

УДК 621.314.12

Є.Д. Дзюба, В.В. Перекрест, канд. техн. наукНаціональний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна, 16, корпус 12, м. Київ, 03056, Україна.

Електромагнітні і теплові процеси в перетворювачах для коагуляції біологічних тканин

В статті представлено модель біологічної тканини та алгоритм керування перетворювачем для високочастотної електрокоагуляції. Розглянуто особливості побудови моделі процесу нагріву біологічної тканини з урахуванням необхідних параметрів та допущень при розрахунках. Відображено основні принципи реалізації алгоритмів та законів керування для конкретних початкових умов. Даний підхід розглядається як основа для побудови алгоритмів керування перетворювачем для високочастотного з'єднання та перекриття судин. Бібл. 6, рис. 11.

Ключові слова: ВЧ-електрокоагуляція перетворювач; біологічна тканина; закон керування.

Вступ

В усьому світі проводяться дослідження в галузі малоінвазивної високочастотної (ВЧ) електрохірургії. Одним із прогресивних напрямків високочастотної електрохірургії є з'єднання і перекриття судин. В Україні над цією проблемою працюють вчені з інституту електрозварювання (ІЕ) ім. Є.О.Патона та науково-дослідного інституту прикладної електроніки (НДІ ПЕ) НТУУ «КПІ»[6].

Для отримання якісного ВЧ з'єднання і перекриття судин необхідно визначити алгоритм та закон керування високочастотним електрохірургічним апаратом (ЕХВА), які можуть змінювати рівень вихідної потужності в залежності від обраного режиму та сигналів зворотного зв'язку.

Особливістю режимів з'єднання і перекриття судин є:

- нагрів тканини електричним струмом високої частоти за допомогою спеціальних біполярних інструментів дозволяє отримати з'єднання попередньо розрізаної тканини;
- при нагріванні тканини її імпеданс Z спочатку зменшується і досягає мінімального значення Z_{\min} , а потім починається коагуляція білків тканини, що призводить до збільшення імпедансу;
- для успішного ВЧ-з'єднання або перекриття судин необхідно забезпечити стабілізацію імпедансу та температури на етапі коагуляції.

Тому дослідження теплових та електромагнітних процесів в тканині при її нагріві ВЧ струмом дозволяють створити нові алгоритми та закони керування вихідною напругою ЕХВА для забезпечення якісного ВЧ-з'єднання та перекриття судин.

Структурна схема ЕХВА

В статті розглядається прилад, структурна схема якого зображена на рис.1.

Вхідний модуль створює необхідні постійні напруги живлення всіх вузлів. Постійна напруга 300В регулюється транзисторним регулятором до заданих системою керування параметрів. Потім поступає на вхід ВЧ-інвертора, де перетворюється у змінну необхідної амплітуди. Система керування забезпечує заданий алгоритм роботи пристрою, в залежності від сигналів зворотнього зв'язку. Напруга та струм в навантаженні (сигнали зворотнього зв'язку) вимірюються і поступають на вхід системи керування.



Рис. 1. Структурна схема ЕХВА

Основною відмінністю даного апарата від відомих [2],[3],[4], є те що вимірювання напруги та струму відбувається безпосередньо на інструменті. Таке рішення дозволяє підвищити точність вимірювання та лінійність.

Вимірювання напруги та струму відбувається з інтегруванням, тобто середніх значень. При розрахунку отримується значення модуля імпедансу. Це дає змогу для моделювання використовувати спрощену схему, яка зображена на рис.2.

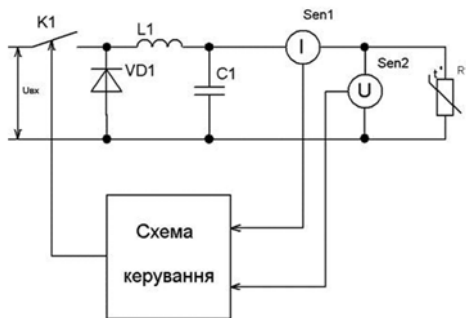


Рис. 2. Спрощена структурна схема ЕХВА

Оскільки активний опір ВЧ-інвертора значно менший ніж модуль імпедансу тканини, то ним можна знехтувати, а тканину з інструментом та з'єднувальними провідниками замінити еквівалентним нелінійним опором R_1 .

В [6] (рис.3) описано експериментальну залежність опору біологічної тканини від її температури. Видно, що її можна апроксимувати наступною функцією:

$$R(T) = \left| -k_1(T - T_{\text{поч}})^2 + R_{\text{поч}} \right| - \frac{k_2 \cdot T}{T_{\text{min}}} + k_2,$$

де $R(T)$ - опір тканини, k_1, k_2 - коефіцієнти, які залежать від конкретної тканини, T - температура тканини, $T_{\text{поч}}$ - температура тканини до початку коагуляції, $R_{\text{поч}}$ - опір тканини при початковій температурі, T_{min} - температура, при якій досягається мінімум опору.

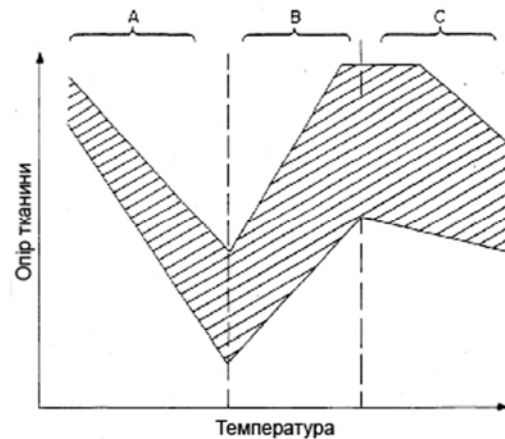


Рис. 3. Експериментальна залежність опору біологічної тканини від її температури

Побудова моделі біологічної тканини та алгоритму керування є технічним рішенням, що дозволяє розробити перетворювач, здатний забезпечити якісне з'єднання тканин та повторюваність результатів. Реалізація цього рішення передбачає розв'язання наступних задач:

- побудову електричної моделі опору біологічної тканини;
- побудову теплової моделі процесу коагуляції;
- розробку алгоритму керування потужністю перетворювача;

- отримання загальних математичних співвідношень, що об'єднують попередньо побудовані моделі;
- перевірка алгоритму з використанням розроблених моделей у віртуальному середовищі.

Електрична та теплова модель опору біологічної тканини

В якості моделі для розрахунків розглянемо затиснену між двома браншами інструменту судину (рис.4.).

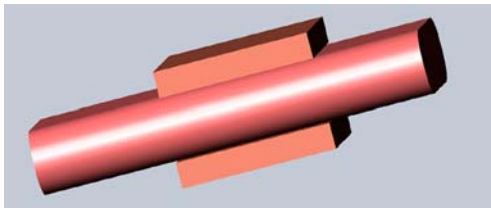


Рис. 4. Модель тканини для розрахунків

Електричний струм протікає через тканину між браншами інструменту, що призводить до її розігріву.

В найпростішому випадку знехтуємо втратами тепла. Вважатимемо, що все тепло іде на розігрів тканини.

Складемо ітераційну модель розігріву, яка буде описуватися наступними рівняннями:

$$t_{i+1} = t_i + dt;$$

$$R_i = \left| -k_1(T_i - T_{поч})^2 + R_{поч} \right| - \frac{k_2 \cdot T_i}{T_{min}} + k_2;$$

$$\Delta Q_i = \frac{\left(\frac{\gamma \cdot U_{max}}{1 + \frac{R_{др}}{R_i}} \right)^2}{R_i} \cdot dt; \quad T_{i+1} = T_i + \frac{\Delta Q_i}{c \cdot m},$$

де третє рівняння описує кількість теплоти, що виділяється за період, четверте рівняння – зміну температури за період, T_i - температура на i - му інтервалі, R_i - опір тканини на i - му інтервалі, γ - коефіцієнт заповнення імпульсами, $R_{др}$ - активний опір дроселя регулятора, U_{max} - напруга на вході регулятора, dt - період модуляції, ΔQ_i - кількість теплоти, що виділилась за i -й інтервал, c - теплоємність тканини, m - маса тканини між браншами.

Оскільки на робочій частоті ЕХВА активний опір дроселя значно менше ніж опір тканини, знехтуємо втратами в дроселі понижуючого імпульсного стабілізатора, і отримаємо наступну модель:

$$t_{i+1} = t_i + dt;$$

$$R_i = \left| -k_1(T_i - T_{поч})^2 + R_{поч} \right| - \frac{k_2 \cdot T_i}{T_{min}} + k_2;$$

$$\Delta Q_i = \frac{(\gamma \cdot U_{max})^2}{R_i} \cdot dt; \quad T_{i+1} = T_i + \frac{\Delta Q_i}{c \cdot m}.$$

Врахуємо втрати тепла, які будуть через бічну стінку судини в повітря за рахунок конвекції, вздовж судини через теплопровідність та на інструмент.

Ускладнимо модель для врахування втрати тепла через бічну стінку судини в повітря за рахунок конвекції, вздовж судини через теплопровідність та на розігрів інструменту.

Тоді модель розігріву буде описуватися наступними рівняннями:

$$t_{i+1} = t_i + dt;$$

$$R_i = \left| -k_1(T_i - T_{поч})^2 + R_{поч} \right| - \frac{k_2 \cdot T_i}{T_{min}} + k_2;$$

$$\Delta Q_i = \frac{(\gamma \cdot U_{max})^2}{R_i};$$

$$\Delta Q_{r_i} = 2 \cdot (b \cdot S_2 \cdot (T_i - T_{air}) \cdot dt) + 2 \cdot (a \cdot S_1 \cdot (T_i - T_0) \cdot dt) + 2 \cdot (d \cdot S_3 \cdot (T_i - T_{mi}) \cdot dt);$$

$$T_{i+1} = T_i + \frac{\Delta Q_i - \Delta Q_{r_i}}{c \cdot m};$$

$$T_{mi+1} = T_{mi} + \frac{d \cdot S_3 \cdot (T_i - T_{mi}) \cdot dt - e \cdot S_3 \cdot (T_{mi} - T_{air}) \cdot dt}{c_m \cdot m_m},$$

де четверте рівняння описує кількість теплоти, яку втрачає тканина за період, п'яте рівняння описує зміну температури браншів інструменту за період, a, b, d, e - коефіцієнти теплопровідності та тепловіддачі з поверхні тканини в повітря, теплопередачі тканина-метал та метал-повітря відповідно, ΔQ_{r_i} - кількість теплоти, що була розсіяна за i -й інтервал, S_1, S_2, S_3 - площі бічних поверхонь тканини, T_{mi} - температура браншів інструменту на i -му інтервалі, T_{air} - температура повітря, c_m - теплоємність металу браншів, m_m - маса браншів.

Моделі розроблені в роботі можуть використовуватися для розрахунку процесу біполярного з'єднання біологічних тканин, перевірки алгоритмів роботи ЕХВА, розробки алгоритмів та вдосконалення вже існуючих. Дані моделі враховують якісні характеристики тканини, залежності їх від температури.

Алгоритм керування процесом біполярного з'єднання та перекриття судин

Алгоритм керування процесом розроблено для використання на мікроконтролері. Він враховує не лише опір тканини, але і максимальний час електрохірургічного впливу на біологічні тканини. Структурна схема алгоритму зображена на рис. 5.

Алгоритм передбачає 3 етапи: розігрів тканини лінійно зростаючою напругою, стабілізацію

опору тканини, та підтримання опору тканини в заданих межах (коагуляція).

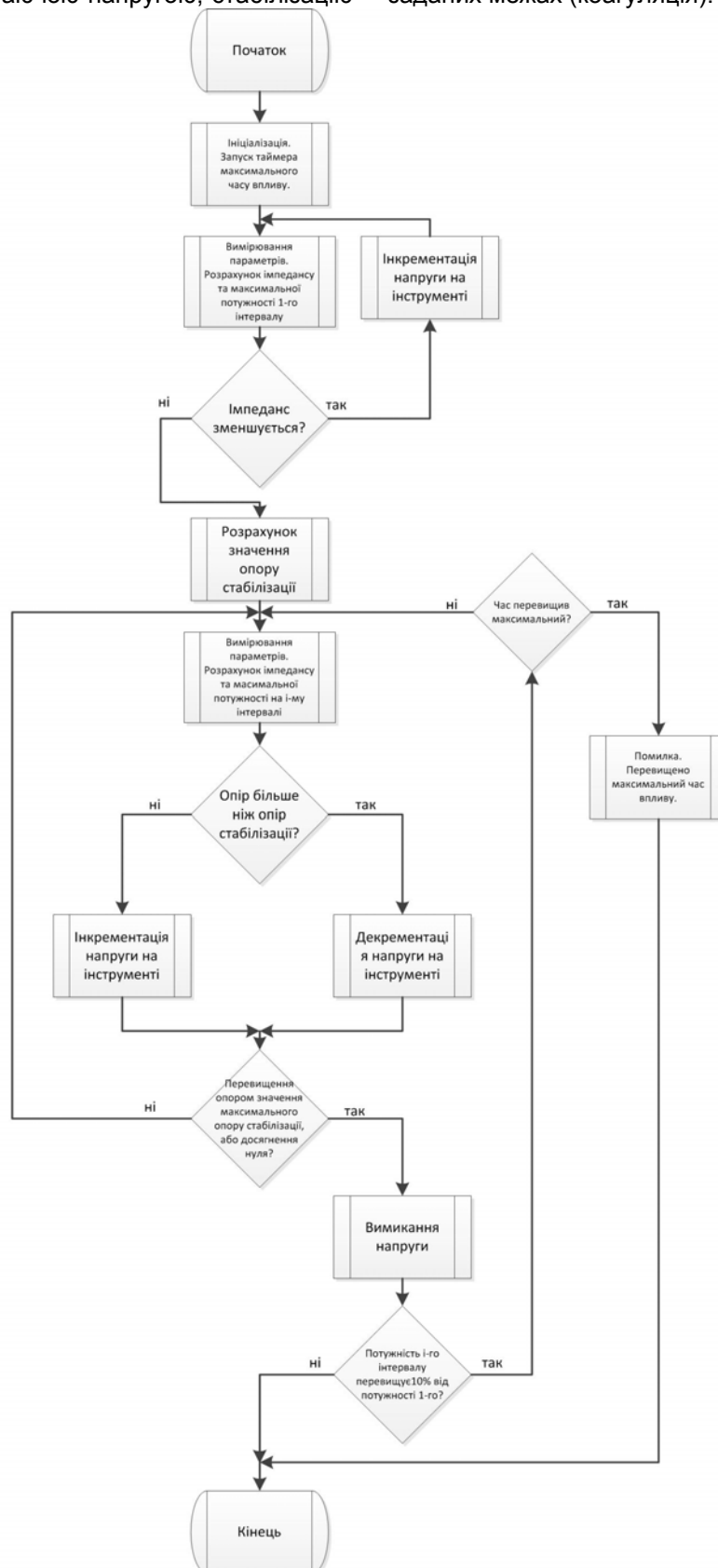


Рис. 5. Структурна схема алгоритму керування процесом коагуляції

Результати моделювання

Розрахунок моделей було проведено в середовищі MATLAB, яке дозволяє виконати числові розрахунки та побудувати часові діаграми у зручному вигляді.

В якості моделі біологічної тканини було обрано яєчний білок курячого яйця. Така модель якісно відображає всі процеси, які протікають при коагуляції [1].

Для розрахунків було задано наступні початкові умови: температура повітря, тканини та браншів інструменту на початку - 20°C , густина тканини - 1035 кг/м^3 , питома теплоємність тканини $3400\text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$, температура коагуляції – $57 - 60^{\circ}\text{C}$, коефіцієнти $a=0.5$, $d=300$, $e=5.6$, $b=5$, напруга живлення регулятора $U_0=150\text{В}$.

Коагуляція закінчується коли максимальна миттєва потужність поточного періоду (другого та наступних) не перевищує 10% від першого.

На рис. 6 – рис. 11. зображено результати моделювання, а саме зміну коефіцієнту заповнення імпульсами, температури тканини, температури браншів інструменту та опору тканини.

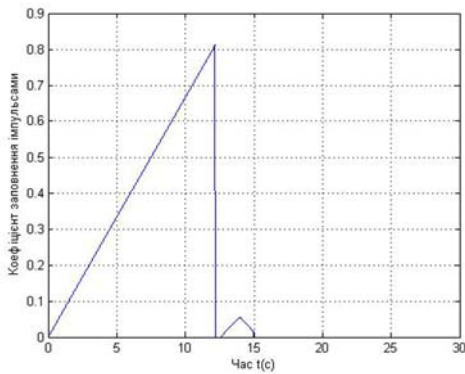


Рис. 6. Зміна коефіцієнту заповнення імпульсами при коагуляції

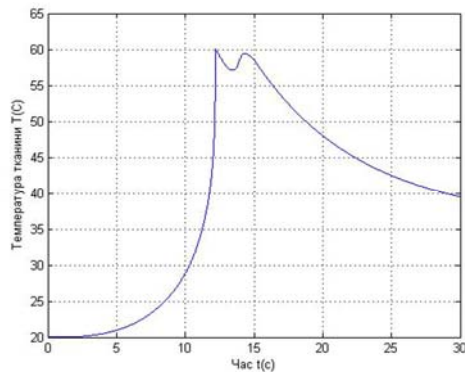


Рис. 7. Зміна температури тканини при коагуляції

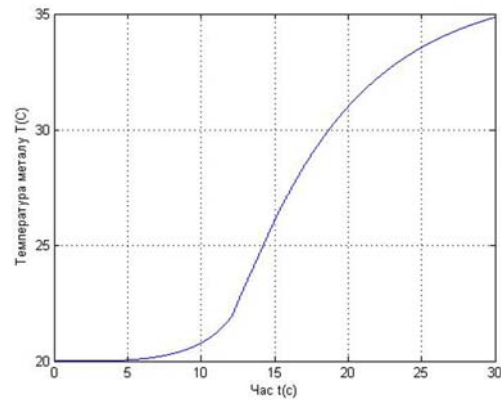


Рис. 8. Зміна температури браншів при коагуляції

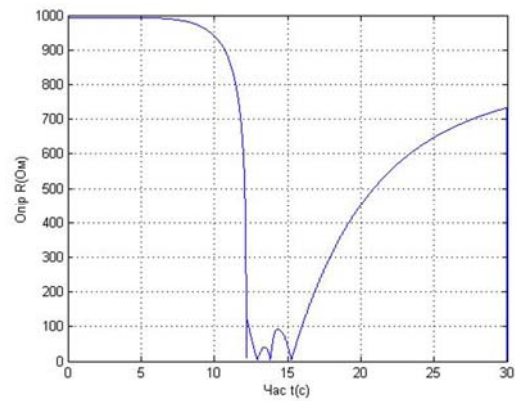


Рис. 9. Зміна опору тканини при коагуляції

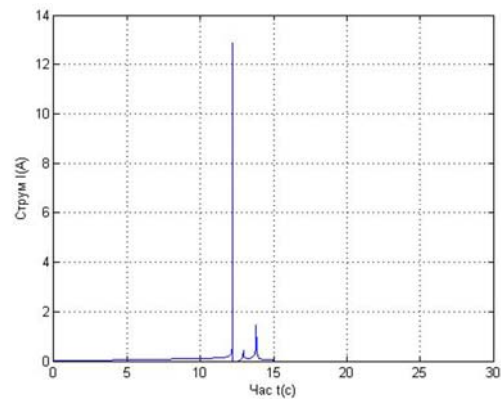


Рис. 10. Зміна струму при коагуляції

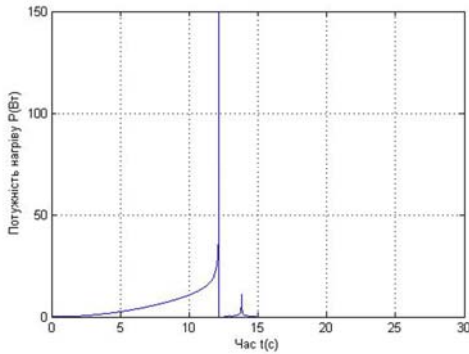


Рис. 11. Зміна миттєвої потужності при коагуляції

На діаграмі потужності (рис.11) видно, що максимальна миттєва потужність другого періоду менша ніж 10% від максимальної миттєвої потужності першого, тому система приймає рішення про закінчення процесу коагуляції.

Висновки

Одним із прогресивних напрямків розвитку високочастотної електрохірургії є високочастотне з'єднання і перекриття судин

Розроблені електромагнітні та теплові моделі дозволяють проводити розрахунок та перевірку алгоритмів і законів керування процесом ВЧ-з'єднання та перекриття судин.

Результати є основою для вдосконалення існуючих алгоритмів керування вихідною потужністю ЕХВА та створення нових. Модель використовувалася для розробки алгоритму процесу біполярного з'єднання біологічних тканин, який враховує імпеданс тканини і максимальний час електрохірургічного впливу на тканини. Розвитком даного напрямку може бути створення електрохірургічного апарату, який відповідатиме розробленому алгоритму.

УДК 621.314.12

Е.Д. Дзюба, В.В. Перекрест, канд. техн. наук

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
ул. Политехническая, 16, корпус 12, г. Киев, 03056, Украина.

Электромагнитные и тепловые процессы в преобразователях для коагуляции биологических тканей

Во всем мире проводятся исследования в области малоинвазивной высокочастотной (ВЧ) электрохирургии. Одним из прогрессивных направлений высокочастотной электрохирургии является высокочастотная соединения и перекрытия сосудов.

Список использованных источников

1. Белов С. В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии: дис. доктора техн. наук : 05.11.17 / Белов Сергей Владимирович. — М., 2004. — 255 с.
2. Пат. EP1810633A2, МПК А61В 18/12. A system for controlling an electrosurgical generator having an impedance based control algorithm. / Weinberg Craig, Leidich Kari; filed 24.01.2007, published 25.07.2007.
3. Пат. US6033399 США, МПК А61В 17/38. Electrosurgical generator with adaptive power control; David Lee Gines; filed Apr. 9, 1997, published Mar. 7, 2000.
4. Пат. US6203541B1 США, МПК А61В 18/12. Automatic activation of electrosurgical generator bipolar output; David Keppel; filed Apr. 23, 1999, published Mar. 20, 2001.
5. Пат. US5472443 США, МПК А61В 17/39. Electrosurgical apparatus employing constant voltage and method of use; Jack C. Cordis, Dennis J. Denen, Philip E. Eggers, John J. Knittle, Raymond C. Ramsey, Robert F. Shaw; filed Mar. 17, 1994, published Dec. 5, 1995.
6. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. Атлас/под редакцией Б.Е. Патона и О.Н. Ивановой. — К.: Наукова думка, 2009. — 200 с.

Поступила в редакцию 20 сентября 2014 г.

В статье представлена модель биологической ткани и алгоритм управления преобразователем для высокочастотной электрокоагуляции. Рассмотрены особенности построения модели процесса нагрева биологической ткани с учетом необходимых параметров и допущений при расчетах. Отражены основные принципы реализации алгоритмов и законов управления для конкретных начальных условий. Проведены расчеты и получены результаты. Библ. 6, рис. 11.

Ключевые слова: ВЧ-электрокоагуляция; преобразователь; биологическая ткань; закон управления.

UDC 621.314.12

I.D.Dziuba, V.V. Perekrest, Ph.D.

National Technical University of Ukraine "Kiev Polytechnic Institute",
str. Polytechnique, 16, a housing 12, Kiev, 03056, Ukraine.

Electromagnetic and thermal processes in invertors for the coagulation of biological tissue

Around the world, studies in the field of minimally invasive radio frequency electrosurgery. One of the most progressive areas of high-frequency electrosurgery is the high-frequency welding and overlapping vessels.

The paper presents a model of the biological tissue and the control algorithm for high-frequency electrosurgical inverter. The features of the model building process of heating of biological tissue with the necessary parameters and assumptions in the calculations. The main principles of the algorithms and control laws for specific initial conditions. The calculations and results were obtained. Reference 6, figures 11.

Keywords: RF-electrocoagulation; inverter; biological tissue; the control law.

References

1. Belov S. V. (2004), The study of the principles of electrosurgical effects and the development of scientific bases dock design apparatus and devices for high-frequency electrosurgery: Dis. ... Dr. tech. sciences: 05.11.17. Sergey Belov. M., P. 255.(RUS)
2. Pat. EP1810633A2, IPC A61B 18/12. A system for controlling an electrosurgical generator having an impedance based control algorithm. / Weinberg Craig, Leidich Kari; filed 24.01.2007, published 25.07.2007.
3. Pat. US6033399 USA, IPC A61B 17/38. Electrosurgical generator with adaptive power control; David Lee Gines; filed Apr. 9, 1997, published Mar. 7, 2000.
4. Pat. US6203541B1 USA, IPC A61B 18/12. Automatic activation of electrosurgical generator bipolar output; David Keppel; filed Apr. 23, 1999, published Mar. 20, 2001.
5. Pat. US5472443 США, IPC A61B 17/39. Electrosurgical apparatus employing constant voltage and method of use; Jack C. Cordis, Dennis J. Denen, Philip E. Eggers, John J. Knittle, Raymond C. Ramsey, Robert F. Shaw; filed Mar. 17, 1994, published Dec. 5, 1995.
6. Tkanesokhraniayushchaya visokochastotnaya elektrovarochnaya hirurgiya. Atlas/pod redakciyey B.E. Patona i O.N. Ivanovoy. – K.:Naukova dumka, 2009.-200s.(RUS)