

# БЕСКОНТАКТНЫЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ СВАРКЕ ТКАНЕЙ

Шлыков В.В., доц., к.т.н.

[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Кафедра биомедицинской инженерии

Национального технического университета

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»,

г. Киев, Украина

Дубко А.Г., доц., с.н.с.

[andreyies17@gmail.com](mailto:andreyies17@gmail.com)

Отдел сварки и родственных технологий в медицине и экологии

Института электросварки имени Е.О.Патона НАН Украины,

г. Киев, Украина

*Реферат* – Предложен метод температурного контроля при высокочастотной сварке мягких живых тканей, который позволяет исследовать распределение температурных полей в биологических тканях для учета действия скин-эффекта при прохождении тока в процессе электрохирургических вмешательств. Мониторинг температуры при соединении живых мягких биологических тканей путем сварки позволяет контролировать энергию, которую необходимо подавать в объеме, достаточном для формирования постоянной деструкции ткани миокарда.

*Ключевые слова* – температурный контроль, высокочастотная сварка, электрохирургия, биологическая ткань, распределение температуры, термограф, сердце.

## I. ВВЕДЕНИЕ

Ток высокой частоты (ВЧ) применяют во многих областях хирургии [1–3]. Также он применяется для соединения живых мягких биологических тканей сваркой [4–6]. В частности, перспективным направлением является использование аппаратуры для ВЧ сварки живых тканей в кардиохирургии для диатермокоагуляции тканей и остановки кровотечений во время операции на открытом сердце. В зависимости от рабочего режима максимальная исходная мощность сварочного аппарата, например, аппарата ASU (Atricure Ablation and Sensing Unit) фирмы Atricure, лежит в пределах от 12 Вт до 30 Вт. Температура сварки при этом измеряется с помощью термопары, которая находится на неподвижном электроде биполярного зажима. Ближайшим отечественным аналогом является аппарат ЕКВЗ-300 для ВЧ сварки живых тканей, который выпускается Институтом электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины.

В работах [7, 8] моделируется прохождение ВЧ тока при электрохирургических вмешательствах, но не учитывается действие скин-эффекта, который снижает практическую ценность полученных результатов. Моделирование физических процессов и экспериментальные исследования при электрохирургическом вмешательстве играют важную роль в разработке новых методов лечения. Широкое использование компьютерной техники и новых информационных технологий приводит к значительному снижению затрат на разработку новых методов лечения.

Моделирование стационарного распределения плотности ВЧ тока в электродах электрохирургических инструментов с разными поперечными сечениями, с учетом скин-эффекта описан в работах [9, 10]. Данная работа посвящена исследованию и контролю распределения температурных полей в биологических тканях при электрохирургическом воздействии с помощью инфракрасного термографа.

Для того, чтобы восстановление физиологических функций того или иного

органа протекало достаточно быстро и не влекло за собой осложнений, тепловое вложение должно быть минимальным, но достаточным для образования качественного соединения.

Распределение температуры в материале описывается уравнением теплопроводности (1), которое имеет вид:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla(k \nabla T) = Q, \quad (1)$$

где  $\rho$  – плотность;  $C$  – удельная теплоемкость;  $k$  – коэффициент теплопроводности;  $\nabla$  – оператор набла;  $Q$  – функция распределения источников нагрева;  $T$  – температура;  $t$  – время.

Для решения этой задачи теплопередачи в первую очередь необходимо решить электромагнитную задачу, и в результате найти  $Q$  – функцию распределения источников нагрева.

Из уравнений Максвелла [11] вытекает уравнение (2), которое описывает электромагнитные процессы в проводящих средах.

$$-\nabla \left( \frac{1}{\mu} \nabla E \right) + (j\omega\sigma - \omega^2 \varepsilon) E = 0, \quad (2)$$

Где  $E$  – напряженность электрического поля;  $\mu$  – магнитная проницаемость проводящей среды;  $j$  – мнимая единица;  $\omega$  – угловая частота;  $\sigma$  – удельная электропроводность;  $\varepsilon$  – диэлектрическая проницаемость проводящей среды.

Уравнение (2) позволяет определить напряженность электрического поля  $E$  и распределение источников нагрева  $Q$  при протекании высокочастотного тока в проводящих средах.

$$Q = \sigma \cdot E^2, \quad (3)$$

Математическое моделирование распределения температурных полей в двухфазной среде (электрод – биологическая ткань) на частоте 440 кГц детально рассмотрено в работе [12].

## II. ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЙ

В настоящей статье исследуется распределение температурного поля с помощью инфракрасного термографа при тканесохраняющей технологии сварки биологических тканей.

Для того, чтобы хирург во время выполнения операции не отвлекался на настройку аппаратуры, в электрокоагуляторе

ЕКВЗ-300 применяется автоматическая система управления. На первом этапе работы алгоритма такая система автоматически определяет условия, при которых возможно образование соединения, а на втором – эти условия воспроизводятся и определяется момент, когда нагрев свариваемой ткани может быть завершен. Импеданс живой мягкой ткани используется в качестве обратной связи для автоматического управления ЕКВЗ-300, но не абсолютное его значение, а характер его изменения и относительное значение, представляющее частное от деления текущего значения импеданса на его минимальное значение. Поэтому описанный алгоритм исследования обладает свойством универсальности. Разработанные на этой основе программы обеспечивают щадящие режимы воздействия на различные живые мягкие ткани [13].

## III. ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫЕ СРЕДСТВА ИССЛЕДОВАНИЯ

Для реализации неинвазивного метода контроля температуры в тканях изолированного сердца была выполнена абляция тканей током высокой частоты при следующих параметрах аппарата ЕКВЗ-300: исходная амплитуда напряжения 45В; модуляция 20 кГц; частота 440 кГц.

Неинвазивный контроль температуры выполнялся с применением термографа FLIR i7, который регистрирует термограммы с частотой 9Гц в спектральном диапазоне 8 – 14 мкм на основе не охлаждающей матрицы размером 320×240 элементов, и температурной чувствительностью 0,1°С. Термограф FLIR i7 позволяет получить последовательность инфракрасных изображений биологического объекта и хирургических инструментов при ВЧ сварке живых тканей.

Применение аппарата ЕКВЗ-300 для ВЧ сварки живых тканей и термографа FLIR i7 в комплексе с современным хирургическим оборудованием, которое обеспечивает защиту миокарда в условиях искусственного кровообращения, показывает, что использование данного оборудования может быть довольно

эффективным для проведения абляции (разрушение проводящих путей сердца).

#### IV. БЕСКОНТАКТНЫЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ

Использование в паре с аппаратом ЕКВЗ-300 бесконтактного метода контроля температуры на основе разработанной термографической системы позволяет реализовать мониторинг допустимой температуры при ВЧ сварке тканей миокарда, которая является максимальной между парами электродов. Благодаря динамическому мониторингу и настройке мощности в зависимости от проводимости ткани, энергия подается в объеме, необходимом для формирования постоянной деструкции ткани миокарда.

Измерение температуры между парами электродов проводилось с применением термографической системы на основе термографа FLIR i7 для нескольких подобранных оптимальных режимов работы биполярного ножа при резекции отдаленной сердечной ткани.

При ВЧ-сварке тканей миокарда более лабильные глобулярные белки претерпевают тепловую денатурацию – повышение температуры вызывает структурный переход, в результате которого формируются клееподобные субстанции. Параметры режима сварки устанавливаются и поддерживаются по результатам идентификации типа ткани, ее состояния и т.п. В результате использования режимов коагуляции, в данном исследовании режима 1 – 100% мощности и режима 3 – 50% мощности, достигается оптимальное воздействие ВЧ-тока на оперируемую ткань, что в конечном результате приводит к получению высококачественного соединения.

Для термографических измерений была реализована схема исследования температурного поля на поверхности сердца, в которой применен инфракрасный термограф FLIR i7 в спектральном диапазоне 7,5 - 13 мкм с температурной чувствительностью не менее 0,1°C и системой охлаждения сенсорных элементов матрицы.

Перед проведением исследований в

настройки термографа вводятся следующие параметры: коэффициент излучения (для крови  $\varepsilon = 0,96$ ), температура окружающей среды для компенсации излучения, которое отражается от объекта измерения, расстояние между объектом и объективом термографа (от 0,1 м до 1 м), относительную влажность воздуха (первоначальное значение 50%). Влияние температуры окружающей среды можно считать неизменным, погрешность измерения температуры составила не более  $\pm 2\%$  в диапазоне измерения температуры от 0°C до 80°C.

Зависимости исходной мощности  $W, \text{Вт}$  от сопротивления нагрузки электрокоагулятора  $R, \text{Ом}$  на всех режимах работы показаны на рис. 1.

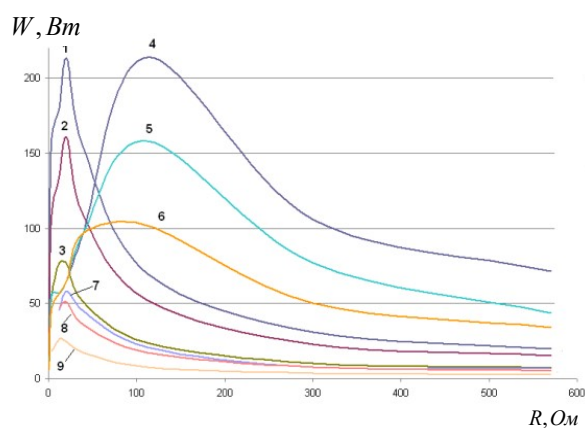


Рис. 1. Зависимости входной мощности от сопротивления нагрузки электрокоагулятора на всех режимах работы: 1 – коагуляция (100% мощности), 2 – коагуляция (75% мощности), 3 – коагуляция (50% мощности), 4 – резание (100% мощности), 5 – резание (75% мощности), 6 – резание (50% мощности), 7 – сварка (100% мощности), 8 – сварка (75% мощности), 9 – сварка (50% мощности).

Исследование температуры между парами электродов биполярного ножа проводилось для двух режимов работы (рис. 2): 1 – коагуляция (100% мощности), 3 – коагуляция (50% мощности).

Начальные условия исследования следующие: изолированное сердце свиньи, которое охлаждено до температуры 10°C, что отвечает состоянию глубокой гипотермии в условиях искусственного кровообращения (рис. 3).



Рис. 2. Абляция тканей сердца током высокой частоты.

Время охлаждения сердца до 10°C составило не более 20 мин, что соответствует длительности процесса гипотермии для сердца человека.

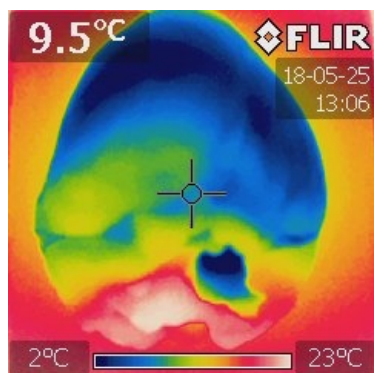


Рис. 3. Изолированное сердце свиньи, которое охлаждено до температуры 10°C: а – термограмма охлажденного сердца, б – изображение изолированного сердца.

Режим коагуляции – 1 (100% мощности) применялся для участка миокарда толщиной 4 мм, а режим коагуляции – 3 (50% мощности) применялся для участка миокарда толщиной 4 мм. Термограммы сердца свиньи в начале ВЧ сварки (рис. 4), а также в конце ВЧ сварки и процессе охлаждения (рис. 5) для двух образцов миокарда разной толщины (2 мм и 4 мм) показывают, соответственно, разную динамику прогрева и охлаждения после снятия зажима. Длительность единичного высокочастотного воздействия не превышала 1 сек., что соответствует продолжительности аппликации в каждой точке при купировании аритмии в области треугольника Коха.

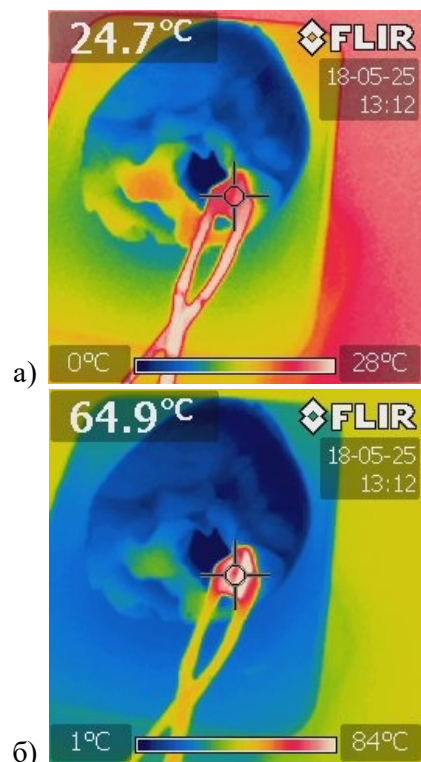


Рис. 4 (а, б). Термограммы участка миокарда толщиной 2 мм, который подвергается ВЧ сварке в режиме постоянного напряжения: а – в начале процесса, б – в конце (через 3 с) процесса ВЧ сварки.

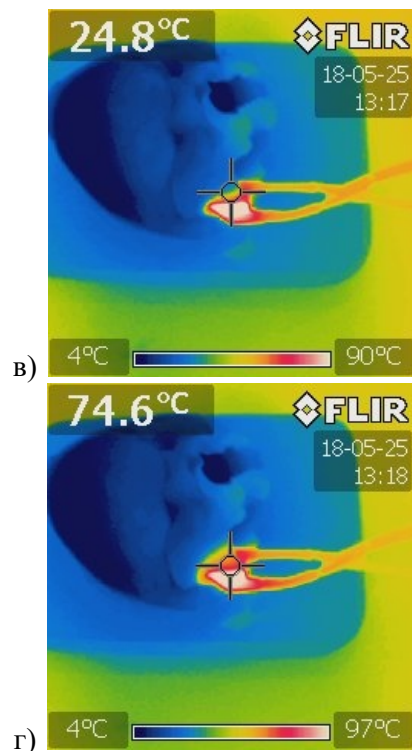


Рис. 4 (в, г). Термограммы участка миокарда толщиной 4 мм, который подвергается ВЧ сварке в режиме постоянного напряжения: а – в начале процесса, б – в конце (через 5 с) процесса ВЧ сварки.



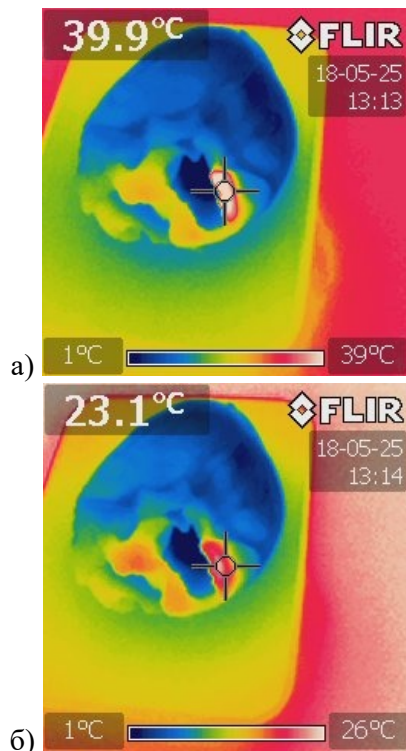


Рис. 5 (а, б). Термограмм участка миокарда толщиной 2 мм, который остывает: а – через 1 с после ВЧ сварки, б – через 1 мин. после ВЧ сварки.

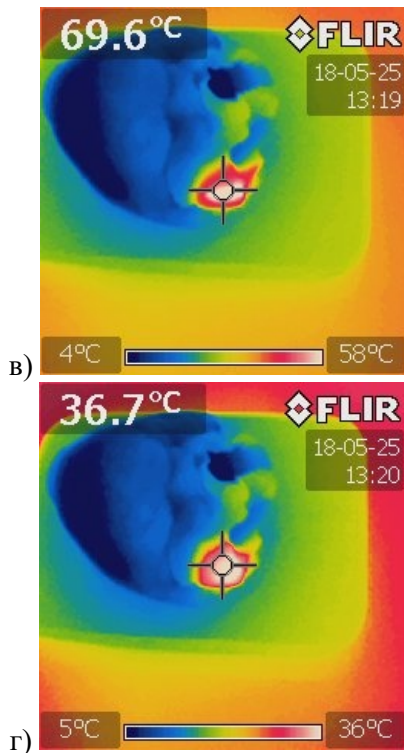


Рис. 5 (в, г). Термограммы участка миокарда толщиной 4 мм, который остывает: а – через 1 с после ВЧ сварки, б – через 1 мин. после ВЧ сварки

Изменения температуры участка миокарда толщиной 2 мм и 4 мм, в процессе

высокочастотной сварки и охлаждения тканей сердца до исходной температуры, представлены на рис. 6.

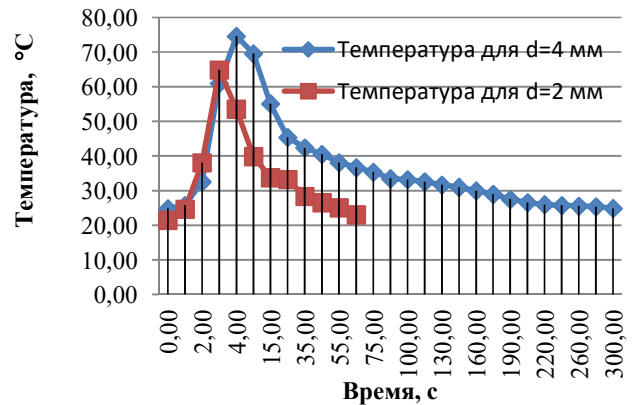


Рис. 6. Изменение температуры участка миокарда толщиной 2 мм и 4 мм в процессе ВЧ сварки и охлаждения до исходной температуры

Полученные зависимости (рис. 6) температуры миокарда от времени для процесса ВЧ сварки описывают процесс охлаждения участка миокарда толщиной 2 мм и 4 мм, а также показывают возможность применения метода неинвазивного контроля температуры для выбора оптимального режима работы сварочного аппарата при коагуляции сердечной ткани.

## V. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Главным результатом применения метода контроля температуры является определение момента времени для снятия электродов, которое позволяет проводить абляцию тканей сердца без их обугливания. Поскольку тепловой процесс охлаждения сердца после ВЧ сварки имеет экспоненциальную зависимость, то расчетное время повторной абляции одного участка миокарда составляет:

$$t = 3,14 \cdot \tau, \quad (4)$$

где  $\tau$  – время ВЧ сварки до снятия зажима.

Это позволяет избежать деструкции ткани в области сварки. Например, если при ВЧ сварке миокарда температура тканей повысилась до 60°C за время 3 - 4 секунды, то для избегания деструкции сердечной ткани повторную коагуляцию нужно проводить через 9 - 12 секунд. В кардиохирургии после выполнения радиочастотной абляции в аритмогенной

зоне примерно через 20 мин. проводят электрофизиологическое исследование с цифровой записью поверхностной электрокардиограммы и при необходимости повторяют процедуру высокочастотного воздействия.

Характерный вид теплового портрета сердца человека в конце процесса ВЧ сварки тканей миокард представлен на рисунке 7 [19].



Рис. 7. Фрагмент теплового портрета в конце процесса ВЧ сварки тканей миокарда человека

Наименьшая температура в миокарде регистрируется в точке Sp1 – 28,2°C, а сравнительно высокая в точке Sp2 – 32,6°C. Таким образом, на участках открытой поверхности миокарда различие температур может достигать величины 6–7°C. Такое различие температур в участке миокарда, который подвергается ВЧ воздействию, свидетельствует об эффективном разрушении проводящих путей сердца.

Исследование нестационарного распределения температурного поля с помощью инфракрасного термографа является примером использования тканесохраняющей технологии ВЧ-сварки биологических тканей в кардиохирургии. Предложенный способ неинвазивного контроля температуры тканей миокарда позволяет повысить эффективность лечения кардиохирургических больных за счет повышения качества трансмуральной абляции проводящих путей сердца, диатермокоагуляции тканей и остановки кровотечений в процессе операции.

Таким образом, применение бесконтактного метода контроля температуры на основе разработанной термографической системы позволяет проводить мониторинг температур в УДК 616.1–616.7

миокарде и между парами электродов при ВЧ сварке тканей сердца. Внедрение метода контроля температуры при соединении живых мягких биологических тканей ВЧ сваркой, обеспечивает формирование постоянной деструкции ткани миокарда в условиях искусственного кровообращения.

## ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК

- [1] Белов С. В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии / С. В. Белов, автореф. дис. докт. техн. наук. // – М.: – 2004. – 53 с.
- [2] Kuroda Y. Electrical-thermal-structural coupling simulation for electrosurgery simulators / Y. Kuroda, S. Tanaka, M. Imura, O. Oshiro // 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. IEEE Publ. – 2011. – P. 322–325. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090084.
- [3] Dodde R. E. Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage / R. E. Dodde, J. S. Gee, J. D. Geiger, A. J. Shih// IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2012. – Vol. 59, Issue 1. – P. 167–173. doi: 10.1109/TBME.2011.2168956.
- [4] В. Е. Патон, Welding and Related Technologies for Medical Application, The Paton Welding J. 11 (2008) 11-19.
- [5] N. Umanets et al, High-Frequency Electric Welding: a Novel Method for Improved Immediate Chorioretinal Adhesion in Vitreoretinal Surgery, Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. 252(11) (2014) 1697-1703.
- [6] O. Linchevskyy, A. Makarov, V. Getman, Lung Sealing Using the Tissue-Welding Technology in Spontaneous Pneumothorax, Eur. J. Cardiothorac. Surg. 37(5) (2010) 1126-1128.
- [7] Suarez A. G. Mathematical modeling of epicardial RF ablation of atrial tissue with overlying epicardial fat / A. G. Suarez, F. Hornero, E. J. Berjano // The Open Biomedical Engineering Journal. – 2010. – Vol. 4, Issue 1. – P. 47–55. doi: 10.2174/1874120701004010047.
- [8] Tungjitkusolmun S. Finite Element Analyses for a Study of Hepatic Cancer Tissue Destruction using Monopolar and Bipolar Radio-Frequency Ablation /S.Tungjitkusolmun// INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED BIOMEDICAL ENGINEERING Vol. 2, Issue 1. – 2009. – P. 33–38.
- [9] V. Sydorets, A. Dubko, Increase of Efficiency of Electrosurgical Tools for Welding of Live Biological Tissues, 2nd International Conference on Intelligent Energy and Power Systems (IEPS -2016), Kyiv, Ukraine (2016) 236-238.
- [10] V. Sydorets, A. Dubko, O. Bondarenko, R. Kosenko, Influence of Skin Effect on Current Flow Through Electrodes of Electro-Surgical Instruments and Biological Tissue, 15th Biennial Conference on Electronics and Embedded Systems (BEC-2016), Tallinn, Estonia, (2016), pp. 211-214.
- [11] ZoyaPopovic, BrankoD.Popovic. Introductory Engineering Electromagnetics. Prentice Hall, 1999.–548p.
- [12] Dubko, A., Sydorets, V., Bondarenko, O. Simulation of the Temperature Distribution with High-Frequency Electrosurgical Heating. 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO – 2018), Kyiv, Ukraine. 2018; 394-397.
- [13] В.Е. Патон, О.Н. Иванова. (Eds), Tissue-Preserving High Frequency Electrowelding Surgery, Kyiv, Naukovadumka, 2009 (in Russian). – 200 p.

# БЕЗКОНТАКТНИЙ МЕТОД КОНТРОЛЮ ТЕМПЕРАТУРИ ПРИ ВИСОКОЧАСТОТНОМУ ЗВАРЮВАННІ ТКАНИН

*Шликов В.В.*, доц., к.т.н.

[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Кафедра біомедичної інженерії

Національного технічного університету

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

м.Київ, Україна

*Дубко А.Г.*, доц., с.н.с.

[andreyies17@gmail.com](mailto:andreyies17@gmail.com)

Відділ зварювання і споріднених технологій в медицині та екології

Інституту електрозварювання імені Є.О.Патона НАН України,

м.Київ, Україна

*Реферат* – Запропоновано метод температурного контролю при високочастотному зварюванні м'яких живих тканин, який дозволяє досліджувати розподіл температурних полів в біологічних тканинах для врахування дії скін-ефекту при проходженні струму в процесі електрохірургічних втручань. Моніторинг температури при з'єднанні живих м'яких біологічних тканин шляхом зварювання, дозволяє контролювати енергію, яку необхідно подавати в обсязі достатньому для формування постійної деструкції тканини міокарда.

*Ключові слова* – температурний контроль, високочастотне зварювання, електрохірургія, біологічна тканина, розподіл температури термограф, серце.

UDC 616.1–616.7

## THE CONTACTLESS METHOD OF TEMPERATURE CONTROL FOR HIGH FREQUENCY WELDING OF TISSUE

*Shlykov V.V.*, Assoc. Professor, Ph.D.

[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Department of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,

Kiev, Ukraine

*Dubko A.G.*, Assoc. Professor, S.N.S.

[andreyies17@gmail.com](mailto:andreyies17@gmail.com)

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology

E.O.Paton Electric Welding Institute,

Kiev, Ukraine

*Abstract* – In the paper a method of temperature monitoring for high frequency welding of soft tissues is presented. The method enables to investigate the distribution of temperature fields in biological tissues. This allows to assess the influence of the skin effect on current passage in a process of electrosurgical interventions. The present paper describes an investigation of distribution of temperature fields in biological tissues affected by electrosurgery upon use of an infrared thermograph. In the experiment, the dynamics of temperature distribution in the tissue was registered upon using thermal imaging cameras FLIR i7. Ablation of the tissues by HF current was performed with EKB3-300 unit (E.O. Paton Electric Welding Institute). Most important result of application of the method of temperature monitoring is an establishment of the moment for removal of the electrodes that ensures an avoidance of carbonization of the cardiac tissues during their ablation.

*Keywords*– temperature control, high-frequency welding, electrosurgery, biological tissue, temperature distribution, thermograph, heart.