

УДК 617.735:621.791.7-092.9(083.53)

## Визначення порогових параметрів електричного струму при високочастотному електрозварюванні сітківки в експерименті та на основі двовимірного чисельного моделювання в залежності від внутрішньоочного вмісту (скловидне тіло, перфтордекалін, повітря)

М. М. Уманець<sup>1</sup>, к. мед. н., Н. В. Пасечнікова<sup>1</sup>, д. мед. н., проф., В. О. Науменко<sup>1</sup>, д. мед. н., Ф. А. Птащенко<sup>2</sup>, к. ф-м. н.

<sup>1</sup> ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім.

В. П. Філатова НАМН України»

<sup>2</sup> Одеська національна морська академія, кафедра фізики і хімії

E-mail: n.umanets@mail.ru

**Введение.** Высокочастотная электросварка биологических тканей (ВЭБТ) применяется в витреоретинальной хирургии для ретинопексии и гемостаза. Параметры тока могут зависеть от внутриглазного содержимого (стекловидное тело, перфтордекалин, воздух).

**Цель.** Определить пороговые параметры электрического тока при высокочастотной электросварке сетчатки в эксперименте в зависимости от внутриглазного содержимого и обосновать их на основании двухмерного численного моделирования.

**Материал и методы.** Для эксперимента были подобраны 4 взрослых, здоровых кролика, породы шиншилла (8 глаз). Основная группа (3 кролика, 6 глаз) — на правых глазах ВЭБТ выполняли после витрэктомии в условиях тампонады витреальной полости перфтордекалином, а на левых — тампонады воздухом. Контроль (1 кролик, 2 глаза) — ВЭБТ сетчатки выполнялась в присутствии стекловидного тела. Численное моделирование электронагрева сетчатки проводилось методом конечных элементов программного модуля PDE Toolbox в пакете MATLAB.

**Результаты.** В условиях тампонады витреальной полости перфтордекалином или воздухом, для достижения пороговых коагуляционных изменений сетчатки во время ВЭБТ напряжение электрического тока необходимо увеличить на  $\approx 6$  В, в сравнении с контролем. Это объясняется тем, что кроме сетчатки электрический ток проходит и через стекловидное тело, нагревая его у края электрода (через перфтордекалин и воздух ток не проходит). Именно это можно считать одним из важных факторов, влияющих на динамику разогрева сетчатки. Сравнительно высокая электропроводность стекловидного тела объясняет тот факт, что высокочастотное электросваривание сетчатки происходит при меньшем напряжении в присутствии стекловидного тела, чем при авитрии в условиях тампонады витреальной полости перфтордекалином или воздухом. Это было обосновано численной моделью, которая рассматривает процессы движения электрического тока в проводниках и перераспределения тепла в тканях глаза.

**Ключові слова:** сітківка, високочастотне електрозварювання, порогові параметри електричного струму, визначення

**Ключевые слова:** сетчатка, высокочастотная сварка, пороговые параметры электрического тока, определение

## Determination of electric current threshold parameters for high-frequency electric welding of the retina in experiment and based on two-dimensional numerical simulation depending on the intraocular contents (vitreous, perfluorodecalin, air)

Umanets M<sup>1</sup>, Pasychnikova N<sup>1</sup>, Naumenko V<sup>1</sup>, Ptashchenko F<sup>2</sup>

<sup>1</sup> SI «Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of Medical Sciences of Ukraine»

<sup>2</sup> Odessa National Maritime Academy, Department of Physics and Chemistry

**Introduction.** High-frequency electric welding (HFEW) is used in vitreoretinal surgery for retinopexy and haemostasis. Parameters of electric current may depend on the tamponade of the vitreous cavity.

**Purpose.** To determine threshold parameters of the electric current of HFEW of the retina in depending on the intraocular content (vitreous, perfluorodecalin) and give reasons for preference on the basis of two-dimensional numerical simulation.

© М. М. Уманець, Н. В. Пасечнікова, В. О. Науменко, Ф. А. Птащенко, 2013

**Material and methods.** 4 Chinchilla adults healthy rabbit (8 eyes) were chosen for the experiment. The main group (3 rabbits, 6 eyes) — HFEW in the right eye was performed after vitrectomy with perfluorodecalin tamponade of vitreous cavity, and on the left eye — air tamponade. Control group (1 rabbit, 2 eyes) — HFEW of the retina was performed in the presence of vitreous. Numerical simulation of the electrical heating of the retina was carried out by finite element software module PDE Toolbx in the package MATLAB.

**Results.** In cases with perfluorodecalin or air vitreal cavity tamponade to reach the threshold coagulation retinal changes during (HFEW) it is necessary to increase the electric current voltage by 6 V, in comparison with the control. This is because the electric current passes beside the retina and the vitreous body, heating it close to the edge of electric probe (there is no current flows through perfluorodecalin or air). It can be considered the most important factor affecting the dynamics of the heating of the retina. And so, the relatively high conductivity vitreous explains the fact that a high frequency electric welding of retina occurs at lower voltages in the presence of a vitreous than with tamponade by perfluorodecalin or air. It was proved by numerical model which calculates the passage processes in the electric current in the conductors and the redistribution of heat in the tissues of the eye.

**Key words:** retina, high-frequency electric welding, threshold parameters of electric current, determination

**Вступ.** Метод високочастотного електрозварювання (ВЕБТ) широко застосовується в загальній хірургії для з'єднання біологічних тканин. Експериментально підтверджено, що електричний пробій клітинних мембран (без руйнування клітин) відбувається при частоті до 100 кГц (оптимум 66 кГц). При цьому істотне зниження опору тканини в зоні впливу призводить до незначного підвищення температури (55–70°C). В результаті такого впливу виникає з'єднання біологічних тканин, обумовлене електротермічною денатурацією білкових молекул з її мінімальними структурними ушкодженнями, що є одною з основних переваг методу ВЕБТ в порівнянні з діатермокоагуляцією [1, 2]. Для впровадження методу ВЕБТ в вітреоретинальну хірургію нами, спільно з Інститутом електрозварювання ім. Є. О. Патона, були вдосконалені метод і режими ВЕБТ, а також розроблений прилад і оригінальні інструменти для роботи в порожнині скловидного тіла [3,4]. У попередніх експериментальних дослідженнях встановлені оптимальні параметри електричного струму для досягнення інтраопераційної ретинопексії та гемостазу [5–7]. Під час вітректомії в клінічній практиці скловидне тіло видаляється, а вітреальна порожнина тимчасово заповнюється фторвмісною рідиною або стерильним повітрям, які являються діелектриками. В цих умовах параметри електричного струму під час виконання високочастотного зварювання сітківки можуть відрізнитись від визначених в наших попередніх експериментальних дослідженнях.

Відомо, що при високочастотному зварюванні сітківки паралельно відбувається багато фізичних і хімічних процесів, можна вважати, що коагуляція сітківки відбувається тільки в областях, де температура перевищує деяке критичне значення  $T_{коаг} \approx 55^\circ\text{C}$ . Для вивчення динаміки термічного впливу високочастотного зварювання на сіт-

ківку при наявності скловидного тіла та в умовах тампонади порожнини ока перфтордекаліном або стерильним повітрям достатньо розглянути тільки процеси розігріву тканин при протіканні струму та процес теплоперенесення, використовуючи чисельне моделювання.

**Мета.** Визначити порогові параметри електричного струму при високочастотному електрозварюванні сітківки в експерименті в залежності від внутрішньоочного вмісту та обґрунтувати їх за допомогою двомірного чисельного моделювання.

### Матеріал і методи

Для експерименту були відібрані 4 дорослих здорових кролика породи шиншила (8 очей) з масою тіла від 2,5 до 3,5 кг, що були розподілені на дві групи (основну і контрольну). В основній групі (3 кролика, 6 очей) виконувалась трьохпортова вітректомія за допомогою приладу КФЭ — 01 — «МЕДА-НН». Потім на правих очах в порожнину скловидного тіла вводили перфтордекалін кімнатної температури, на лівих — стерильне повітря. В контрольній групі (1 кролик, 2 ока) вітректомію не проводили. Для електрозварювання використовувався модифікований прилад ЕК — 300 М1 і розроблений нами оригінальний ендовітреальний зонд [4]. Електрозварювання сітківки виконували за методикою, що була описана в попередніх роботах [4,5]. П'ять аплікацій наносили під диском зорового нерва (ДЗН) при рівні напруги електричного струму 14В, 16 В, 18 В, 20 В і 22 В на відстані 0,5 діаметру ДЗН одна від одної. Всі інші параметри були однаковими — частота — 66 кГц, сила струму — до 0,3 А, експозиція — до 1 секунд. Оцінювали макроскопічні зміни сітківки під дією електричного струму. Хірургічне втручання виконувалося з дотриманням «Правил поводження з лабораторними тваринами».

Для обґрунтування експериментальних результатів було проведено чисельне моделювання процесів термоелектричного нагрівання сітківки та оточуючих тканин. Чисельне моделювання проводилося методом кінцевих елементів у доданку PDE Toolbx середовища MATLAB, який дозволяє розв'язувати задачі з рівняннями у частинних похідних.

**Результати**

При виконанні ВЕБТ тваринам контрольної групи при вихідному рівні напруги електричного струму 14 В і 16 В в місці дотику монополярного зонду визначались локуси кільцеподібного посіріння сітківки. При збільшенні напруги електричного струму до рівня 18–20 В визначались більш виражені зміни сітківки, які проявлялись кільцеподібним побілінням ретинальної тканини. Діаметр аплікацій при цьому не перевищував діаметру зонда. Ці дані співвідносяться з результатами наших попередніх досліджень. При ВЕБТ напругою електричного струму 22 В відмічалось коагуляційне вогнище білого кольору за діаметром, що в 1,5 рази перевищувало розміри попередніх зварювальних аплікацій. При виконанні ВЕБТ на правих очах експериментальних тварин в умовах тампонади вітреальної порожнини перфтордекаліном при рівні напруги електричного струму 14–18 В візуальних змін сітківки не спостерігалось. При рівні напруги 20 В у місці дотику зварювального зонду відмічалось незначне посіріння сітчастої оболонки у вигляді кола. При рівні напруги 22 В відмічались сіро-білі кільцеподібні аплікації сітківки у вигляді кола. Подібні зміни сітківки спостерігались при ВЕБТ сітківки на лівих очах експериментальних тварин основної групи при тампонаді вітреальної порожнини повітрям. Таким чином в умовах тампонади вітреальної порожнини перфтордекаліном або повітрям для досягнення порогових коагуляційних змін сітківки під час ВЕБТ необхідно рівень напруги електричного струму збільшити на 6 В, у порівнянні з контролем. Для пояснення цього факту було проведено математичне моделювання процесів розігріву тканин ока під дією струму високої частоти за наявності скловидного тіла та в умовах тампонади порожнини скловидного тіла перфтордекаліном або повітрям. В процесі високочастотного зварювання сітківки ока від зварювального електрода через сітківку протікає електричний струм, який спричиняє виділення джоулевого тепла та розігрів сітківки. Цей процес описують два рівняння — рівняння біорозігріву та рівняння для струму у провідниковому середовищі. Рівняння біорозігріву описує процеси теплоперенесення у біологічних тканинах:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k \nabla T) = \rho_p C_p \omega_p (T_p - T) + Q_{MET} + Q_{дж}, \quad (1)$$

де  $\rho$  — щільність біологічної тканини,  $C$  — її питома теплоємність,  $k$  — теплопровідність;  $\rho_p$  — густина рідини, що циркулює у тканині (наприклад, крові або внутрішньоочної рідини),  $C_p$  — її теплоємність,  $\omega_p$  — рівень перфузії (циркуляції, кровотоку) [1/с];  $Q_{MET}$  і  $Q_{дж}$  — джерела метаболічного та джоулевого тепла, відповідно;  $T$  — температура,  $t$  — час. Так як зварювання виконувалось в однакових умовах, впливом кровотоку при теплообміні було

вирішено знехтувати, тобто покласти  $\omega_p = 0$ . Крім того, оскільки для пояснення процесу зварювання важливою є динаміка розігріву до температури коагуляції сітківки, тепловою метаболізму також можна знехтувати, тобто покласти  $Q_{MET} = 0$ . Величини інших параметрів для різних областей моделі будуть надані нижче. Отже, рівняння біорозігріву у даній моделі спрощується:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k \nabla T) = Q_{дж}. \quad (2)$$

Виділення джоулевого тепла описується рівнянням Джоуля-Ленца:

$$Q_{дж} = \frac{j^2}{\sigma}, \quad (3)$$

де  $\sigma$  — провідність речовини,  $j$  — густина струму, що через неї проходить.

Процес зварювання сітківки відбувається під дією струму високої частоти. Протікання високочастотного струму призводить до часткового пробою мембран клітин та експоненціального зниження повного опору тканини за рахунок часткового виключення його ємнісної складової. Але, як показано у роботах Б. Є. Патона із співавторами [2], при частотах більших за  $\nu = 66 \text{ кГц}$ , градієнт зміни опору не достатньо високий. Тому при моделюванні було зроблено суттєве спрощення — замість протікання струму високої частоти розглядалось протікання постійного струму, а для тканин ока використовувалась високочастотна провідність. Це можливо тому, що протікання високочастотного та постійного струму однакової сили при однаковій провідності викликає подібний розігрів біологічних тканин. Процес протікання постійного струму у провідному середовищі описується рівнянням

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V - j_{зов}) = Q_j, \quad (4)$$

де  $V$  — електричний потенціал,  $j_{зов}$  — густина зовнішнього струму,  $Q_j$  — джерело струму. У цій моделі  $j_{зов}$  та  $Q_j$  дорівнюють нулю. Отже, рівняння для протікання струму виглядає як рівняння Пуассона для середовища без надлишкових зарядів:

$$-\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0. \quad (5)$$

Чисельні розрахунки за рівнянням (5) дають змогу знайти розподіл потенціалу в модельній області, напруженість електричного поля

$$E = -\nabla V \quad (6)$$

та густину струму (за законом Ома):

$$j = \sigma E. \quad (7)$$

Методика розрахунків була такою. Спочатку розв'язували стаціонарне рівняння (5–7). Потім отриманий розподіл густини струму підставлявся у рівняння (3) для знаходження потужності джоулевого тепла. Розраховувався розподіл щільності тепла, що

виділяється за час  $\Delta t = 0,01c$ . Цей розподіл підставляли у рівняння (2). Початковою умовою для цього рівняння при  $t = 0$  була однакова температура  $T = 37^\circ C$  у всій розрахунковій області. Отриманий розподіл температури знов підставляли у рівняння (2) як початкову умову. Такі ітераційні\* розрахунки проводилися до досягнення часу  $t = 1c$  (100 разів).

У модельну область входило око цілком (сферичне) та сферичний шар тканин навколо нього. Загальність висновків не порушує припущення, що електрод (зонд) проходить точно по осі симетрії ока до сітківки. Таким чином, можна вважати, що модельна система (тканини, електрод, притиснутий перпендикулярно до сітківки) має циліндричну симетрію. Тому немає необхідності проводити її трьохвимірне моделювання, а обмежитися дво-мірним, причому розглядати тільки одну половину (праву) перерізу модельної області, оскільки інша половина буде дзеркальним відображенням першої. Схематичне зображення модельної області показано на рис. 1. Розріз ока моделювався півколом діаметром 24 мм. Для врахування теплопроводу та додаткового протікання струму у розрахунки ще додавалася сферична область періокулярних м'яких тканин орбіти товщиною 5 мм.

Для чисельного розв'язання рівнянь (2) і (5) було вибрано наступні граничні умови. В рівнянні Пуассона (5) на межі 7 було зафіксовано прикладений до електрода потенціал  $V_0$  (який варіювався при різних розрахунках), а на межі 8 (електрод, що фіксований до блефаростату) було покладено потенціал  $V = 0$ . На усіх інших межах (включаючи і 8 — вісь модельного циліндру) нормальна компонента щільності струму (і напруженості електричного поля) бралася нульовою:  $\nabla V \cdot n = 0$ , де  $n$  — одиничний вектор нормалі до відповідної межі. В рівнянні біорозігріву (2) на осі циліндру 8 було покладено, що нормальна компонента потоку тепла дорівнює нулю,  $\nabla T \cdot n = 0$ . Для врахування розсіювання тепла на інших межах, крім 10 фіксувалася температура  $T = 37^\circ C$ . На межі 10, яка оточується повітрям, фіксувалася температура  $T = 25^\circ C$ . Треба зазначити, що для перевірки достатності розмірів розрахункової області оточуючих око тканин, були

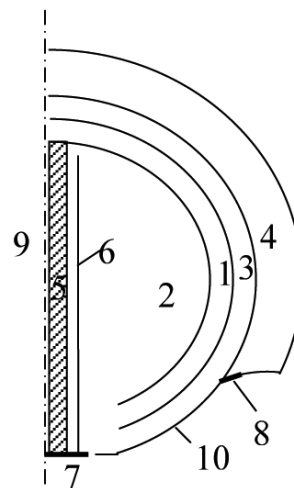


Рис. 1. Схематичне зображення модельної області. : 1 — сітківка товщиною 0,25 мм; 2 — внутрішньоочна речовина (скловидне тіло, перфтордекалін або повітря); 3 — склера; 4 — м'які тканини орбіти; 5 — інтраокулярний зварювальний електрод радіусом 0,45 мм; 6 — тонкий шар ізолятору електрода; 7 — зона склеротомії; 8 — екстраокулярний електрод, що фіксований до блефаростату; 9 — центральна вісь; 10 — поверхня ока, що контактує з оточуючим середовищем.

проведені розрахунки з іншими — теплоізолюючими умовами на цих зовнішніх межах (аналогічними до умов на межі 9). Це означало, що не було відтоку тепла із розрахункової області. Але розподіл температури при двох вищезгаданих типах граничних умов не відрізнявся. Це свідчило про те, що враховані розміри області оточуючих око тканин достатні, і потік тепла не встигає досягнути границь за модельний час  $t = 1c$ .

Модельні розрахунки повинні були пояснити експериментальний факт, що в умовах наявності скловидного тіла, напруга, при якій відбувається зварювання сітківки, приблизно на 6 В менша, ніж при використанні перфтордекаліну або повітря в якості тампонуєчої речовини (табл. 1). Крім того, необхідно було пояснити механізм цього ефекту та встановити параметри тампонуєчої рідини, які найбільш суттєво впливають на процес розі-

\* від iterative (англ.) — той, що повторюється

Таблиця 1. Параметри речовин, що входять у рівняння (2) і (5), використані при моделюванні

	Електропровідність, $\sigma, Cм / м$	Теплопровідність $k, Вт / (м \cdot K)$	Питома теплоємність $C, Дж / (кг \cdot K)$	Густина $\rho, кг / м^3$
Електрод	1e8	18	840	6540
Ізолятор	1e-15	0,25	1000	2200
Сітківка	1	0,5	4180	1000
Скловидне тіло	0,667	0,5	4180	1000
Перфтордекалін	1e-5	0,0583	939,1	1945
Повітря	25e-15	0,0257	1,005	1,205
Склера	0,9	0,5	4178	1075

гріву сітківки. Чисельне моделювання дозволило розв'язати вищезначені задачі.

На рис. 2 (див. кольорову вставку) показаний розподіл температури у всій модельній області через  $t = 0,3c$  після увімкнення струму при напрузі між електродами  $V_0 = 22 B$  (тампонує речовина — перфтордекалін). Звертає на себе увагу факт локального нагріву тканин заднього полюсу ока тільки під інтраокулярним електродом.

На рис. 3а (див. кольорову вставку) показаний той самий розподіл, тільки для області поблизу електрода, де тепловиділення максимальне. На рис. 3б (див. 3 стор. обкл.) показаний розподіл температури для системи із скловидним тілом також через  $t = 0,3c$  після увімкнення струму, але при напрузі  $V_0 = 16,5 B$ .

Зазначимо, що температура коагуляції білків сітківки  $T_{КОАГ} \approx 55^\circ C$  в обох випадках досягається саме через час  $t = 0,3c$  після увімкнення струму. Це ілюструє рис. 5, на якому зображена динаміка зростання температури сітківки при пропусканні струму напругою 22 В в умовах тампонади порожнини скловидного тіла перфтордекаліном і напругою 15,5 В, 16,5 В, 17,5 В за наявності скловидного тіла.

Видно, що динаміка розігріву сітківки за наявності перфтордекаліну (22 В) і скловидного тіла (16,5 В) практично співпадають, але при зміні напруги для скловидного тіла на  $\pm 1 B$  динаміка розігріву суттєво відрізняється. Таке співпадання розрахункових результатів з експериментальними свідчить про адекватність вибраної моделі. Так, повністю відповідають експериментальним даним такі параметри, як:

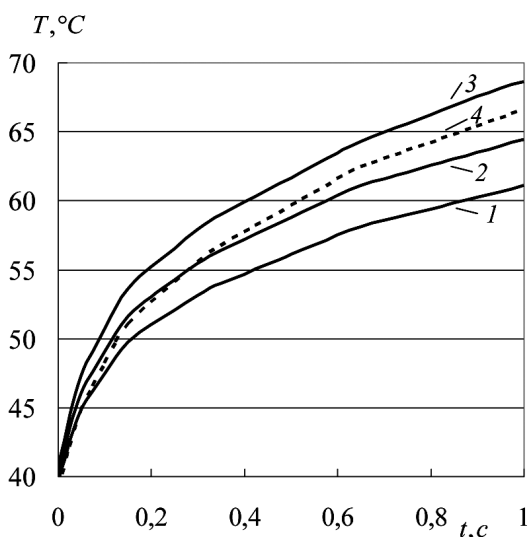


Рис. 4. Динаміка зростання максимальної температури сітківки при високочастотному зварюванні. 1,2,3 — при наявності скловидного тіла,  $V_0 = 15,5 B$ ,  $V_0 = 16,5 B$ ,  $V_0 = 17,5 B$ , відповідно; 4 — тампонує речовина — перфтордекалін,  $V_0 = 22 B$ .

— характерний час процесу електрозварювання ( $\sim 1c$ );

— характерні напруги, при яких відбуваються процеси зварювання для перфтордекаліну та за наявності скловидного тіла, 22 В і 16,5 В, відповідно;

— характерна кільцева форма аплікації в місці дотику електрода до сітківки.

Аналізуючи рисунки 3а і 3б, можна побачити, що максимальний розігрів в обох випадках відбувається в тканинах біля краю електрода, що і спричинює кільцеву форму області зварювання. Цьому є декілька пояснень. По-перше, напруженість електричного поля і густина струму завжди максимальна поблизу країв провідників. По-друге, тепловідведення в металевий електрод відбувається повільніше у тканинах поблизу країв електрода, ніж під його центром. Це ілюструє рис. 5 (див. кольорову вставку), на якому зображено розподіл щільності струму, потужності виділеної теплоти та потік відведеного тепла.

Аналогічні розрахунки були проведені і для повітря, як тампонує речовини. Вони показали практично ті самі результати, як і при тампонуванні перфтордекаліном. Густина, теплопровідність, теплоємність повітря і перфтордекаліну суттєво відрізняються, але низька електропровідність є їх спільною рисою (вони — діелектрики). Скловидне тіло відрізняється набагато вищою високочастотною електропровідністю [8]. Як видно з рисунків 4 і 5, крім сітківки струм проходить і через скловидне тіло, нагріваючи його поблизу краю електрода (через перфтордекалін та повітря струм не тече). Саме цей факт можна вважати одним із найвпливовіших чинників на динаміку розігріву сітківки. Отже, порівняно висока провідність скловидного тіла пояснює факт, що процес високочастотного зварювання сітківки відбувається при меншій прикладеній напрузі в умовах наявності скловидного тіла, ніж при авітрії у випадку тампонування перфтордекаліном або повітрям.

**Висновки**

1. Визначені порогові параметри електричного струму для високочастотного зварювання сітківки в умовах авітрії при тампонуванні порожнини скловидного тіла перфтордекаліном або повітрям — напруга 20–22 В, сила току — до 0,3 А, частота — 66 кГц, що принципово відрізняються від параметрів зварювання в умовах скловидного тіла рівнем напруги (більше на 6 В).

2. На основі чисельної моделі, що розглядає лише процеси протікання електричного струму через провідне середовище і перенесення тепла в тканинах ока визначено, що найвпливовішим чинником на динаміку розігріву сітківки під впливом високочастотного електрозварювання є процес

протікання струму поблизу краю електрода через сітківку та внутрішньоочний вміст).

3. На рівень напруги, при якому відбувається високочастотне електрозварювання сітківки, впливає сукупний опір тканин ока, орбіти та внутрішньоочного вмісту.

### Література

1. Патон Б. Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии // Автоматическая сварка. — № 9. — 2004. — С.7–11.
2. Pat. US 2005/0234447A1. Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough / B. E. Paton, V. K. Lebedev, D. S. Vorona, V. I. Karchemsky, Yu. A. Furmanov, A. V. Lebedev, V. A. Vasilchenko, D. F. Sidorenko, V. P. Iemchenko-Ribko, O. N. Ivanova, A. Y. Furmanov, Y. V. Zhyvodernikov, A. A. Lyashenko, I. M. Savitskaya. — Publ. Date Oct. 20, 2005.
3. Пасечникова Н. В. Применение высокочастотной электросварки для ретинопексии в эксперименте / Н. В. Пасечникова, В. А. Науменко, С. С. Родин, [и др.] // Тез. XII съезда офтальмологов Украины, 26–28 мая, Одесса. — 2010. — С.201–202.
4. Пасечникова Н. В. Высокочастотная электросварка тканей заднего отдела глазного яблока (модифицированный генератор ЕК-300М1) с применением оригинального моно- и биполярного инструментария / Пасечникова Н. В. Уманец Н. Н., Артемов А. В. [и др.] Офтальмол. журн. — 2012. — № 2. — С.45–49.

4. Експериментальний факт, що зварювання сітківки за наявності скловидного тіла відбувається при меншій напрузі, ніж при тампонуванні перфтордекаліном або повітрям, пояснюється високою високочастотною електропровідністю скловидного тіла.

5. Pasyechnikova N. Pilot experimental investigation of the electric welding for the retinopexy / N. Pasyechnikova, S. Rodin, V. Naumenko, [et al] // 9-th EURORETINA congress, 5–7 May. — 2009. Nice, France.
6. Уманец Н. Н. Сравнение прочности хориоретинального соединения в динамике после воздействия различных режимов высокочастотной электросварки биологических тканей и эндолазерной коагуляции (810 нм). Офтальмол. журн. — 2012. — № 6. — С. 92–96.
7. Уманец Н. Н. Влияние высокочастотной электросварки биологических тканей (модифицированный генератор ЕК-300М1) на длительность кровотечения из магистральных сосудов сетчатки при моделировании внутриглазного кровотечения у кроликов по сравнению с диатермокоагуляцией. Офтальмол. журн. — 2012. — № 5 — С.88–91.
8. Martins J. C. and L. Sousa. Bioelectronic Vision: Retina Models, Evaluation Metrics and System Design. Bioengineering & Biomedical Engineering Series. World Scientific. Singapore. — 2009. — Vol.3. — P.272.

Поступила 18.08.2013

### References

1. Paton BYe. Electrical welding of soft tissues in surgery. Avtomaticheskaya svarka. 2004; 9: 7–11 p. Paton B. E.
2. Pat. US 2005/0234447A1. Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough / Paton BE, Lebedev VK, Vorona DS, Karchemsky VI, Furmanov YuA, Lebedev AV, Vasilchenko VA, Sidorenko DF, Iemchenko-Ribko VP, Ivanova ON, Furmanov AY, Zhyvodernikov YV, Lyashenko AA, Savitskaya IM. Publ. Date Oct. 20, 2005.
3. Pasyechnikova NV, Naumenko VA, Rodin SS. Application of high-frequency electrical welding for retinopexia in experiment. Theses of XII congress of ophthalmologists, 26–28 May, Odessa; 2010.
4. Pasyechnikova NV, Umanets NN, Artemov AV et al. High-frequency electrical welding of tissues of the posterior segment of the eyeball (modified generator EK-300M1) using original mono- and bipolar tools. Oftalmol Zh. 2012; 2: 45–9.

5. Pasyechnikova N, Rodin S, Naumenko V et al. Pilot experimental investigation of the electric welding for the retinopexy. 9-th EURORETINA congress, 5–7 May. 2009. Nice, France.
6. Umanets NN. Comparing the strength of chorioretinal connections in the dynamics after exposure to different modes of high-frequency electric welding of biological tissue and endolaser coagulation (820nm). Oftalmol Zh. 2012; 6: 92–6.
7. Umanets NN. The influence of high-frequency electrical welding of biological tissues (modified generator EC-300M1) on the duration of bleeding of major vessels of the retina in the modeling of intraocular hemorrhage in rabbits compared with diathermocoagulation. Oftalmol Zh. 2012; 5: 88–91.
8. Martins JC and Sousa L. Bioelectronic Vision: Retina Models, Evaluation Metrics and System Design. Bioengineering & Biomedical Engineering Series. World Scientific. Singapore. 2009; 3: 272.

Received 18.08.2013