

УДК 617.735-085-849.19+621.791.7-092.9-091.8

© Коллектив авторов, 2012.

ВПЛИВ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН НА СТРУКТУРНІ ОСОБЛИВОСТІ СІТЧАСТОЇ ОБОЛОНКИ КРОЛИКА У ПОРІВНЯННІ З ДІОДНОЮ ЛАЗЕРНОЮ КОАГУЛЯЦІЄЮ ЗА ДАНИМИ ОПТИЧНОЇ КОГЕРЕНТНОЇ ТОМОГРАФІЇ

М.М. Уманець, О.В. Іваницька, В.С. Заводна, І.М. Левицький*ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України», (директор член-корр. НАМН України, проф. Н.В. Пасечнікова), м. Одеса.*

COMPARING OF HIGH FREQUENCY WELDING OF BIOLOGICAL TISSUES WITH LASER COAGULATION OF RABBIT RETINA USING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

M.M. Umanets, E.V. Ivanitskaya, V.S. Zavodnaya, I.V. Levytskyu

SUMMARY

In our pilot study was found that threshold diode laser photocoagulation is more traumatic - affected area of retina is thinned, the structural elements are almost not visualized. Whereas after high-frequency electric welding of biological tissue thickness around impact zone and zone itself remains unchanged, morphological changes of retina are minimal.

ВЛИЯНИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ НА СТРУКТУРНЫЕ ОСОБЕННОСТИ СЕТЧАТОЙ ОБОЛОЧКИ КРОЛИКА ПО СРАВНЕНИЮ С ДИОДНОЙ ЛАЗЕРНОЙ КОАГУЛЯЦИЕЙ ПО ДАННЫМ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

М.М. Уманец, О.В. Иваницкая, В.С. Заводна, И.М. Левицкий

РЕЗЮМЕ

В результате экспериментального исследования было установлено, что пороговая диодная лазерная коагуляция является более травматичной - сетчатка в зоне воздействия истончена, структурные элементы ее практически не визуализируются, тогда как после высокочастотной электросварки биологических тканей толщина вокруг зоны воздействия и в самой зоне практически не меняется, морфологические изменения сетчатки носят минимальный характер.

Ключові слова: високочастотне електрозварювання біологічних тканин, діодна лазерна коагуляція, сітчаста оболонка, оптична когерентна томографія.

Одним з пріоритетних завдань сучасної вітреоретинальної хірургії є розробка та впровадження в клінічну практику нових методів ретинопексії. На сьогоднішній день для цих цілей застосовується лазерна, кріо- і діатермокоагуляція. Відомо, що використання цих методик не забезпечує достатньої хоріоретинальної адгезії в перші дні після впливу. У зв'язку з цим тампонада вітреальної порожнини фторвмісними газами або силіконовим маслом є обов'язковим етапом вітреоретинальної хірургії у хворих з регматогенним відшаруванням сітківки [1].

Метод високочастотного електрозварювання біологічних тканин (ВЕБТ) широко застосовується в загальній хірургії для з'єднання тканин. Встановлено, що зварне з'єднання виникає при проходженні через тканини електричного струму високої частоти. 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. В результаті такого впливу виникає міцне з'єднання тканини, обумовлене електротермічною денатурацією білкових молекул з мінімальними структурними ушкодженнями тканини, що є одним з основних переваг методу ВЕБТ в порівнянні з діатермокоагуляцією [2].

Нами, спільно з Інститутом електрозварювання ім. С.О. Патона були вдосконалені метод і режими ВЕБТ, а також розроблений прилад і оригінальні інструменти для роботи в порожнині скловидного тіла [3]. У попередньому експериментальному дослідженні нами встановлено, що міцність хоріоретинальної адгезії після впливу ВЕБТ вище, ніж після лазеркоагуляції [4].

Для вивчення морфоструктурних змін сітківки після ВЕБТ і лазеркоагуляції ми використовували

оптичну когерентну томографію (ОКТ), як метод, що дозволяє отримувати прижиттєві зображення хоріоретинального комплексу з високою роздільною здатністю (10 мікрон). Можливість використання ОКТ для вивчення морфоструктурних змін сітківки була продемонстрована рядом дослідників [5,6,7].

Мета. Вивчити вплив високочастотного електрозварювання біологічних тканин на структурні особливості сітчастої оболонки кролика в порівнянні з діодною лазерною коагуляцією безпосередньо після впливу і в динаміці за даними оптичної когерентної томографії.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Для експерименту були відібрані 13 дорослих здорових кролика породи Шиншила (26 очей) з масою тіла від 2,5 до 3,5 кг. Попередньо тваринам проводилась непряма бінокулярна офтальмоскопія для виключення аномалій сітчастої оболонки. Для електрозварювання використовувався модифікований прилад ЕК - 300 М1 і розроблений нами оригінальний монополярний ендовітреальний зонд [8]. На правих очах експериментальних тварин хоріоретинальна спайка формувалась за допомогою ендоекюлярного зонда лазерним випромінюванням з довжиною хвилі 810 нм ($E = 200-300$ мВт, $t = 250$ мсек). На лівих очах виконувалась ВЕБТ пороговими параметрами для монополярного зонда, встановленими в нашому попередньому дослідженні ($I < 0,1$ А, $U = 15$ В, $t < 2$ сек) [8], причому активний електрод вводився в порожнину склоподібного тіла, а індіферентний фіксувався до повікоросширювача. Хірургічне втручання виконувалося з дотриманням «Правил поводження з лабораторними тваринами». Під час експерименту тварини знаходилися під загальним наркозом (10% р-ну тіопенталу натрію у дозі 1 мл / кг) і були фіксовані в спеціальному верстаті. Після обробки операційного поля з дотриманням всіх правил асептики і антисептики проводилась ретробульбарна анестезія 2% розчином лідокаїну гідрохлориду - 2,0 мл. Потім виконувалась розріз кон'юнктиви паралельно лімба в 1,5 мм від нього на 10 і 2 годинах на правих очах, і на 4 і 8 годинах на лівих очах. В 1,5 - 2 мм від лімба, відповідно кон'юнктивотомії V-подібним списоподібним ножом формувалися склеротомії. Для усунення рефракційних аберацій на рогівку встановлювалася плоска контактна лінза. У подальшому в одну склеротомію вводився світловод приєднаний до джерела ксенонного освітлення, в іншу - монополярний зварювальний або лазерний зонд. Всі ендовітреальні інструменти відповідали калібру 20 G. Зварювальна аплікація виконувалась під диском зорового нерва за допомогою дозованої компресії на ретинальну тканину монополярним зондом з наступним впливом струму високої частоти. Потім проводилося накладення швів на склеру і кон'юнктиву.

Після втручання тваринам проводилась стандартна протизапальна та антимікробна терапія. Тварини оглядалися методом непрямої бінокулярної офтальмоскопії щодня протягом 1 місяця. Оптична когерентна томографія виконувалась в області вогнища впливу, причому скан проходив по центру зварювальної або лазерної аплікації. Оцінювали офтальмоскопічні особливості, зміну оптичної рефлективності сітківки, а також її товщину в зоні впливу через 1 годину після експерименту, на 7 день і через 1 місяць. Для контролю проводили сканування інтактної сітківки відступивши не менше 1 мм від краю аплікації.

Дані представлені у вигляді середнього значення і в дужках середньоквадратичне відхилення.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Товщина сітківки для контролю вимірювалася в інтактній зоні (ІЗ) сітківки на відстані 500-1000 мкм від вогнища коагуляції. Достовірно значимих змін товщини інтактної сітківки в групах кроликів, що перенесли лазерну коагуляцію по відношенню до кроликів, які перенесли ВЕБТ не відзначено. Тому нами прийнято середнє значення товщини ІЗ для кроликів обох груп, що склало $141,8 \pm 11$; $147,2 \pm 14,6$ і $123,3 \pm 15$ в терміни 1 день, 1 тиждень і 1 місяць відповідно.

Через 1 годину після лазеркоагуляції у експериментальних тварин при офтальмоскопії визначався коагулят біло-сірого кольору з нечіткими межами відповідаючий 2 ступеню по l'Esperance. Утворення пігменту по всій площі коагулята спостерігалось з 5 по 7 день. Максимальна пігментація по всій поверхні коагулята була відзначена через 1 місяць після експерименту.

На оптичній томограмі сітківки через 1 годину після експерименту в локусі лазеркоагуляції відзначається чітко обмежена ділянка високої оптичної щільності, розташована на рівні зовнішніх і середніх шарів сітківки протяжністю до 250 мкм. Середнє значення товщини потовщеної сітківки в даній зоні склало $233(37SD)$ мкм, в інтактній зоні - $141(12)$ мкм ($p = 0,00002$). Внутрішні шари сітківки візуалізуються, однак зазначається їх нерівномірна оптична щільність.

Через 7 днів, в локусі лазеркоагуляції спостерігається вогнище високої оптичної щільності, що захоплює всі шари сітківки без візуалізації її структурних елементів, з перифокальною атрофією пігментного епітелію. Товщина сітківки в області вогнища склала $166(49SD)$ і була трохи вище, ніж в прилеглих, інтактних відділах $151(21SD)$ мкм ($p = 0,19$). Внутрішні шари сітківки не візуалізуються.

Через 1 місяць після експерименту на оптичній томограмі сітківки, в інтактних зонах відзначено зниження товщини сітківки до $123(12,9SD)$ мкм, а в локусі лазеркоагуляції - до $57(22SD)$ мкм, її

структурні елементи практично не візуалізуються. Різниця товщини сітківки в інтактній області та зоні коагуляції складала 65,5 мкм ($p = 0,000001$).

У місці доторкання монополярного зонда з наступним ВЕБТ через годину після експерименту при офтальмоскопії відзначалося незначне посіріння сітківки у вигляді кільця. Примітним є те, що в місці контакту електрода з сітківкою, офтальмоскопічних і структурних змін сітківки ми не відзначали. Кільцеподібні утворення пігменту по периферії зварювальної аплікації спостерігалися вже на 3 добу, інтенсивність пігментації посилювалася на 7 день після проведення втручання. Через місяць відзначалося утворення пігменту у вигляді кільця, без візуальних змін в центрі аплікації.

На оптичній томограмі сітківки кролика через годину після експерименту, середня товщина сітківки в зоні впливу ВЕБТ складала 151 (12,8 SD) мкм, що практично не відрізнялося від показника в

інтактній зоні 142 (9,8 SD) ($p > 0,05$). Відзначалися лише точкові ділянки підвищеної оптичної щільності в зовнішніх шарах сітківки без видимих додаткових змін прилеглих структур.

Через 7 днів на оптичній томограмі сітківки в зоні впливу вдалося виявити дві ділянки гіперрефлексивності товщиною 160 (12,5 SD) мкм, з нормальною структурою сітківки між ними. В даному терміні спостереження так само відсутнє значимі зміни товщини сітківки від інтактною зони 143 (8,5 SD) мкм.

Через місяць відзначалися два обмежених локуси, підвищеної оптичної щільності, діаметром від 43 до 47 мкм і середньої товщиною 127 (17 SD) мкм, без інших видимих змін навколишньої сітківки. Як і в попередні терміни, різниця товщини була статистично не значима ($p = 0,34$). Динаміка зміни товщини сітківки кроликів в залежності від виду впливу представлена на графіку (рис. 1) і в таблиці (табл.1).

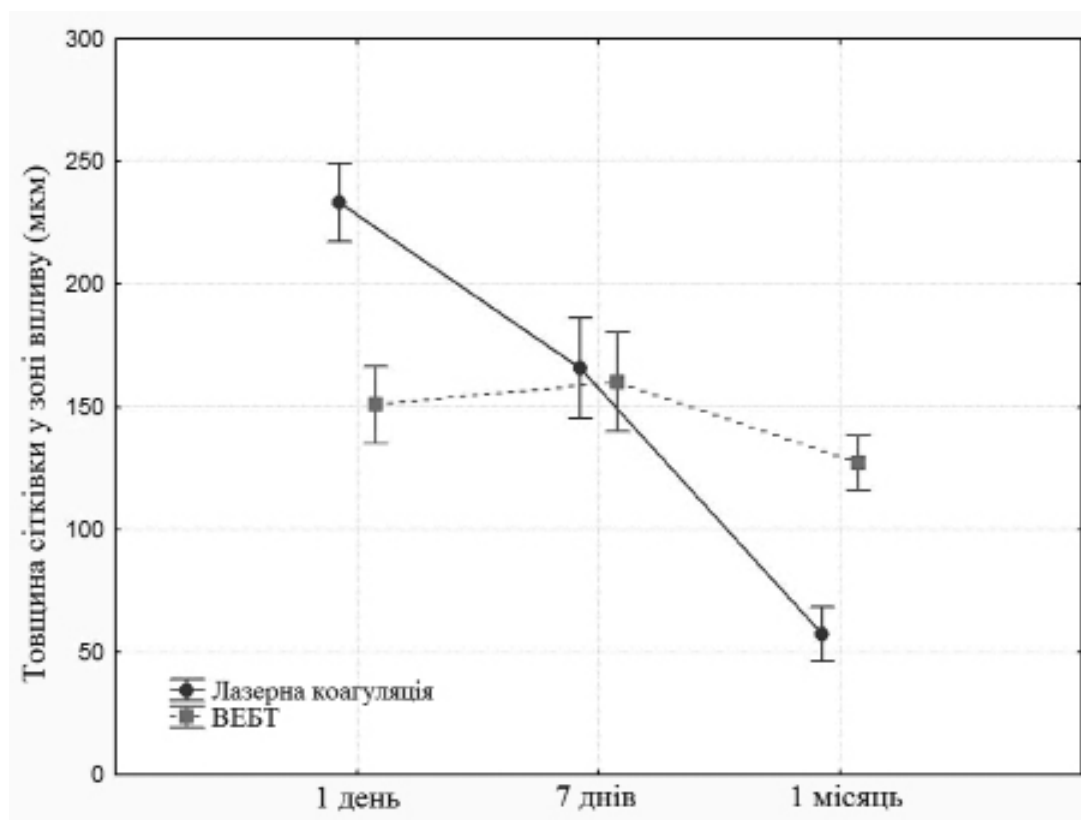


Рис. 1. Товщина сітківки кроликів в залежності від виду впливу у терміни 1 день, 1 тиждень і 1 місяць.

ВИСНОВКИ

Порогова діодна лазерна коагуляція є більш травматичною для сітківки, захоплює всі її шари і в перші дні супроводжується статистично значущим потовщенням сітківки (набряк) в середньому на 92,1 мкм. Через 7 днів сітківка в зоні впливу потоншена, структурні елементи її практично не візуалізуються. У термін 1 місяць

після втручання відзначається статистично значуще витончення сітківки, що досягає різниці в 65,5 мкм в порівнянні з інтактною зоною. Після височастотного електрозварювання біологічних тканин товщина сітківки навколо зони впливу і в самій зоні практично не змінюється в різні терміни після дії, морфологічні зміни сітківки носять мінімальний характер.

Таблица 1

Різниця товщини сітчастої оболонки у кроликів в різні терміни, в зоні впливу діодної лазерної коагуляції (ЛК), високочастотного електрозварювання біологічних тканин (ВЕБТ) і інтактної зони (ІЗ).

Тип впливу	1 день (мкм)			1 тиждень (мкм)			1 місяць (мкм)		
	Вогнище	ІЗ	Δ	Вогнище	ІЗ	Δ	Вогнище	ІЗ	Δ
ЛК	233,4 (36,9)	141,3 (12,1)	92,1	165,7 (48,8)	151 (20,8)	14,7 (38,4)	57,3 (21,8)	122,8 (12,9)	65,5
ВЕБТ	150,9 (12,8)	142,2 (9,8)	8,8	160,2 (12,5)	143,4 (8,2)	16,7	127,2 (16,9)	123,8 (12,6)	3,3
p	0,0002	0,85		0,4077	0,23		0,0001	0,84	

ЛІТЕРАТУРА

- Smiddy W. Histopathologic characteristics of diode laser-induced chorioretinal adhesions for experimental retinal detachment in rabbit eyes / W. Smiddy, E. Hernandez // Arch. Ophthalmol. - 1992. - V. 110. - P.1630-1633.
- Патон Б.Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии // Автоматическая сварка. - №9. - 2004. - С.7-11.
- 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.
- Pasychnikova N. Pilot experimental investigation of the electric welding for the retinopexy / N. Pasychnikova, S. Rodin, V. Naumenko, et al. // 9-th EURORETINA congress. - Nice, 2009.
- Chauchan D. The interpretation of optical coherence tomography images of the retina // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. - 1999. - V.40. - P.2332-2342.
- Frame C. Structural changes of the retina after conventional laser photocoagulation and selective retina treatment (SRT) in spectral domain OCT // Curr. Eye. Res. - 2009. - V.34. - P.568-579.
- Toth C. A comparison of retinal morphology viewed by optical coherence tomography and by light microscopy // Arch. Ophthalmol. - 1997. - V.115. - P.1425-1428.
- Н.В. Пасечникова. Высокочастотная электросварка тканей заднего отдела глазного яблока (модифицированный генератор ЕК-300М1) с применением оригинального моно- и биполярного инструментария / Н.В. Пасечникова, Н.Н. Уманец, А.В. Артемов и др.