радиохирургические методы в дерматологии и косметологии. Ахтямов С. Н., Москва, 2014 изд. ФГТОВУ ВПО МТУСИ, эл.ресурс www.mtucmed.ru
2. Principles of Electrosurgery, Published by Tektran Incorporated Edmonds, Washington 98020-0665 U.S.A. 1997 by the Author: Ronald L. Busiere, B.S.E.E.
3. Патент за а.с. СРСР №1648410 МПК А61В 17/34 опублікований від 15,01,1991р.
4. Патент за №51989 МПК А61С 1/00 Бюл. №15 2010р.

Анотація

Розглянуто наявні пристрої для електрофульгурації та їхні недоліки. Розроблена структурна схема іскрового генератора для розширення функціональних можливостей даної апаратури. Описано склад пропонованого апарата для електрофульгурації та принцип його роботи.

Ключові слова: електрофульгуратор, іскровий генератор, електрохірургія, стоматологія.

Аннотация

Рассмотрены имеющиеся устройства для электрофульгурации и их недостатки. Разработана структурная схема искрового генератора для расширения функциональных возможностей данной аппаратуры. Описаны состав предлагаемого аппарата для электрофульгурации и принцип его работы.

Ключевые слова: электрофульгуратор, искровой генератор, электрохирургия, стоматология.

Abstract

The existing devices for elektrofulhuration and their limitations are review. The block diagram of the spark generator extended the functionality of the equipment is designed. The composition of the proposed device for elektrofulhuratsiyi and operating principle are described.

Keywords: elektrofulhurator, spark generator, electrosurgery, dentistry.