



DOI: 10.6084/m9.figshare.16970137

LCC - № RD32-33.9

## ЗАСТОСУВАННЯ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ ПРИ БІПОЛЯРНОМУ З'ЄДНАННІ ЗВАРЮВАННЯМ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Дубко Андрій Григорович<sup>1,2</sup>, Чвортко Наталя Анатоліївна<sup>1</sup>, Лебедєв Олексій Володимирович<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України

<sup>2</sup> Національний технічний університет «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Corresponding author:** Лебедєв Олексій Володимирович, д.т.н. професор кафедри біомедичної інженерії Національного технічного університету «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». 03056, вул. Янгеля, 16/2, biowelding@gmail.com

### **Abstract.**

Measurement of electrical conductivity of biotissues is used in medicine to determine their electrophysical properties. Research and analysis of such properties allows to improve surgical technologies of treatment of patients. An important property of living biotissue is the ability to polarize its constituent elements (tissue layers, cells). Undamaged cells have a high polarizing capacity. The electrical impedance of biotissues depends on the frequency of the measuring current by capacitive type. Currently, single-frequency, dual-frequency and multi-frequency impedancemetry are widely used in various fields of clinical medicine: preoperative diagnostics - to detect open and intratissue structural pathologies of small volume (including otorhinolaryngology, gynecology, frostbite, burns and others); intraoperative diagnosis - to

detect tumors and determine their boundaries, reduce blood loss during surgery. To determine the impedance of biotissue, the measurement system involves the registration of current and voltage in the circuit of the electrodes. The development of impedance surgical systems is one of the areas in the development of medical systems that allow to some extent automate electrosurgical technologies. The basis of such systems is the ability to measure and analyze the impedance of biotissues. The known method of connecting soft biological tissues, which determines the parameters of heating tissues with high frequency current, namely impedance, in real time is improved by introducing an initial stage of the process, during which the bipolar electrodes are fed a series of programmable high frequency voltage pulses. The initial stage is

required in order to "prepare" the welded tissue for exposure to bipolar high-frequency current. This consists in bringing the resistance of the welded tissue to values at which reliable operation of the automatic control system of the welding process is observed.

### **Анотація.**

Вимірювання електропровідності біотканин використовується в медицині для визначення їх електрофізичних властивостей. Дослідження та аналіз таких властивостей дозволяє покращувати хірургічні технології лікування пацієнтів. Важливою властивістю живої біотканини є здатність поляризації її складових елементів (тканинних шарів, клітин). Непошкоджені клітини мають високу поляризаційну ємність. Електричний імпеданс біотканин залежить від частоти вимірювального струму по ємнісному типу. В теперішній час широко застосовуються одночастотна, двочастотна та багаточастотна імпедансометрія в різних областях клінічної медицини: доопераційної діагностики – для виявлення відкритих та внутрішньотканинних структурних патологій малого об'єму (в тому числі, в оториноларингології, гінекології, при обмороженнях, опіках і таке інш.);

**Keywords:** Імпедансометрія, зварювання біологічних тканин, електрохірургія.

**Section:** (Instrumentation, Sensors, and Measurement)

інтраопераційній діагностиці – для виявлення пухлин та визначення їх меж, зниження крововтрат при хірургічних втручаннях. Для визначення імпедансу біотканини система вимірювання передбачає реєстрацію струму та напруги в колі електродів. Розробка імпедансних хірургічних систем є одним з напрямків в створенні медичних систем, які дозволяють в тій чи іншій мірі автоматизувати електрохірургічні технології. Основою таких систем є можливість вимірювання та аналізу імпедансу біотканин. Відомий спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин, при якому визначаються параметри нагрівання тканин струмом високої частоти, а саме імпеданс, в режимі реального часу покращено за рахунок введення початкової стадії процесу, під час якої на біполярні електроди подається серія програмованих імпульсів напруги високої частоти. Початкова стадія потрібна для того, щоб «підготувати» зварювану тканину до впливу біполярного високочастотного струму. Це полягає в приведенні опору зварюваної тканини до значень при яких спостерігається надійна робота автоматичної системи керування процесом зварювання.

**Introduction.** В теперішній час в нашій країні та світі все ширше застосовуються електрохірургічні методи, що замінюють відомі методи з'єднання біологічних тканин хірургічними нитками та металевими скобками, які мають ряд недоліків [1]. Відповідно до сучасних наукових уявлень [2-4], електричні властивості біотканини безпосередньо пов'язані з її життєздатністю. Вимірювання електропровідних властивостей біотканин використовується в медицині для визначення їх електрофізичних властивостей та вивчення змін, які пов'язані з їх функціонуванням та структурними змінами систем організму, в тому числі, при патологічних процесах [5]. Дослідження та аналіз таких властивостей дозволяє покращувати хірургічні технології лікування пацієнтів.

Важливою властивістю живої біотканини є здатність поляризації її складових елементів (тканинних шарів, клітин). Неушкоджені клітини мають високу поляризаційну ємність - від 0,1 до 10,0 мкФ/см<sup>2</sup> [6]. Електричний імпеданс біотканин залежить від частоти вимірювального струму по ємнісному типу.

Біологічна тканина включає структурні елементи декількох видів, які розділені на три групи. Кожна з них має свої діапазони розмірів, а отже, ємностей та частот, на яких їхня деполяризаційна здатність різко падає:

- тканинні шари, що є групами клітин переважно одного типу, — найбільші за розміром;
- клітини, що складаються з внутрішньоклітинних елементів, менші за розміром;
- мікророзмірні внутрішньоклітинні елементи, які з білкових молекул.

При зниженні поляризаційної здатності певної групи елементів зростає величина їх активного опору у вимірюваному імпедансі. Все вище викладене дозволяє зробити висновок про можливість застосування імпедансометрії для диференціації біотканин різних типів, по - перше, і патологічної та здорової тканин, - по - друге.

Розробка імпедансних хірургічних систем є одним з напрямлень в створенні медичних систем, які дозволяють в тій чи іншій мірі автоматизувати електрохірургічні технології. Основою таких систем є можливість вимірювання та аналізу імпедансу біотканин.

В роботі [7] автори, на основі узагальнення теоретичних та експериментальних досліджень, роблять висновок, що існують можливості широкого застосування одночастотної, двочастотної та багаточастотної імпедансометрії в різних областях клінічної медицини: доопераційної діагностики – для виявлення відкритих та внутрішньотканинних структурних патологій малого об'єму (в тому числі, в оториноларингології, гінекології, при обмороженнях, опіках і таке інш.); інтраопераційній діагностиці – для виявлення пухлин та визначення їх меж, зниження крововтрат при хірургічних втручаннях.

Система вимірювання імпедансу біотканини [8, 9] зображена на рисунку 1.

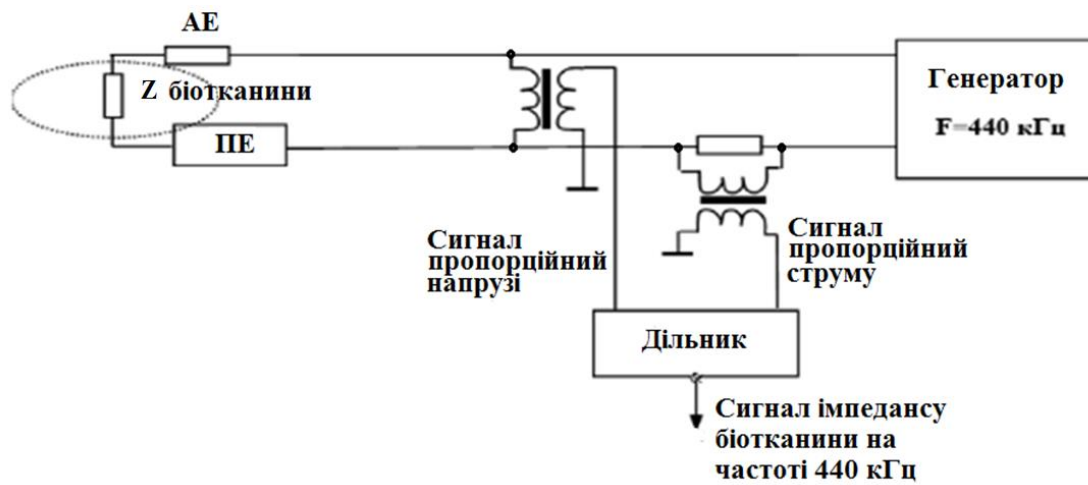


Рис. 1 - Система реєстрації імпедансу біотканини (АЕ- активний електрод, ПЕ – пасивний електрод)

Система вимірювання імпедансу біотканини передбачає реєстрацію струму та напруги в колі активного електрода *АЕ*, а також за допомогою поділу у обчислювачі за формулою  $Z=U/I$ . Це дає можливість визначення імпедансу.

Для вимірювання імпедансу схемою формування діагностичного імпульсу [10, 11], що керується відповідною схемою управління, пов'язаною з мікропроцесорним блоком управління, формується діагностичний імпульс струму, який подається на електрохірургічні електроди в моменти відсутності напруги високої частоти. При цьому вимірюється напруга на електродах та розраховується величина електричного імпедансу. Інформація про вимірний імпеданс надходить на блок обробки сигналу зворотного зв'язку, де в залежності від величини перетворюється на двійковий цифровий код, який надходить на вхід мікропроцесорного блоку управління. Залежно від отриманої інформації, мікропроцесорний блок керування коригує або залишає без зміни напругу живлення, здійснюючи тим самим стабілізацію вихідної потужності електрохірургічного високочастотного апарату. Зв'язок блоку управління модуля динамічної імпедансометрії з мікропроцесорним блоком управління необхідний для зміни параметрів діагностичного імпульсу з урахуванням поточного режиму роботи електрохірургічного високочастотного апарату. Блок виходу включає узгоджувальні трансформатори, вихідні роз'єми, прохідні та фільтруючі ємності. Для захисту від високої напруги, у вихідному блоці встановлено схему захисту. Дані вимірювання напруги та струму проводяться на частоті електрохірургічного впливу, що дорівнює 440 кГц. Самі вимірювання проводяться вибірково із частотою 22 кГц.

Таким чином, блок зворотного зв'язку дозволяє звести на нуль ризик виникнення опіку у місці оперативного втручання, що є найпоширенішим варіантом ускладнення при електрохірургічних процедурах.

**Objective.** Об'єктом досліджень в даній роботі є можливість застосування імпедансу для здійснення автоматизації електрохірургічних технологій. В роботі [12] встановлено, що імпеданс тканини в процесі коагуляції різко змінюється. Така залежність імпеданса від часу використовується для управління герметизацією судин (утворення гемостазів) без можливості відновлення їх функцій. Загальний недолік усіх трьох перерахованих відомих рішень полягає у тому, що область їх можливого використання обмежена лише утворенням гемостазів, тобто герметизацією судин без подальшого відновлення їх функцій [13, 14].

**Materials and methods.** Авторами роботи [13] запропоновано спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин, при якому визначаються параметри нагрівання тканин струмом високої частоти, а саме визначається імпеданс в режимі реального часу. Це дозволяє не допустити перекоагуляції та недокоагуляції цих тканин і, тим самим, суттєво покращити якість їх з'єднань. Контрольована коагуляція білків при нагріванні дозволяє відновити функції тканини. При цьому способі з'єднання м'яких біологічних тканин, зводять кромки з'єднаних шарів тканин та пропускають через стиснену тканину електричний струм високої частоти для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині, нагрівання тканини проводять у дві стадії. На першій стадії подають постійно збільшувану напругу. Ця стадія завершується, коли опір тканини досягне мінімального значення, а друга стадія протікає при постійній напрузі, що відповідає закінченню першої стадії, та модулюється імпульсами низької частоти, наприклад, прямокутними імпульсами. При цьому значення незмінної напруги вибирають у межах 20...100 В, частоту струму - 50 кГц...1,5 МГц, причому найбільші напруги та низькі частоти використовують для з'єднання товстих (тканини кишечника, шлунку, печінки) шарів тканин, а найменші напруги та високі частоти — для з'єднання тонких (епіневрій) шарів тканин, при цьому тиск стиснення тканини обирають у межах від  $0,5 \cdot 10^6$  до  $3 \cdot 10^6$  Па, а наприкінці другої стадії нагрівання підвищують його у 1,2...2,0 рази і потім знімають через 0,5...1,0 с після вимкнення струму.

Структурна схема високочастотного джерела живлення, яка в режимі реального часу не допускає перекоагуляцію та недокоагуляцію м'яких біологічних тканин при зварюванні за рахунок визначення імпедансу (рисунок 2).

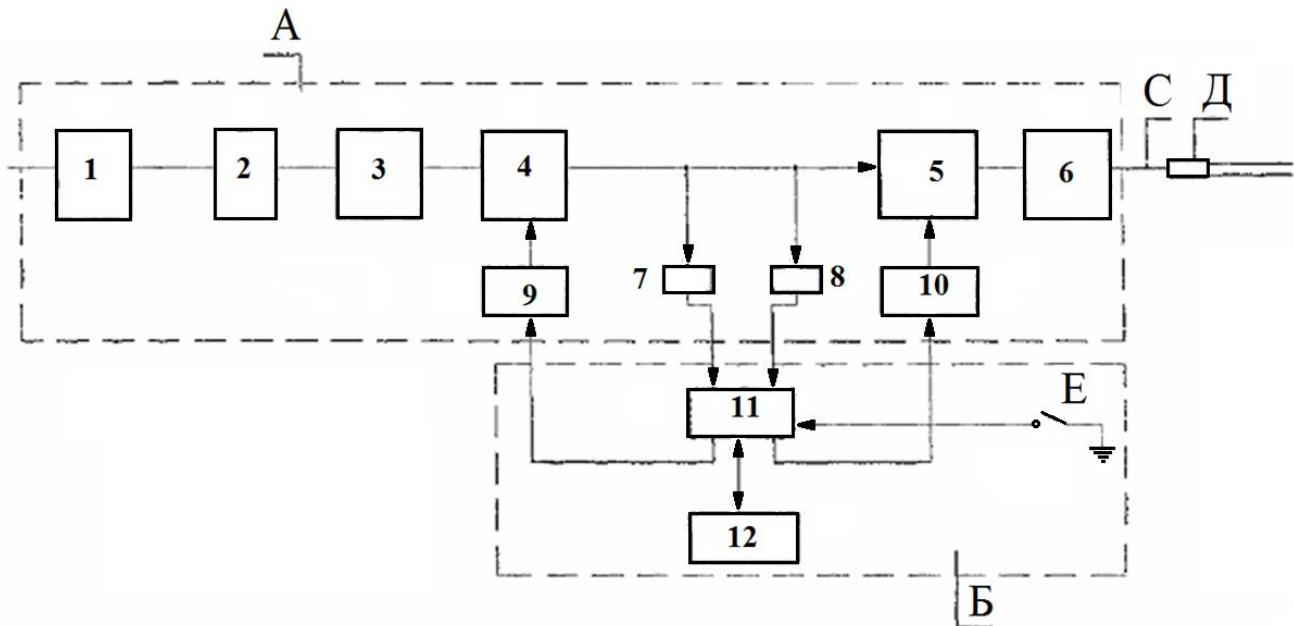


Рис. 2 – Структурна схема височастотного джерела живлення

Схема складається із джерела живлення *A*, системи управління *Б*, кабеля *С* хірургічного інструмента *Д*, та педалі управління *Е*. До складу джерела живлення входять: трансформатор *1*, випрямляч *2*, фільтр *3*, імпульсний регулятор *4*, інвертор *5*, прохідні конденсатори *6*, датчики струму *7* та напруги *8*, блоки управління імпульсним регулятором *9* (виконаний у вигляді електронного блока на основі спеціалізованої мікросхеми широтно - імпульсного модулятора), та блок управління інвертором *10* (виконаний у вигляді електронного блока на основі генератора імпульсів прямокутної форми). Система управління складається із пристрою зв'язку з об'єктом *11* та комп'ютера (або мікропроцесорного пристрою *12*). Пристрій зв'язку з об'єктом з'єднаний з педаллю *Е*, на яку натискає хірург і цим запускає програму управління процесом зварювання, яку містить у собі комп'ютер. Блоки *9* та *10* виконують функцію узгодження виходів пристрою зв'язку з об'єктом з входом імпульсного регулятора *4* та інвертора *5*. Зв'язок пристрою *11* з імпульсним регулятором здійснюється аналоговим сигналом, пропорційним заданій напрузі вихода регулятора, а з інвертором – цифровим кодом, що встановлює частоту інвертора. У пам'яті комп'ютера міститься декілька програм управління процесом зварювання для різних типів тканин.

Використовуючи традиційні засоби «спілкування» з комп'ютером, хірург знаходить необхідну йому програму і «повідомляє» про це комп'ютер. Потім хірург здійснює підготовку місця з'єднання тканини для її зварювання, стискає ділянки тканини, що підлягають зварюванню за допомогою зварювального інструменту, після чого натискає ногою на педаль *Е*, яка запускає відібрану хірургом програму управління процесом зварювання. Від комп'ютера *12*, завдяки

пристроєм **11** та **9**, на вхід імпульсного регулятора надходить сигнал пропорційний потрібній поступово зростаючій вихідній напрузі. Разом з цим, від датчиків **7** та **8** надходять сигнали, пропорційні струму та напрузі.

Після перетворення у цифрову форму, ці сигнали надходять до комп'ютера, де визначається поточне значення імпеданса  $Z$  поділом напруги на струм. Якщо вичислене поточне значення  $Z$  менше попереднього, напруга зростає зі швидкістю, яку задала програма. Якщо, навпаки, - поточне значення імпеданса становить більше за попереднє, - комп'ютер дає імпульсному регулятору завдання, що відповідає стабілізації вихідної напруги регулятора на досягнутому рівні. При цьому комп'ютер запам'ятовує мінімальне значення імпедансу  $Z_{min}$ . На наступному етапі продовжується визначення поточного значення  $Z$ , яке потім ділиться на його мінімальне значення  $Z_{min}$ . Результат ділення – відносний поточний опір порівнюється із заданим програмою управління граничним його значенням. Як тільки поточне відносне значення імпедансу досягне заданого значення, по ланцюгу **12** – **11** – **9** – **4** надходить сигнал про зниження вихідної напруги імпульсного регулятора до нуля. Звуковий сигнал, що надходить від комп'ютера, зникає, завдяки чому хірург отримує інформацію про закінчення нагрівання тканини, після чого настає можливість зняття зварювального інструменту з тканини. По ланцюгу **12** – **11** - **10** - **5** приходить цифровий код, який задає частоту інвертора, що залежить від відібраної програми управління процесом зварювання. Пристрій зв'язку має два входи, пов'язані із датчиками струму **7** та напруги **8**, та двосторонній зв'язок із комп'ютером **12**. Один із виходів пристрою зв'язку з об'єктом з'єднаний із блоком управління імпульсним регулятором **9**, інший – з блоком управління інвертором **5**. Окрім того, по звуковому каналу комп'ютера надходить інформація хірургу про включення пристрою про передчасне припинення нагрівання та про причини цього відключення, про вихід часу зварювання за оптимальні для даної тканини межі. Таким чином, в запропонованому способі з'єднання м'яких біологічних тканин зводять кромки шарів тканини, стискають їх та пропускають через стиснену тканину електричний струм високої частоти для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині.

Відомо, що стабільність формування з'єднань живих біологічних тканин залежить від багатьох факторів і перш за все від опору  $R_{ee}$  ділянок («електрод - тканина» - «тканина - електрод») в момент включення біполярного високочастотного струму. В роботі [15] було встановлено, що значення цього опору на початку процесу зварювання знаходяться в широкому діапазоні, що не дозволяє системі автоматичного керування стабільно його відслідковувати і достеменно визначати. Це призводить до отримання неякісних зварних з'єднань. Для здійснення стабілізації опору  $R_{ee}$ , нами, на відміну від існуючих розробок [13, 14], була додана початкова стадія процесу



біполярного високочастотного зварювання, яка виконується перед першою його стадією. На початковій стадії процесу на біполярні електроди подається серія програмованих імпульсів напруги високої частоти.

Початкова стадія потрібна для того, щоб «підготувати» зварювану тканину до впливу біполярного високочастотного струму. Це полягає в приведенні опору зварюваної тканини до значень при яких спостерігається надійна робота автоматичної системи керування процесом зварювання. Наявність початкової стадії процесу сприяє ліквідації непрогнозованих факторів, які викликають помилки в роботі автоматичної системи керування і настроювання технологічних режимів.

Під час початкової стадії процесу здійснюють контроль сили високочастотного струму, який проходить між електродами, і при досягненні струмом у черговому імпульсі значення, що дорівнює:

$$I = I_{\text{початкове}} * y,$$

де коефіцієнт  $y$  становить 1,5...5 сили струму у першому імпульсі, - подача імпульсів припиняється.

Основною відмінністю нового способу від існуючих є те, що перед першою стадією процесу зварювання додана початкова стадія процесу, що характерна наявністю серії керованих імпульсів.

Розробка нового високочастотного способу з'єднання зварюванням тканин людей і тварин [15] дає можливість ліквідувати як «перепалювання» тканин під час зварювання, так і їх «недокоагуляцію» покращити якість (механічні, біофізичні або інші властивості) отриманих зварних з'єднань, зменшити ризик негативних післяопераційних наслідків у випадках малих операційних полів або великих по перерізу тканин чи діаметру судин, що підлягають перекриттю, досягти кращих показників стабільності отриманих зварних з'єднань, розширити діапазон зварювання живих тканин і підвищити якість проведення хірургічних втручань.

Наглядне відображення переваг нового розробленого способу високочастотного з'єднання зварюванням біологічних тканин для різних областей хірургії відображено в наступних роботах: в нейрохірургії [16, 17], реконструктивно-відновлювальній [18], абдомінальній [19] та загальній [20] хірургії.

**Conclusions.** Проаналізовані існуючі наукові роботи та патенти з питань застосування імпедансометрії для диференціації біотканин різних типів в різних областях клінічної медицини. Об'єктом досліджень в даній роботі є вивчення можливості застосування імпедансу як основного параметру для керування процесом, здійснення автоматизації електрохірургічних технологій та отримання якісних з'єднань. Розроблено спосіб біполярного високочастотного зварювання



біологічних тканин, який засновано на вимірюванні імпедансу на протязі протікання процесу високочастотного зварювання біологічних тканин. Це дозволяє ліквідувати перепалення та недокоагуляцію зварних з'єднань, які притаманні попередньо впровадженим технологіям.

**Disclaimers:** The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

**Conflict of interest statement:** The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

### ORCID

**ORCID** 0000-0001-6070-3945 Andrii Dubko

**ORCID** 0000-0002-7559-7716 Nataliya Chvertko

**ORCID** 0000-0002-8692-6677 Alexei V. Lebedev

### REFERENCES:

1. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. Атлас/ под ред. Б.Е. Патона и О.Н. Ивановой. – Киев: Наукова думка, 2009. – 197 с.
2. Козин Ю.И., Леонидов В.И., Кравцов А.В., Бобнев Р.А. Устройство измерения электрических характеристик биоткани// Радиотехника. 2016. Вып. 187. - С. 138 – 142.
3. Торнуев, Ю.В., Хачатрян, Р.Г., Хачатрян, А.П., Махнев, В.П., Осенний, А.С. Электрический импеданс биологических тканей. – М.: Изд-во ВЗПИ, 1990. – 155с.
4. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека. — М.: Наука, 2009. — 392 с.
5. Ибрагимов Р. Ш. Устройство для измерения электропроводности биологических тканей и жидкостей // Новое в экспериментальной и клинической медицине: Тезисы докладов ко 2-й Конф. изобретателей и рационализаторов / Отв. ред. М. И. Лосева. Новосибирск, 1987. - С. 121 - 122.
6. Conway I. Electrical impedance tomography for monitoring of hyperthermia // Clin. Phys. and Physiol. Meas. 1987. Vol. 8. P. 141 - 146.

7. Белик Д. В., Белик К. Д. Импедансные медицинские системы для хирургии// Биотехносфера. - № 5–6 (11–12), 2010. - С. 78 -87.
8. Сердюченко Д.А., Заходяйченко М.А., Тезяев С.А. Обоснование необходимости введения блока обратной связи в электрохирургический аппарат // Электронный журнал. Молодежный научно-технический вестник. Издатель ФГБОУ ВПО “МГТУ им. Н.Э. Баумана”. Эл №. ФС77-51038. #2, февраль 2016.
9. Ефремов А.А., Писарева А.В., Николаев А.П. Применение импедансного электрохирургического аппарата в онкохирургии и разработка модуля обратной связи// Тенденции развития науки и образования. Сборник научных трудов, по материалам международной научно-практической конференции 25 июня 2016 г. Часть 2 Изд. НИЦ «Л-Журнал», 2016. – С.17-19.
10. Белов С.В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии: диссертация на соискание учёной степени доктора технических наук. - М., 2004. - 255 с.
11. Импедансная электрохирургия / Д. В. Белик. — Новосибирск: Наука, 2000. — 237 с.
12. Vaeltors, B. Bergdahl. "Automatically controlled Bipolar Electrocoagulation", Neurosurg. Rev., 1984. 7(2-3):187-9.
13. Патент UA № 44805. – Спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин і пристрій для його здійснення/ Патон Б.С., Лебедев В.К., Борона Д.С., Карчемський В.І., Фурманов Ю.О., Лебедев О.В., та інші., Опубл. Бюл. №3, 2002 р., пріор. 15.03.2002 р.
14. Paton B.E., Lebedev V.K., Vorona D.S., et al. Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough // Patent US 6562037. Publ. May 13, 2003.
15. № Патент UA № 106513. – Спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людей і тварин з використанням високочастотного струму/ Патон Б.С., Ткаченко В.А., Маринський Г.С., Подпрятков С.С., Чернець О.В., Чвертко Н.А., Дубко А.Г., Васильченко В.А., Сидоренко Д.Ф., Лебедев О.В., та інші. , Опубл. Бюл. №17, 2014 р., пріор. 10.09.2014 р.
16. V. Yu. Molotkovets, V. V. Medvediev, A. V. Korsak, Yu. B. Chaikovsky, G. S. Marynsky, V. I. Tsymbaliuk. Restoration of the Integrity of a Transected Peripheral Nerve with the Use of an Electric Welding Technology // Neurophysiology, Vol. 52, No. 1, January, 2020 P.31-42.

17. Патент України №135155 на корисну модель. Електрохірургічний пристрій для біполярного високочастотного з'єднання зварюванням тканин твердої мозкової оболонки в нейрохірургії. Васильченко В.А., Кваша М.С., Маринський Г.С., Кривцун І.В., Чвертко Н.А., Чернець О.В., Александров А.М., Лопаткіна К.Г., Ткаченко В.А., Кваша О.М., Дацаковський А.В. Заявка № u201810668, заявл. 29.10.2018. Опубліковано 25.06.2019, Бюл. № 12/2019.

18. Патент України №130973 на корисну модель. Біполярний високочастотний інструмент для реконструктивно-відновлювальної хірургії. Маринський Г.С., Васильченко В.А., Чвертко Н.А., Чернець О.В., Ткаченко В.А., Подпратов С.Є., Подпратов С.С., Дубко А.Г., Александров А.М., Лопаткіна К.Г., Ткаченко С.В. Заявка № u2018 02679, заявл. 16.03.2018. Опубліковано 10.01.2019, Бюл. № 1/2019.

19. Подпратов С. Є. Хірургічне лікування діастазу прямих м'язів живота та гриж на його тлі / С. Є. Подпратов, І. О. Белоусов, С. С. Подпратов, В. В. Іваха, В. П. Корчак // Шпитальна хірургія. Журнал імені Л. Я. Ковальчука . - 2019. - № 3. - С. 51-56.

20. A.V. Lebedev, A.G. Dubko. Use of Electric Welding of Living Tissues in Surgery // Biomedical Engineering, -2020 №1 P.1-6.

## PLAGIARISM REPORT:



## Отчет о проверке на заимствования №1



Автор: 4141184@kntu.net.ua / ID: 9432678  
 Проверяющий: (4141184@kntu.net.ua / ID: 9432678)  
 Отчет предоставлен сервисом «Антиплагиат» -

## ИНФОРМАЦИЯ О ДОКУМЕНТЕ

№ документа: 2  
 Начало загрузки: 10.11.2021 10:06:57  
 Длительность загрузки: 00:00:00  
 Имя исходного файла:  
 09\_11\_2021\_impedans\_article.pdf  
 Название документа:  
 09\_11\_2021\_impedans\_article  
 Размер текста: 25 кБ  
 Символов в тексте: 25246  
 Слов в тексте: 3230  
 Число предложений: 355

## ИНФОРМАЦИЯ ОБ ОТЧЕТЕ

Начало проверки: 10.11.2021 10:06:58  
 Длительность проверки: 00:00:03  
 Комментарии: не указано  
 Модуль поиска: Интернет



## ЗАЙМСТВОВАНИЯ

29,62%

## САМОЦИТИРОВАНИЯ

0%

## ЦИТИРОВАНИЯ

0%

## ОРИГИНАЛЬНОСТЬ

70,38%

Заимствования — доля всех найденных текстовых пересечений, за исключением тех, которые система отнесла к цитированиям, по отношению к общему объему документа.  
 Самоцитирования — доля фрагментов текста проверяемого документа, совпадающий или почти совпадающий с фрагментом текста источника, автором или соавтором которого является автор проверяемого документа, по отношению к общему объему документа.  
 Цитирования — доля текстовых пересечений, которые не являются авторскими, но система посчитала их использование корректным, по отношению к общему объему документа. Сюда относятся оформленные по ГОСТу цитаты; общеупотребительные выражения; фрагменты текста, найденные в источниках из коллекций нормативно-правовой документации.  
 Текстовое пересечение — фрагмент текста проверяемого документа, совпадающий или почти совпадающий с фрагментом текста источника.  
 Источник — документ, проиндексированный в системе и содержащийся в модуле поиска, по которому проводится проверка.  
 Оригинальность — доля фрагментов текста проверяемого документа, не обнаруженных ни в одном источнике, по которым шла проверка, по отношению к общему объему документа.  
 Заимствования, самоцитирования, цитирования и оригинальность являются отдельными показателями и в сумме дают 100%, что соответствует всему тексту проверяемого документа.  
 Обращаем Ваше внимание, что система находит текстовые пересечения проверяемого документа с проиндексированными в системе текстовыми источниками. При этом система является вспомогательным инструментом, определение корректности и правомерности заимствований или цитирований, а также авторства текстовых фрагментов проверяемого документа остается в компетенции проверяющего.

№	Доля в отчете	Источник	Актуален на	Модуль поиска
[01]	13,17%	Спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин і пристрій для його здійснення — UA 44805 <a href="http://uapatents.com">http://uapatents.com</a>	10 Авг 2018	Интернет
[02]	0%	Спосіб з'єднання м'яких біологічних тканин і пристрій для його здійснення — UA 44805 <a href="http://uapatents.com">http://uapatents.com</a>	21 Мая 2020	Интернет
[03]	2,34%	Спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людей і тварин з використанням височастотного струму — UA 106513 <a href="http://uapatents.com">http://uapatents.com</a>	17 Июл 2019	Интернет