

Експериментальні дослідження

Експериментальне визначення порогових параметрів напруги електричного струму при високочастотному електрозварюванні сітківки оригінальним монополярним зондом 25-G в залежності від вмісту вітреальної порожнини

Чумаков Є. А.¹, Уманець М. М.¹, професор, д-р мед. наук;
Птащенко Ф. О.², професор, д-р фіз.-мат. наук

¹ ДУ «Інститут очних хвороб та тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України», Одеса (Україна)

² Національний університет «Одеська морська академія», кафедра вищої математики і фізики, Одеса (Україна)

Experimental determination of threshold voltage in retinal high-frequency electric welding with a 25-G original unipolar probe depending on the content of the vitreous cavity

Chumakov Ye. A., Umanets M. M., Ptashchenko F. O.

¹ SI «The Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine» Odesa (Ukraine)

² National University "Odesa Maritime Academy", Odesa (Ukraine)

Резюме

Мета. Визначити в експерименті порогові параметри напруги електричного струму при застосуванні високочастотного (66 кГц) електрозварювання сітківки оригінальним монополярним зварювальним зон-

дом 25-G калібру в залежності від вмісту вітреальної порожнини (склоподібне тіло, повітря та перфтордекалін), а також обґрунтувати ці параметри за допомогою кінцево-елементного моделювання.

Матеріал та методи. Три кролика (6 очей) були використані в експерименті: експериментальна (2 кролика, 4 ока) та контрольна групи (1 кролик, 2 ока). У експериментальній групі проводилося ВЕБТ сітківки струмом за тампонади перфтордекаліном або повітрям. У контрольній групі виконувалося ВЕБТ сітківки струмом за наявності склоподібного тіла. Для математичного моделювання електронагрівання сітківки використовувався метод кінцевих елементів.

Результати. Експериментально за наявності склоподібного тіла, перфтордекаліну та стерильного повітря порогова напруга ВЕБТ сітківки становила 11 В, 12 В та 12 В відповідно. Кінцево-елементне моделювання протікання електричного струму підтвердило експериментальні дані: 10,8 В для склоподібного тіла, 11,5 В для повітря і 12 В для перфтордекаліну. Інші параметри (частота струму — 66 кГц, сила струму — 0,3 А, експозиція — 1 с) були постійними. Різниця порогових напруг ВЕБТ обумовлена відносно високою електропровідністю склоподібного тіла, в той час як перфтордекалін та повітря є діелектриками.

DOI: <https://doi.org/10.31288/Ukr.j.ophthalmol.202624249>

UDC: 617.735-007.251-089-085.84:621.791.7

Corresponding Author: Yevhenii A. Chumakov, SI «The Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», 49/51 Frantsuzkyi Bulvar, Odessa 65015, Ukraine. Email: yevhenii_chumakov@icloud.com

Received 2025-12-07

Accepted 2026-03-23

Cite this article as: Chumakov YeA, Umanets MM, Ptashchenko FO. Experimental determination of threshold voltage in retinal high-frequency electric welding with a 25-G original unipolar probe depending on the content of the vitreous cavity. Ukr J Ophthalmol. 2026;2:49-56.



This is an open access article under the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) license

© Chumakov Ye.A., Umanets M.M., Ptashchenko F.O., 2026

Висновки. Порогові значення напруги ВЕБТ сітківки під час використання оригінального монополярного зварювального зонда калібру 25-G становили 11 В для склоподібного тіла, 12 В для повітря та 12 В для перфтордекаліну, що підтвердилося результатами кінцево-елементного моделювання.

Ключові слова: сітківка, високочастотне електрозварювання біологічних тканин, ретинопексія, зварювальний зонд, порогові параметри напруги струму, кінцево-елементне моделювання, перфтордекалін, стерильне повітря.

Abstract

Purpose: To experimentally estimate threshold voltage parameters of high-frequency electric welding (HFEW) of biological tissues using original monopolar welding 25-G probe depending on the vitreous cavity content and theoretically justify the results by finite-element modeling (FEM).

Material and Methods: The experiment involved three rabbits (6 eyes; two experimental rabbits and one control rabbit). Experimental animals received retinal HFEW in the

presence of perfluorodecalin (PFD) or air tamponade. The control rabbit received retinal HFEW in the presence of the vitreous. FEM was used for simulating the effects of retinal heating with electric current.

Results: Experimentally, threshold voltage parameters for retinal HFEW were 11 V, 12 V and 12 V in eyes with vitreous body, perfluorodecaline and air tamponade, respectively. The FEM of electric current flow confirmed the experimental data: 10,8 V for vitreous body, 11,5 V for air and 12 V for perfluorodecaline. Other parameters (current frequency – 66 kHz, intensity – 0,3 A, exposition – 1 s) were constant. The difference in threshold HFEW voltage is explained by relatively high electroconductivity of the vitreous body, whereas perfluorodecaline and air are dielectrics.

Conclusion: Threshold voltage parameters of the retinal HFEW using monopolar welding 25-G probe were 11 V for vitreous body, 12 V for air and 12 V for perfluorodecaline, which was confirmed by FEM.

Keywords: retina, high-frequency welding of biological tissues, retinopexy, welding probe, threshold voltage, finite-element modeling, perfluorodecalin, air.

Вступ

Проблема регматогенного відшарування сітківки полягає в суттєвому зниженні гостроти зору та працездатності хворих за невчасного та/або неефективного лікування. Частота виникнення регматогенного відшарування сітківки становить 6,3–17,9 випадків на 100 000 населення в залежності від даних літератури [1,2]. Однією з проблем хірургії регматогенного відшарування сітківки є частота рецидивів. Згідно з літературними даними, рецидиви регматогенного відшарування сітківки зустрічаються у 6%–39,8% випадків після успішного хірургічного втручання [2–4]. Доволі висока частота рецидивів може бути пов'язана з такими чинниками, як неповне визначення та блокування усіх розривів сітківки, залишкова тракція, розвиток проліферативної вітреоретинопатії та відсутність довготривалої тампонади. Також одним із факторів ризику рецидивів регматогенного відшарування сітківки є якість ретинопексії [5].

Лазерна ретинопексія формує міцну хоріоретинальну спайку лише у термін до 3–4 тижнів [5,6]. Це є суттєвим недоліком, актуальним в питанні лікування регматогенного відшарування сітківки, зважаючи на відносно високу частоту післяопераційних рецидивів та необхідність застосування довгострокової ендотампонади газовою сумішшю або силіконовою олією поки сформується міцна хоріоретинальна спайка. Ці недоліки хірургії регматогенного відшарування сітківки зумовили пошук більш ефективних методів ретинопексії, що можуть бути представлені високочастотним електрозварюванням біологічних тканин (ВЕБТ). Раніше Н. В. Пасечніковою та М. М. Уманцем було впроваджено методику ВЕБТ у вітреоретинальній хі-

рургії в інституті очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України спільно з Інститутом електрозварювання ім. Є. О. Патона з використанням монополярного зварювального зонда калібру 20-G та спеціального генератора [5,7,8]. Пізніше О. Сауд та А. Сергієнко розробили та показали ефективність монополярного зварювального зонда калібру 23-G для супрахороїдального ВЕБТ [9].

Попередні дослідження продемонстрували, що використання методу електротермоадгезії (що є ціллію і наслідком ВЕБТ) дозволяє досягнути міцної та швидкої хоріоретинальної адгезії за допомогою оригінального монополярного зварювального зонда калібру 20-G в порівнянні з лазерною ретинопексією [10], що є передумовою для даного дослідження. Також важливим є те, що така електротермоадгезія дозволяє у 30% випадків уникнути довгострокової ендотампонади [11].

Більш того, сучасна вітреоретинальна хірургія рухається у бік малоінвазивних втручань зі зменшеним калібром інструментів, що має свої переваги. Дійсно, сучасний інструментарій для проведення малоінвазивної вітректомії складається переважно з інструментів калібру 23-G та 25-G, а іноді і 27-G. Тенденції сучасної вітреоретинальної хірургії у бік меншої інвазивності та проблема рецидивів регматогенного відшарування сітківки, враховуючи недоліки лазерної ретинопексії, зумовлюють необхідність дослідження альтернативних методів ретинопексії (на прикладі ВЕБТ) малого калібру.

Визначення та математичне обґрунтування порогових параметрів напруги електричного струму є критично важливим для забезпечення контрольованості

електротермічного впливу на структури сітківки без надмірного їх теплового uszkodження в процесі проведення хірургічного втручання з урахуванням фізичних властивостей внутрішньоочного вмісту.

Мета. Визначити в експерименті порогові параметри напруги електричного струму при застосуванні високочастотного (66 кГц) електрозварювання сітківки оригінальним монополярним зварювальним зондом 25-G калібру в залежності від вмісту вітреальної порожнини (склоподібне тіло, повітря та перфтордекалін), а також обґрунтувати ці параметри за допомогою кінцево-елементного моделювання.

Матеріали і методи

Для експериментального дослідження було використано три здорових кролика породи шиншила (6 очей) масою 2,5–3,5 кг. Кролики були розділені на дві групи — експериментальну та контрольну. Експериментальну групу складала два кролика (4 ока). У даній групі виконувалася закрита транскіліарна трьохпортова вітректомія за допомогою хірургічного комбайну Assirus 800VS (Alcon, США). Іригаційна канюля була встановлена в один порт, а два інших порти слугували точками доступу для ендосвітловача та вітреотома. Після вітректомії у вітреальну порожнину на правому оці вводилося стерильне повітря, а на лівому — перфтордекалін. Згодом виконувалося ВЕБТ частотою 66 кГц за допомогою розробленого оригінального монополярного зварювального зонда калібру 25-G за ендотампонади стерильним повітрям (праве око, 2 ока) або перфтордекаліном (ліве око, 2 ока). У контрольній групі вітректомія не виконувалась, а проведення ВЕБТ відбувалося за наявності склоподібного тіла (обидва ока, 2 ока).

Для електрозварювання сітківки було використано модифікований генератор ЕК-300 М1 і монополярний ендовітреальний зварювальний зонд калібру 25-G за методологією, описаною в попередніх експериментах (розробка державної установи «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України» спільно з Інститутом електрозварювання ім. Є. О. Патона, Україна) [8,12]. Зварювальний зонд являє собою мідний стрижень, оточений ізоляційним матеріалом, який уміщений у металеву трубку калібру 25-G. На кінці — золотий електрод у вигляді золотої сфери меншого діаметру (калібру 27-G), яка і є поверхнею взаємодії зонда з сітківкою.

Під час експерименту було нанесено п'ять аплікацій під диском зорового нерва (ДЗН) кролика при напрузі ВЕБТ 11 В, 12 В, 13 В та 14 В на відстані половини діаметру ДЗН між аплікаціями. Інші встановлені параметри не змінювалися під час експерименту: частота струму — 66 кГц, сила струму — 0,3 А, експозиція — 1 с. Було проведено оцінку макроскопічних змін сітківки при виконанні ВЕБТ за допомогою офтальмоскопії. Фотографії були зроблені за допомогою лінзи 30 D та iPhone 12 Pro.

Пороговими параметрами напруги високочастотного (66 кГц) електричного струму вважалися такі, що спричиняли характерні офтальмоскопічні зміни — кільцеподібне посіріння сітківки в межах діаметра зонда без формування розриву. Ці зміни, з урахуванням оптичних властивостей внутрішньоочного середовища (склоподібне тіло, повітря, перфтордекалін), за можливості підтверджувалися даними оптичної когерентної томографії (ОКТ) як мінімальне uszkodження тканин, що проявлялося збереженням шарової диференціації сітківки та набряком її внутрішніх шарів і узгоджувалося з результатами попередніх досліджень для зонда 20-G [5]. Оцінка ефективності ретинопексії не входила до завдань цього дослідження та є предметом подальших робіт.

ОКТ як неінвазивну методику оцінки анатомічної структури сітківки в ділянці нанесених аплікацій проводили безпосередньо після оперативного втручання. Було оцінено зміни шарів сітківки в ділянках аплікацій з різною напругою ВЕБТ. Для отримання ОКТ зображень використовувався оптичний когерентний томограф REVO FC (Optopol, Польща).

Для обґрунтування отриманих експериментальних результатів було проведено математичне моделювання процесів електротермічного нагрівання сітківки та навколишніх тканин. Моделювання проводилося шляхом одночасного розв'язання системи диференціальних рівнянь у частинних похідних для біорозігріву та електропровідності методом кінцевих елементів у програмному середовищі Comsol Multiphysics. Використані рівняння, граничні умови, геометрія моделі та інші деталі моделювання докладно описані у [13], а моделювання, результати якого представлені тут, відрізняється лише діаметром робочої частини зварювального зонда.

Експеримент був проведений з дотриманням вимог безпеки, етичного ставлення та правил роботи з експериментальними тваринами згідно з «Європейською конвенцією про захист хребетних тварин, які використовуються для експериментальних та інших наукових цілей» (Страсбург, 1986) та Законом України № 3447-IV «Про захист тварин від жорстокого поводження» (Відомості Верховної Ради України. Офіц. вид. 2006. 27: 990). Дослідження було погоджене комітетом з медичної етики ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України» (№3 від 12.09.2024)

Результати

У ході експерименту на очах кролика контрольної групи нанесення аплікацій ВЕБТ на сітківку за напруги 11 В викликало локальне кільцеподібне посіріння сітківки діаметром не більшим за діаметр зонда. В той же час, нанесення аплікацій при напрузі 12 В та 13 В викликало більш виражені зміни у вигляді кільцеподібного побіління сітківки (більш виражені при 13 В, ніж при 12 В). Нанесення аплікацій при напрузі 14 В

викликало виражені коагуляційні зміни з побілінням сітківки діаметром більшим за діаметр зонда (приблизно 1,5 діаметра зонда) та формування розриву сітківки у центрі аплікації. Рисунок 1 наочно демонструє вищеописані зміни сітківки одразу після нанесення аплікацій.

В експериментальній групі за умови тампонади вітреальної порожнини повітрям нанесення аплікацій ВЕБТ на сітківку за напруги 11 В викликало малопомітне локальне кільцеподібне посіріння сітківки діаметром меншим за діаметр зонда (приблизно 0,8 діаметру зонда). В той же час, нанесення аплікацій за напруги 12 В викликало локальне кільцеподібне посіріння сітківки діаметром не більшим за діаметр зонда. Використання напруги 13 В призводило до формування більш виражених змін (кільцеподібне побіління сітківки). Нанесення аплікацій за використання напруги 14 В викликало виражену коагуляцію сітківки діаметром більшим за діаметр зонда (приблизно 1,5 діаметра зонда), побіління сітківки та формування розриву сітківки у центрі аплікації.

При тампонаді вітреальної порожнини перфтордекаліном аплікації ВЕБТ на сітківку викликали малопомітне кільцеподібне посіріння сітківки діаметром меншим за діаметр зонда (приблизно 0,8 діаметру зонда) за напруги 11 В. У разі використання напруги 12 В та 13 В аплікації ВЕБТ викликали локальне кільцеподібне посіріння сітківки діаметром, що не перевищує ді-

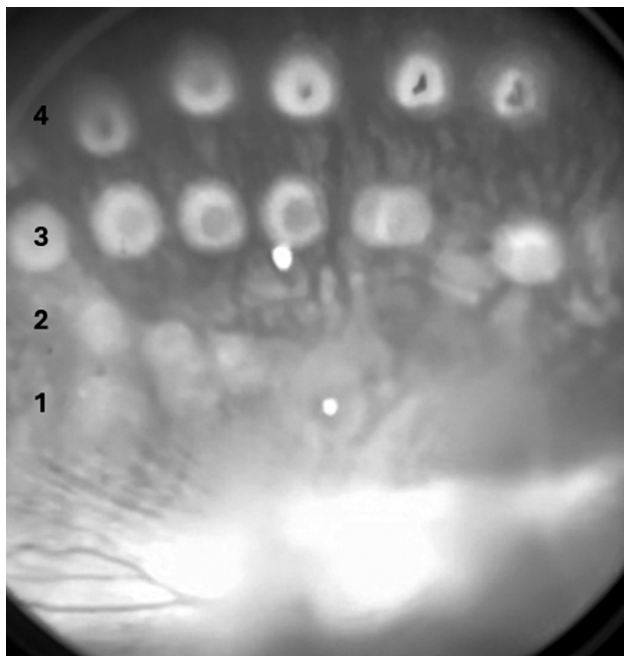


Рис. 1. Офтальмоскопічна картина аплікацій високочастотним електрозварюванням біологічних тканин на сітківку за наявності склоподібного тіла. На фотографії видно аплікації від 11 В (нижній ряд, 1) до 14 В (верхній ряд, 4). При збільшенні напруги з'являються інтенсивні коагуляційні зміни в сітківці (побіління сітківки) з формуванням розривів сітківки у центрі аплікацій.

метр зонда (зміни були більш виражені за напруги 13 В, ніж за напруги 12 В). В той же час аплікації ВЕБТ на сітківку за напруги 14 В призводили до формування виражених коагуляційних змін сітківки з її побілінням діаметром більшим за діаметр зонда (приблизно 1,5 діаметра зонда) та розриву сітківки у центрі аплікації.

ОКТ ділянок нанесених аплікацій було виконано у період до 1 години після нанесення аплікацій. Враховуючи різницю показників заломлення тампонувальних речовин, отримати інформативні результати ОКТ, які могли б інтерпретуватися при тампонаді перфтордекаліном та стерильним повітрям, не було можливим. Тому аналізувалися знімки ОКТ ділянок нанесених аплікацій тільки у контрольній групі за наявності склоподібного тіла.

Аплікації ВЕБТ на сітківку за напруги 11 В характеризувалися набряком сітківки, особливо внутрішніх шарів, з незначно посиленою гіперрефлексивністю за збереження структурності шарів сітківки (рис. 2А1–А2). Аплікації за напруги 12 В мали вигляд виражено гіперрефлексивних вогнищ з суттєвими змінами тканини сітківки без можливості диференціації шарів сітківки (ілюстрація 2В). Аплікації за напруги 13 В та 14 В характеризувалися вираженими коагуляційними змінами (гіперрефлексивні вогнища високої інтенсивності) з дефектом сітківки у центрі аплікації (розрив сітківки; рис. 2С).

Для пояснення отриманих експериментальних результатів було проведено чисельне кінцево-елементне моделювання процесів електротермічного розігріву сітківки та навколишніх тканин. Основною задачею моделювання було встановлення порогових значень напруги ВЕБТ сітківки в залежності від внутрішньоочного вмісту. Встановлення порогових напруг проводилося з наступних міркувань. Температура коагуляції білків сітківки становить $T_{КОАГ} \sim 50^\circ$ [14, 15], а час експозиції ВЕБТ дорівнює $t = 1$ с. Отже, моделюючи динаміку зростання температури в області зварювання для різних напруг, треба визначити таку порогову напругу $U_{пор}$, при якій температура розігріву сітківки досягне 50° саме через $t = 1$ с після увімкнення струму. На рисунку 3С показано динаміку зростання температури сітківки під час ВЕБТ для трьох різних значень напруги поблизу $U_{пор}$ для випадку заповнення внутрішньоочної порожнини повітрям. Видно, що умова досягнення $T \sim 50^\circ$ за час $t = 1$ с найкраще виконується для напруги $U = 11,5$ В, а для інших напруг, які відрізняються від 11,5 В лише на 0,5 В, динаміка наростання температури вже суттєво відрізняється. Таким чином, було встановлено, що для випадку тампонування внутрішньоочної порожнини повітрям $U_{пор} = 11,5$ В.

Аналогічним чином були встановлені значення порогової напруги для випадків заповнення внутрішньоочної порожнини перфтордекаліном ($U_{пор} = 12$ В; рис. 3В) та склоподібним тілом ($U_{пор} = 10,8$ В; рис. 3А). Отримані результати добре узгоджуються з экс-

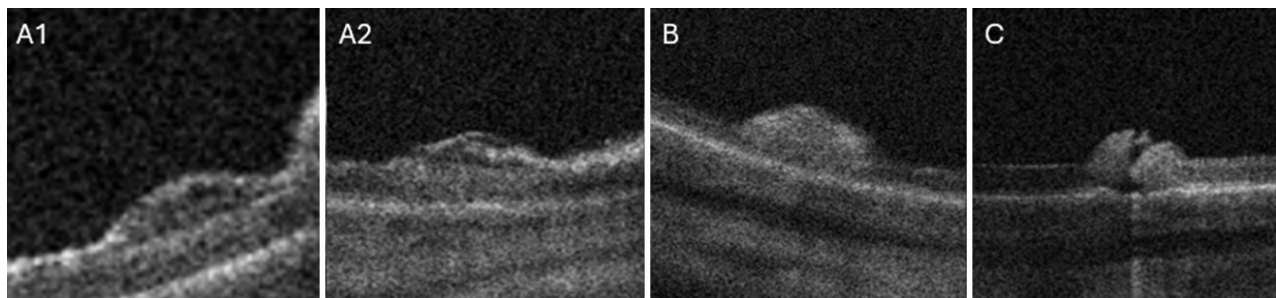


Рис. 2. Фото оптичної когерентної томографії в ділянках аплікацій височастотним електрозварюванням біологічних тканин на сітківку за напруги 11 В (A1 та A2), 12 В (B) та 13 В і 14 В (C). Аплікації за напруги 11 В (панель A) характеризуються набряком сітківки з незначною гіперрефлексивністю при збереженій диференціації шарів сітківки. Аплікації за напруги 12 В (панель B) та 13 В і 14 В (панель B) призводили до виражених коагуляційних змін (гіперрефлексивні вогнища) з формуванням розриву сітківки в центрі аплікації при збільшенні напруги (панель C).

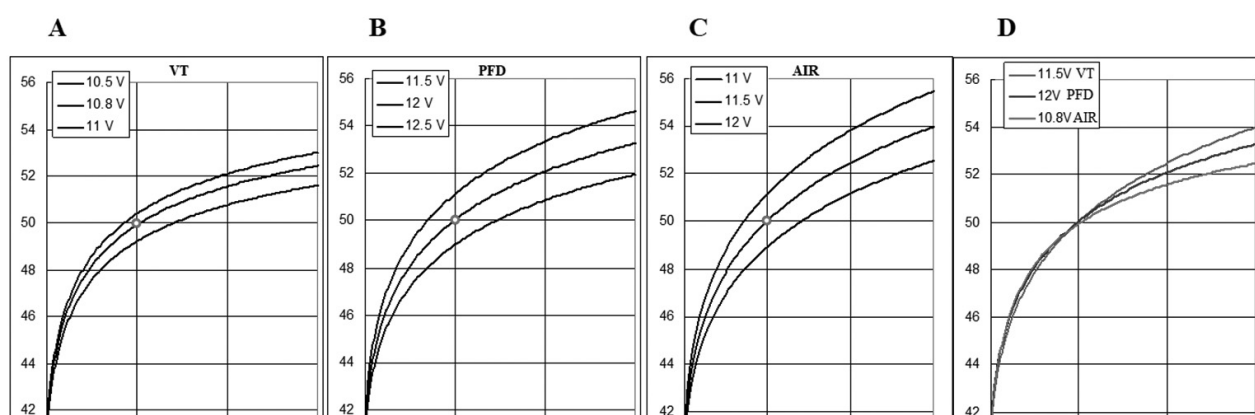


Рис. 3. Динаміка зростання температури сітківки під час височастотного електрозварювання біологічних тканин для трьох різних значень напруги (вказані на відповідних графіках) при заповненні вітреальної порожнини склоподібним тілом (СТ, A), перфтордекаліном (ПФД, B) та стерильним повітрям (СП, C), а також порівняльний графік для оптимальних значень напруг для СТ, ПФД та СП. Динаміка зростання температури сітківки під час ВЕБТ для трьох варіантів заповнення вітреальної порожнини (СП, ПФД та СТ) розрахована для порогових значень напруги височастотного електрозварювання сітківки.

периментальними даними. Враховуючи що експериментально неможливо встановити параметри напруги електричного струму нижче ніж цілі числа, а параметри отримані за допомогою моделювання є максимально близькими, робочими параметрами вважатимуться такі які можуть бути встановлені на зварювальному генераторі.

Обговорення

Електрохірургія є достатньо широко розповсюдженим методом з'єднання біологічних тканин в медицині [16]. Однією з основних відмінностей цього методу від електрокоагуляції тканин є той факт, що тканини нагріваються безпосередньо через вплив протікання електричного струму, в той час як при електрокоагуляції тканини нагріваються безпосередньо електродом високої температури, при якому відбувається пряма передача тепла і коагуляція тканин [16]. Раніше проведені експерименти показали, що при ВЕБТ виникає так званий електричний пробій клітинних мембран без руйнування самих клітин (при оптимальній частоті 66

кГц), що, в свою чергу, викликає з'єднання біологічних тканин за їх мінімального структурного ушкодження, яке обумовлене електротермічною денатурацією білків [17,18]. Такого ефекту можна досягнути за умови значного зниження опору тканин та підвищення температури до 50–70°C, що є передумовою для денатурації білків з мінімальними структурними змінами [14,15]. Більш того, цей процес супроводжується формуванням клейкого субстрату з денатурованих білків та інших молекул позаклітинного матриксу [5,10,19]. Саме цей клейкий субстрат разом з денатурацією протеїнів у зовнішній частині плазмолемі обумовлює швидко хоріоретинальну адгезію після дії електрозварювання на сітківку [5,10,19]. Безпосередньо при дії ВЕБТ на сітківку більшого ушкодження зазнають внутрішні шари сітківки (місце контакту сітківки зі зварювальним зондом) в порівнянні з зовнішніми шарами, що підтверджується морфологічним дослідженням та картиною ОКТ попередніх [5] та даної робіт. Можливо це є наслідком дії методу, а саме більшою температурою у зоні контакту сітківки із зварюваль-

ним зондом і меншою температурою у ділянці зовнішніх шарів сітківки.

Прогрес сучасної вітреоретинальної хірургії передумовлює використання малоінвазивного інструментарію менших калібрів, включаючи 25-G і 27-G, що дозволяє покращити стабільність інтраопераційного току рідин (флюїдику), стабільність тканин та точність маніпуляцій [20]. Саме тому більш широко застосовуються інструменти менших калібрів. У більшості випадків вітректомія з використанням інструментарію калібру 25-G має переваги у порівнянні з використанням інших калібрів, оскільки такий інструментарій характеризується оптимальними співвідношеннями флюїдики до стабільності тканин та продуктивності інструменту до його ригідності, які є найбільш адекватними для даного виду операції [20]. Інструментарій 27-G, в свою чергу, може характеризуватися таким недоліком, як подовжений час хірургічного втручання та меншою ригідністю інструментів, хоча існують розбіжності серед результатів досліджень щодо цих недоліків [20, 21]. Саме тому актуальним є відхід від «великоінвазивного» інструментарію (20-G та 23-G) і розробка та використання інструментарію меншого калібру, зокрема, 25-G, з його експериментальною апробацією.

Отже, попередні дослідження показали, що використання електротермоадгезії дозволяє досягнути міцної та швидкої хоріоретинальної адгезії за допомогою оригінального монополярного зварювального зонда калібру 20-G, що є передумовою для даного дослідження. Однак сучасна вітреоретинальна хірургія рухається у бік малоінвазивних втручань зі зменшеним калібром інструментів, що має свої переваги. Таким чином, використання інструментарію меншого калібру для електротермоадгезії сітківки з судинною оболонкою при регматогенному відшаруванні сітківки могло б покращити результати хірургії цього захворювання, при цьому використовуючи переваги мікроінвазивної вітректомії.

Спираючися на попередні дослідження для зонда калібру 20-G, необхідно було уточнити порогові значення напруги ВЕБТ для нового оригінального монополярного зварювального зонда калібру 25-G. Раніше було встановлено оптимальні параметри електричного струму для ретинопексії під час вітректомії з використанням ВЕБТ за допомогою монополярного зварювального зонда калібру 20-G за умови наявності склоподібного тіла та ендотампонади перфтордекаліном і повітрям [13]. Ця робота показала, що параметри електричного струму відрізняються в залежності від тампонуваної речовини (склоподібне тіло, перфтордекалін або повітря) [13]. Враховуючи, що коагуляційні процеси відбуваються тільки на ділянках, де температура перевищує критичне значення, дослідження динаміки теплового впливу на тканину сітківки за допомогою ВЕБТ в залежності від тампонуваної речовини можливе шляхом проведення математичного

моделювання, яке враховує лише процеси теплопередачі та розігріву тканин при протіканні електричного струму.

Враховуючи зміну в діаметрі зонда, очікувалося, що потрібно також знизити напругу, що і було продемонстровано в експерименті на очах кроликів. Отримані порогові параметри напруги для досягнення електротермоадгезії з використанням монополярного зварювального зонда калібру 25-G при наявності склоподібного тіла (10,8 В) були суттєво меншими за такі для монополярного зварювального зонда калібру 20-G (15,5 В) [13]. Використання більш високих напруг ВЕБТ монополярним зварювальним зондом калібру 25-G, що наближалися до оптимальної для зварювального зонда калібру 20-G, викликало більш виражені коагуляційні зміни з формуванням розриву сітківки у експерименті. Це також підтверджує необхідність визначення порогових параметрів напруги струму для зондів різного калібру.

Результати чисельного кінцево-елементного моделювання дозволили пояснити зменшення порогових напруг ВЕБТ при зменшенні калібру використаного зонда. Рисунок 4А та 4В показують розподіл температур поблизу накінецьника зонда для моделі ока, заповненого склоподібним тілом, для зондів калібру 25-G (А) та 20-G (В), розрахованих при відповідних порогових напругах $U_{\text{пор}} = 10,8 \text{ В}$ та $U_{\text{пор}} = 15,5 \text{ В}$ через $t = 1 \text{ с}$ після увімкнення струму. Видно, що для випадку зонда калібру 25-G нагрівання є більш рівномірним, а нагрівання до необхідної температури досягається при меншій нарузі ВЕБТ. Це пояснюється тим, що зменшення калібру і діаметру зонда (приблизно вдвічі) веде до суттєвого (до чотирьох разів) зростання густини струму в самому зонді та поблизу його країв при незмінній нарузі та струмі живлення. Оскільки потужність виділеного тепла пропорційна до квадрату густини струму, виділення теплоти поблизу країв зонда (де густина струму максимальна) зростає ще суттєвіше. Тому для досягнення робочих значень густини струму необхідно прикладати суттєво меншу порогову напругу, при якій густини струмів в областях максимального розігріву будуть практично однаковими (рис. 4С та 4D — див. 2 стор обкладинки).

Дані візуалізації хоріоретинальних змін за допомогою ОКТ наочно демонструють анатомічні зміни після впливу високочастотного (66 кГц) електрозварювання сітківки оригінальним монополярним зварювальним зондом калібру 25-G. Знімки ОКТ, представлені на ілюстрації 2, збігаються з результатами ОКТ при використанні оригінального монополярного зварювального зонда калібру 20-G [5, 8]. Оптимальні зміни хоріоретинального комплексу відбуваються при використанні встановленої експериментально і теоретично порогової напруги ВЕБТ. Такі зміни супроводжуються підвищенням рефлективності сітківки при збереженні диференціації її шарів, що може супроводжуватися набряком внутрішніх шарів сітківки одразу після впливу

зварювання (рис. 2А). Більш високі значення напруги ВЕБТ призводять до виражених коагуляційних змін з руйнуванням ультраструктури сітківки та формуванням розривів сітківки (рис. 2Б та 2В).

Проведені експерименти з використанням зонда калібру 25-G підтвердили результати, отримані у попередньому дослідженні [13], яке використовувало зонд калібру 20-G, що напруга ВЕБТ, необхідна для досягнення коагуляційних змін сітківки без руйнування її структури, залежить від тампонуальної речовини. При використанні перфтордекаліну та стерильного повітря в якості тампонуальної речовини необхідна більш висока порогова напруга ВЕБТ, ніж при заповненні внутрішньоочної порожнини склоподібним тілом. Цей ефект був пояснений на основі проведеного кінцево-елементного моделювання. Перфтордекалін та стерильне повітря є діелектриками і мають низьку високочастотну провідність, в той час як високочастотна провідність склоподібного тіла є достатньо значною [22]. Моделювання показало, що при електрозварюванні сітківки за наявності склоподібного тіла останнє також проводить електричний струм (рис. 5А — див. 2 стор обкладинки) і додатково нагрівається, що зменшує необхідну напругу для отримання такого самого результату (анатомічних змін та формування хоріоретинальної адгезії; УПОР = 10,8 В). При тампонаді перфтордекаліном та стерильним повітрям струм проходить лише через сітківку (рис. 5В), тому додаткового нагрівання не відбувається, а отже необхідно застосовувати більшу напругу ВЕБТ (12 В та 11,5 В відповідно). Збіг експериментальних даних та результатів чисельного моделювання вказує на те, що вибрана модель розрахунків є адекватною. Така модель може точно обґрунтувати значення параметрів електричного струму (напруги) для необхідних маніпуляцій.

Обмеженням даного дослідження є мала група тварин та відсутність, на даному етапі, клінічних досліджень, що може обмежувати перенесення результатів на клінічний рівень. Незважаючи на малу кількість експериментальних тварин, цілком дослідження було визначення порогових параметрів і їх апробація для зварювального зонда малого калібру, що раніше вже проводилося з використанням зонда більшого калібру, а ці попередні дані слугували основою для планування і проведення цього дослідження [13]. Також обмеженням є відсутність візуалізації змін хоріоретинального комплексу за допомогою ОКТ у групі тварин за ендотампонади перфтордекаліном та повітрям, що зумовлено фізичними властивостями даних речовин та труднощами в отриманні зображень, які можуть бути інтерпретовані. Тому дане дослідження припускає, що структурні зміни після дії ВЕБТ за ендотампонади перфтордекаліном та повітрям відповідали таким, як при наявності склоподібного тіла, також спираючися на попередні дослідження зондом більшого калібру (20-G) [5,13]. Надалі отримані результати є важливими для проведення подальших досліджень анатомічних

змін хоріоретинального комплексу у кролів в різні терміни, враховуючи розраховані порогові параметри напруги електричного струму. Ці дослідження дозволять в майбутньому обґрунтувати використання монополярного зварювального зонда калібру 25-G у пацієнтів з регматогенним відшаруванням сітківки.

Висновки. Порогові значення напруги для високочастотного електрозварювання сітківки оригінальним монополярним зварювальним зондом калібру 25-G в експерименті становили 11 В для склоподібного тіла, 12 В для стерильного повітря та 12 В для перфтордекаліну. Ці дані обґрунтовані офтальмоскопічною картиною (кільцеподібне посіріння сітківки діаметром не більшим за діаметр зонда), даними ОКТ (набряк сітківки з незначно посиленою гіперрефлексивністю та зі збереженням диференціації її шарів) і максимально наближеними результатами чисельного кінцево-елементного моделювання електронагрівання сітківки (10,8 В для склоподібного тіла, 11,5 В для повітря і 12 В для перфтордекаліну). Подальші дослідження мають бути спрямовані на оцінку можливості застосування визначених параметрів електричного струму для безпечної та ефективної ретинопексії.

Авторський внесок

Чумаков Є.А. – методологія, написання – підготовка початкового проекту, рецензування та редагування, візуалізація, спостереження; Уманець М.М. – методологія, адміністрація проекту; Птащенко Ф.О. – методологія, програмне забезпечення, візуалізація. Всі автори прочитали і схвалили остаточну версію рукопису.

Фінансування

Автори заявляють, що під час підготовки цього рукопису не отримували жодних коштів, грантів чи іншої підтримки.

Відмова від відповідальності

Висловлені в представлений статті думки є власними, а неофіційними позиціями установи.

Конфлікти інтересів

Автори заявляють, що вони не мають конфлікту інтересів, який міг би вплинути на їхню думку щодо предмета або матеріалів, описаних і обговорених у цьому рукописі.

Заява про дотримання етичних норм

Експеримент був проведений за дотримання заходів по забезпеченню безпеки, етичного ставлення та дотримання правила роботи з експериментальними тваринами згідно з «Європейської конвенції про захист хребетних тварин, які використовуються для експериментальних та інших наукових цілей» (Страсбург, 1986) та Законом України № 3447-IV «Про захист тварин від жорсткого поводження» / Відомості Верховної Ради України. – Офіц. вид. – 2006. – № 27. – С. 990. Дослідження було погоджене комітетом з медичної етики ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України» (№3 від 12.09.2024).

Заява про доступність даних

Дані, отримані та проаналізовані під час цього дослідження, можна отримати у відповідального автора за обґрунтованим запитом.

Список скорочень

ВЕБТ – високочастотне електрозварювання біологічних тканин, ОКТ – оптична когерентна томометрія.

Література

- Mitry D, Charteris DG, Fleck BW, Campbell H, Singh J. The epidemiology of rhegmatogenous retinal detachment: Geographical variation and clinical associations. *Br J Ophthalmol* 2010;94(6):678–84. <https://doi.org/10.1136/bjo.2009.157727>.
- Staropoli PC, Brown K, Townsend JH. Return to the operating room after repair of rhegmatogenous retinal detachment. *Clin Ophthalmol* 2022;16:1391–1399. <https://doi.org/10.2147/OPTH.S360313>.
- Park H, Chin H.S. Risk factors of recurrent retinal detachment after primary vitrectomy for rhegmatogenous retinal detachment. *IOVS* 2015;56:5093.
- Ruamviboonsuk P, Radke NV, Ho M, Lai C-C, Lam WC, Mieler WF, et al. International consensus and guidelines on rhegmatogenous retinal detachment (RRD) surgery by the Asia-Pacific Vitreo-retina Society (APVRS), the Academy of Asia-Pacific Professors of Ophthalmology (AAPPO) and the Academia Retina Internationalis (ARI). *Asia Pac J Ophthalmol* 2025 Oct 15:100254. <https://doi.org/10.1016/j.apjo.2025.100254>.
- Уманець ММ. Експериментальне та клінічне обґрунтування застосування високочастотного електрозварювання біологічних тканин у вітреоретинальній хірургії. [Дисертація доктора мед. наук]. Одеса, ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України»; 2018.
- Guber J, Bentivoglio M, Valmaggia C, Lang C, Guber I. Predictive risk factors for retinal redetachment following uncomplicated pars plana vitrectomy for primary rhegmatogenous retinal detachment. *J Clin Med* 2020;9(12):4037. <https://doi.org/10.3390/jcm9124037>.
- Пасечнікова НВ, Науменко ВО, Родін СС. Використання високочастотного електрозварювання для ретинопексії в експерименті. Тези XII з'їзду офтальмологів України 2010:201–202, Одеса.
- Пасечнікова НВ, Уманець ММ, Артёмов ОВ. Високочастотне електрозварювання тканин заднього відділу очного яблука (модифікований генератор ЕК-300М1) зі застосуванням оригінального моно- і біполярного інструментарію. *Офтальмол. журн.* 2012;(2):45–49.
- Сауд О, Сергієнко А. Монополярний коагулятор для хірургії супраороїдальним доступом. *Медицина сьогодні і завтра* 2021;90(3):25–33. <https://doi.org/10.35339/msz.2021.90.3.sse>.
- Cheung N, Wong D. Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology—instant glue for retinal detachment surgery? *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2014;252:1695–1696. <https://doi.org/10.1007/s00417-014-2788-y>.
- Уманець ММ. Порівняльна ефективність високочастотного електрозварювання біологічних тканин і діодної лазерної коагуляції для ретинопексії під час вітректомії в лікуванні хворих на регматогенне відшарування сітківки. *Офтальмологічний журнал* 2016;5:14–17. <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh201651417>.
- Pasychnikova N, Rodin S, Naumenko V. Pilot experimental investigation of the electric welding for the retinopathy. 9-th EURORETINA Congress; 2009 5-7 May; Nice, France. 2009.
- Уманець ММ, Пасечнікова НВ, Науменко ВО, Птащенко ФА. Визначення порогових параметрів електричного струму при високочастотному електрозварюванні сітківки в експерименті та на основі двомірного чисельного моделювання в залежності від внутрішньоочного вмісту (скловидне тіло, перфтордекалін, повітря). *Офтальмол. журн.* 2013;5:83–88.
- Luttrull JK. Lasers in medicine: The changing role of therapeutic laser-induced retinal damage – from de rigeuer to nevermore. *Photonics* 2023;10(9):999. <https://doi.org/10.3390/photonics10090999>.
- Schlott K, Koinzer S, Ptaszynski L, Bever M, Baade A, Roeder J, et al. Automatic temperature controlled retinal photocoagulation. *J Biomed Opt* 2012;17(6):061223. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.6.061223>.
- El-Sayed MM, Saridogan E. Principles and safe use of electrosurgery in minimally invasive surgery. *Gynecol Pelvic Med* 2021;4:1–14. <https://doi.org/10.21037/gpm-2020-pfd-10>.
- Патон БЕ. Електричне зварювання м'яких тканин в хірургії. Автоматичне зварювання 2004;9:7–11.
- Paton BE, Lebedev VK, Vorona DS, Karchemsky VI, Furmanov YA, Lebedev AV, et al. Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough. *Pat. US 2005/0234447 A1*. 2005-10-20.
- Umanets N, Pasychnikova NV, Naumenko VA, Henrich PB. High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2014;252:1697–1703. <https://doi.org/10.1007/s00417-014-2709-0>.
- Warren A, Wang DW, Lim JJ. Rhegmatogenous retinal detachment surgery: A review. *Clin Exp Ophthalmol* 2023;51(3):271–279. <https://doi.org/10.1111/ceo.14205>.
- Sborgia G, Niro A, Sborgia L, Grassi MO, Gigliola S, Romano MR, Boscia F, et al. One-year outcomes of 27-gauge versus 25-gauge pars plana vitrectomy for uncomplicated rhegmatogenous retinal detachment repair. *Int J Retina Vitreous* 2019;5:13. <https://doi.org/10.1186/s40942-019-0164-0>.
- Martins JC, Sousa LA. Bioelectronic vision: Retina models, evaluation metrics and system design. *Bioengineering & Biomedical Engineering Series*. Singapore: World Scientific; 2009. xxiv, 246 p.