

©П. А. ГИНДИЧ

Український науково-практичний центр ендокринної хірургії, трансплантації ендокринних органів і тканин МОЗ України

Експериментальне вивчення впливу біорозчинної судинної стент-платформи

Мета роботи: дослідити вплив біорозчинної судинної стент-платформ “Absorb” (Abbott, США) на навколишні тканини в зоні її імплантації, а також особливості резорбції стент-платформи.

Матеріали і методи. У дослідженні вивчено гістологічні препарати дев’яти тримісячних білих лабораторних щурів масою 150–170 г, яким було імплантовано фрагмент біорозчинної судинної стент-платформи у великий сальник і підшкірно. Виведення тварин з експерименту відбувалося на 30-ту, 90-ту та 180-ту доби після втручання.

Результати дослідження та їх обговорення. При дослідженні гістологічних препаратів у зоні імплантації під шкіру в період 30 та 90 діб та 30 діб після імплантації в великий сальник виявлено ділянки лімфоцитарно макрофагальної інфільтрації та фіброзування капсули. Проте при дослідженні гістологічних препаратів наступних термінів експерименту відмічено суттєве зменшення інтенсивності перифокальної запальної і судинної реакції з формуванням переважно тонких капсул. А також в строки 90 та 180 діб на внутрішній поверхні окремих капсул виявлявся безструктурний матеріал подібний до тканинного детриту, що імовірно свідчить на користь більш вираженої, ніж у попередні терміни деструкції ланок стент-платформи.

Імплантація фрагментів стента не супроводжувалась вираженою запальною реакцією. Поступове збільшення осередкової лімфоцитарної інфільтрації в зоні імплантації спостерігали від 30-ї до 90-ї доби із суттєвим зниженням інтенсивності останньої на 180-ту добу. Макрофагальна реакція збільшувалась в терміни від 30 до 180 діб, що свідчить на користь поступової біодеструкції матеріалу стента. Резорбція балок стента відбувалась помірно, переважно від початку 90-ї доби з утворенням невеликих гранульом сторонніх тіл із поодинокими гігантськими клітинами сторонніх тіл. Застосування імплантатів не супроводжувалось деформаціями тканин, утворенням сером та іншими негативними наслідками. Відсутність вираженої подразнювальної дії свідчить про біосумісність з тканинами організму.

Ключові слова: біорозчинні судинні стент-платформи; тканинна реакція; гістологічне дослідження.

Постановка проблеми і аналіз останніх досліджень та публікацій. Застосування біорозчинних судинних стент-платформ, що не залишаються в судині постійно, а виконавши свою функцію з відновленням її просвіту через певний час резорбуються, дозволяє поновити функціональні властивості судин, нормалізувати кровотік та оптимізувати можливості для подальшого лікування.

Стентування із застосуванням біорозчинних судинних стент-платформ (БрСП) має значні переваги порівняно з імплантацією непокритих або покритих ліками металевих стентів [1–3]. При необхідності подальшого хірургічного лікування БрСП не буде перешкодою для стентування або аорто-коронарного шунтування. БрСПтакож має переваги у тих випадках, коли існує загроза зламу та/або руйнування стентів, це може трапитися в рухомих ділянках як коронарних, так і периферичних артерій [1, 4, 5]. На противагу усьому останні рандомізовані дослідження довели вищий ризик тромбозів біорозчинних судинних стент-платформ порівняно з металевими стентами, покритими ліками [14].

Першою генерацією біорозчинних судинних стент-платформ, що отримала дозвіл на застосування в клінічній практиці, став стент із полімо-

лочної кислоти “Absorb” американської компанії “Abbott”.

БрСП “Absorb” (Abbott, США) має платформу, виготовлену з полі-L-лактиду. Полі-L-лактиду успішно використовують в багатьох галузях медицини (розчинні лігатури, ортопедичні імпланти, наповнювачі апарату для гемодіалізу). Після імплантації стент-платформи впродовж трьох – чотирьох років, як правило, спостерігається повне біорозчинення полімерного каркасу стент-платформи, який більше не визначається за допомогою якісних внутрішньосудинних методів дослідження: оптичної когерентної томографії та/або внутрішньосудинного ультразвукового дослідження [6, 7].

На відміну від стентування, яке забезпечує тільки реваскуляризацію, імплантація біорозчинного каркасу передбачає три фази процесу: реваскуляризацію, розчинення і відновлення. Всі ці три фази є складовими частинами судинної репаративної терапії [8, 11].

Фаза реваскуляризації триває близько трьох місяців після втручання. В цей період за основними показниками БрСП і стенти з лікарським покриттям останнього покоління достовірно не розрізняються [16]. У фазу відновлення БрСП поступово припиняє виконувати підтримувальну функцію,

в кінці фази він перестає механічно фіксувати судину, що дозволяє артерії повернутися в свій нескутий металевим каркасом природний стан [8, 9]. Після розчинення полілактиду порожнини, що раніше були заповнені балками стент-платформи, починають заповнюватись протеогліканами і колагеном. Клітинна структура судинної стінки поступово відновлюється, це дозволяє артерії поновити свою вазомоторну ендокринну реакцію у відповідь на механічне розтягнення від пульсуючого кровотоку [10, 15].

Фаза розчинення починається, коли каркас поступово втрачає жорсткість та перестає виконувати свою підтримувальну функцію, при відсутності стримуючих структур артерія відновлює здатність до реагування на фізіологічні стимули. Від стенту залишаються фрагменти, вкраплені в судинній стінці, які поступово розпадаються та зникають. Проте є дані, що полі-L-лактид при деградації може стимулювати імунні процеси, підтримувати запалення та склероз навколишніх тканин [12]. Тому більш детальне вивчення процесів у зоні розміщення біорозчинної судинної стент-платформ “Absorb” (Abbott, США) на часі є доцільним.

Мета роботи: вивчення впливу біорозчинної судинної стент-платформ “Absorb” (Abbott, США) на навколишні тканини в зоні її імплантації, а також дослідити особливості резорбції стент-платформи в експерименті.

Матеріали і методи. З метою дослідження впливу БРСП “Absorb” (Abbott, США) на тканини лабораторних тварин були проведені експерименти на дев’яти тримісячних самок білих лабораторних щурів масою 150–170 г. При роботі з лабораторними тваринами дотримувалися вимог Закону України від 15.12.2009 р. № 1759-IV “Про захист тварин від жорсткого поводження” та “Науково-практичних рекомендацій по утриманню лабораторних тварин і роботі з ними” ДФЦ МОЗ України (протокол № 8 від 22.06.2012).

Операції виконували в стерильних умовах під загальним внутрішньочеревним знеболенням. Для цього вводили 0,2 мл 5 % розчину тіопентал-натрію та 0,4 мл 1 % розчину пропофолу. В стерильних умовах стент-платформу розміром 2,5 мм діаметром та 28 мм довжиною розділяли на 20 рівних фрагментів, кожен з яких складався щонайменше із трьох ланок. Кожній тварині в черевну порожнину та під шкіру імплантували фрагмент стент-платформи. Для цього після лапаротомії мобілізували великий сальник, потім фрагмент БРСП повністю ним обгортали, та прошивали лігатурою Prolen™ 6-0, остання одночасно става-

ла міткою для подальшої ідентифікації місця розташування стент-платформи. Наступним кроком під шкірою з правого боку від білої лінії живота формували кишеньку, в яку імплантували другий фрагмент платформи та знову ж таки фіксували лігатурою Prolen™ 6-0. Кінцевим етапом післяопераційну рану пошарово ушивали. Всі тварини після операційних втручань вижили.

З експерименту тварин виводили внутрішньочеревним передозуванням 5 % розчину тіопенталу натрію через 30, 90 та 180 діб після операційного втручання.

Для проведення гістологічного дослідження тканини в зоні лігатурної мітки видаляли і фіксували в 10 % розчині нейтрального забуференого формаліну, ущільнювали у парафіні за загальноприйнятою схемою. Зрізи завтовшки 8 мкм забарвлювали гематоксиліном та еозином, пікрофуксином за методом ван Гізона, проводили Pas-реакцію. Гістологічні препарати вивчали із застосуванням світлооптичного мікроскопа Leica DM500, фотодокументування здійснювали камерою Leica ICC50 HD.

Результати досліджень та їх обговорення.

На 30-ту добу імплантат, що був розміщений під шкірою, оточувала тонка шарувата капсула, переважно, утворена, тонкими колагеновими волокнами та фібробластами з помірною лімфоцитарною інфільтрацією на її полюсах (рис. 1). На зовнішній поверхні капсули відзначали невеликі скупчення макрофагів та лімфоцитів. Ознаки резорбції стент-платформи були відсутні.

Імплантат в черевній порожнині в цей же термін був осумкований великим сальником. Навко-

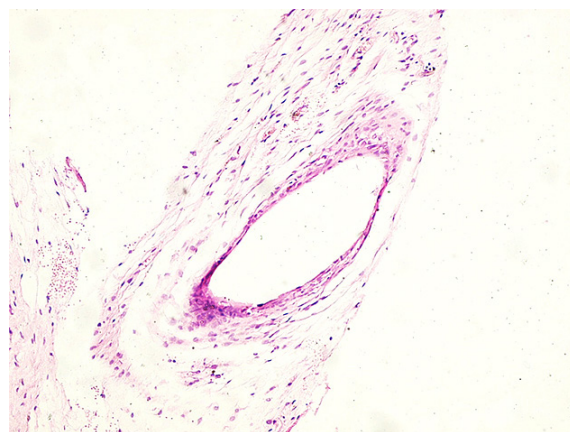


Рис. 1. Тонка капсула навколо ланки стент-платформи через 30 діб після імплантації під шкіру. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 20.

ло балок-стента в жировій тканині відзначались розширені кровоносні судини та порожнинне утворення з досить широкою стінкою, яка мала помірну лімфоцитарно-макрофагальну інфільтрацію. На деяких ділянках у зоні імплантації спостерігали утворення невеликих гранулом сторонніх тіл, до складу яких входили поодинокі гігантські клітини сторонніх тіл із периферичним розташуванням ядер.

Через 90 днів у зоні імплантації під шкіру стент був розташований між двома шарами м'язів, навколо нього відзначався незначний набряк. Крім того, спостерігали збільшення щільності кровоносних судин: переважно капілярів і венул (рис. 2).

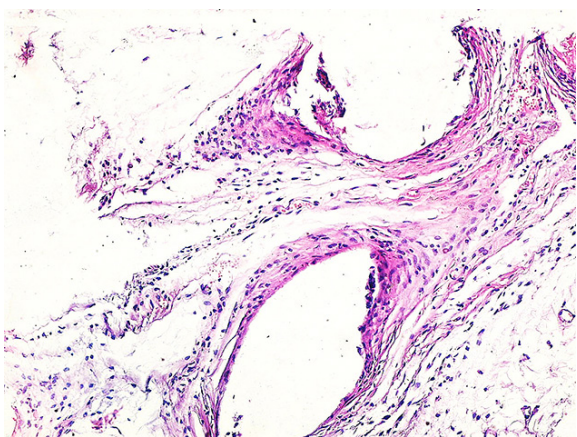


Рис. 2. Капсули, сформовані навколо ланок стент-платформи, розташованого під шкірою через 90 днів після імплантації. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 20.

Навколо ланок стент-платформи сформувались капсули овальної форми, які на деяких ділянках були оточені щільною сполучною тканиною. Проміжки між капсулами були заповнені фіброзною тканиною. Стінки капсул навколо ланок стент-платформи мали нерівномірну товщину: частково вони були представлені тонкою капсулою, стінку якої утворювали декілька рядів фіброblastів та тонкі пучки колагенових волокон; на деяких ділянках в стінках капсул відзначали помірну лімфоцитарно-макрофагальну інфільтрацію із наявністю поодиноких гігантських клітин сторонніх тіл (ГКСТ) (рис. 3). В деяких чарунках на межі з ланками стент-платформи виявлялись невеликі вогнища некрозу, що вірогідно формувались як мікропролежні.

На 90 добу фрагмент стенту, який імплантували в сальник, був збережений. В жировій тканині утворились два ряди капсул, що сформувались

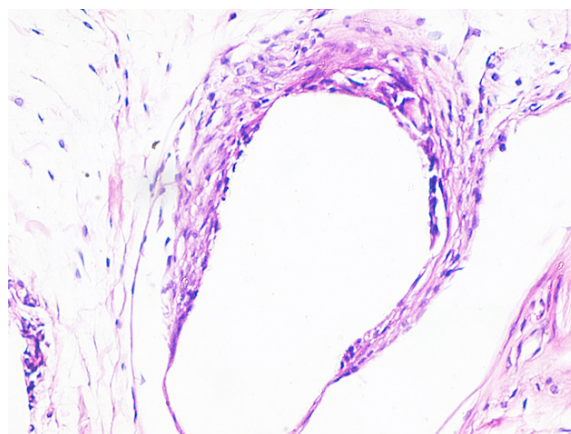


Рис. 3. Капсула навколо ланок стент-платформи, сформована шарами фіброblastів і колагенових волокон із лімфоцитарною інфільтрацією та поодинокими багатоядерними гігантськими клітинами сторонніх тіл через 90 днів після імплантації. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 20.

навколо ланок стент-платформи. В центральній частині зони імплантації та навколо балок була розташована ущільнена сполучна тканина з великою кількістю кровоносних судин, геморагічним просяканням та посиленою фіброblastичною реакцією (рис. 4).

Стінки капсул мали нерівномірну товщину, на деяких ділянках вони були інфільтровані лімфоцитами та макрофагами, також відзначались невеликі скупчення ГКСТ із периферичним розташуванням ядер. Деякі капсули були відмежовані тонкими прошарками, які склались з 5–6 рядів фіброblastів і тонких пучків колагенових волокон. На ділянках, де сформувались потовщені капсули, крім вираже-

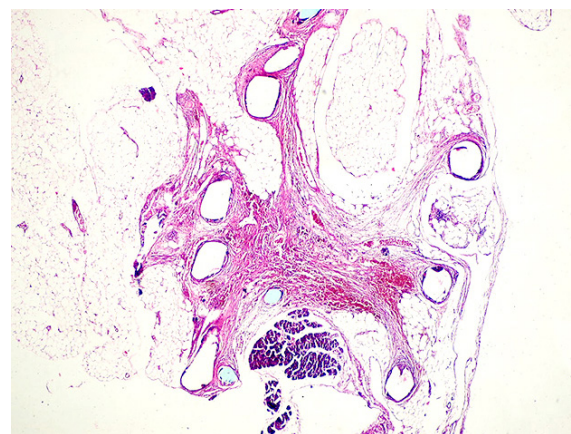


Рис. 4. Фрагмент стента у великому сальнику через 90 днів після імплантації. Капсули навколо балок стента оточені фіброзною тканиною. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 4.

ної лімфоцитарної інфільтрації, спостерігали підсилений колагенез. Капсули навколо шовного матеріалу, на відміну від капсул сформованих навколо ланок стент-платформи, містили гігантські клітини сторонніх тіл у внутрішніх шарах на межі з поверхнею монофіламентної лігатури (рис. 5).

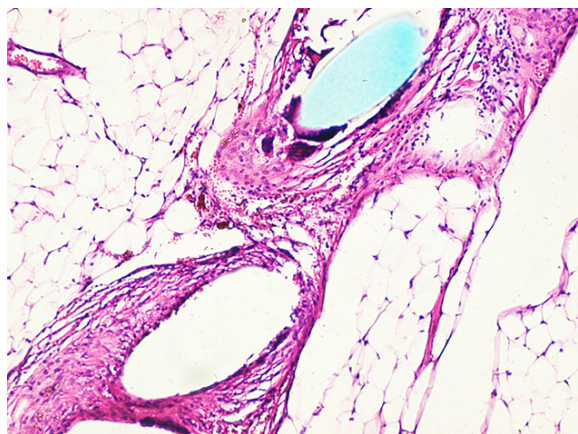


Рис. 5. Капсули навколо шовного матеріалу з лімфоцитарно-макрофагальною інфільтрацією та багатоядерними гігантськими клітинами сторонніх тіл через 90 діб після імплантації. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 20.

Через 180 діб після імплантації фрагменту стента під шкіру в центральній частині дослідженого матеріалу відзначали ділянку новоутвореної сполучної тканини з великою щільністю розширених повнокровних кровоносних судин та вогнищами геморагії. Ділянка з підвищеною васкуляризацією була оточена зоною вираженої запальної інфільтрації, де крім того, відзначались гемосидерофаги та гігантські клітини сторонніх тіл із периферичним розташуванням ядер.

Після імплантації стента до сальника через 180 діб утворилась нечітко окреслена ділянка фіброзу, в центрі якої був розташований фрагмент стента. Між ланок стент-платформи була розташована жирова і фіброзна тканина, а також фрагменти шовного матеріалу. Капсули ланок стент-платформи мали досить нерівномірну товщину. Деякі були дуже тонкі, утворені 4–6 рядами фібробластів і пучків колагенових волокон із поодинокими капілярами. Інша частина капсули мала виражену лімфоцитарно-макрофагальну інфільтрацію та підвищений колагенез, що приводило до формування більш щільних капсул із товстими компактно розташованими колагеновими волокнами (рис. 6). Внутрішня поверхня деяких капсул повністю вкривалась шаром нейтрофілів та макрофагів зі невеликою домішкою детриту.

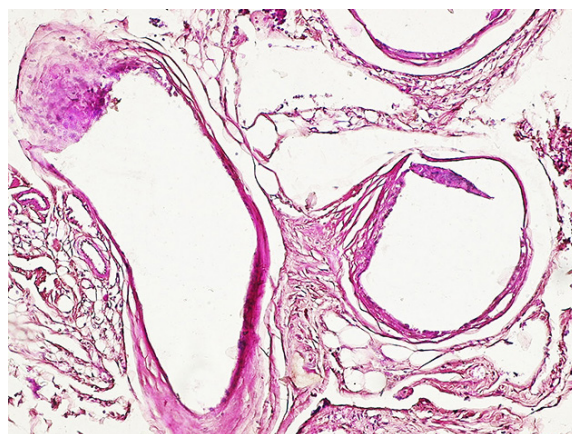


Рис. 6. Капсула навколо ланок стент-платформи з ознаками фіброзу, помірна лімфоцитарно-макрофагальна інфільтрація через 180 діб після імплантації. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення ок. 10, об. 20.

Через 30 та 90 діб після імплантації під шкіру в зоні імплантації фрагментів стента поряд із характерною пластичною реакцією на стороннє тіло, що проявлялось формуванням сполучнотканинних капсул, були відзначені виражені запальні та судинні реакції, а також спостерігались ділянки фіброзування капсул. Через 180 діб при імплантації фрагментів стента під шкіру стан капсул та навколишньої тканини не відрізнявся від стану після імплантації до великого сальника.

Після імплантації ланок стент-платформи до великого сальника в терміни від 30 до 180 діб в зоні його розміщення спостерігали формування переважно тонких капсул навколо його балок. Проте на 30 добу товщина стінки капсул здебільшого була нерівномірною за товщиною з ділянками лімфоцитарно-макрофагальної інфільтрації. Товщина капсул через 90 діб була майже однаковою, рівномірною, з наявністю слабкої або помірної лімфоцитарної інфільтрації. В результаті дозрівання фіброзної тканини через 180 діб формувались нерівномірні за товщиною капсули з ділянками потоншення з наявною слабо вираженою лімфоцитарною інфільтрацією, також відмічено суттєве зменшення інтенсивності перифокальної запальної і судинної реакцій. В строки від 90 до 180 діб на внутрішній поверхні окремих капсул виявлявся безструктурний матеріал подібний до тканинного детриту, що імовірно свідчить на користь більш вираженої, ніж у попередні терміни деструкції ланок стент-платформи.

Отримані результати свідчать на користь поступової та безпечної біодеструкції матеріалу стента, проте в ході даної роботи не було отримано гістологічної картини змін контактних тканин

на тлі повної резорбції досліджуваної стент-платформи. Ми очікуємо, що подовження терміну експерименту дозволить уточнити отримані результати для того, щоб надалі мати вагомі підстави для екстраполяції встановлених даних із лабораторних тварин на пацієнта.

Висновки. Імплантація ланок стент-платформи не супроводжувалась вираженою запальною реакцією. Поступове збільшення осередкової лімфоцитарної інфільтрації в зоні імплантації спостерігали від 30 до 90 доби із суттєвим зниженням інтенсивності останньої на 180 добу.

Макрофагальна реакція збільшувалась в терміни від 30 до 180 діб, що свідчить на користь поступового наростання інтенсивності біодеструкції матеріалу стента.

Резорбція ланок стент-платформи відбувалась помірно, починаючи переважно з 90 доби з утворенням невеликих гранулом сторонніх тіл, що містили поодинокі гігантські клітини сторонніх тіл.

Застосування імплантатів не супроводжувалось деформаціями тканин, утворенням сером та іншими негативними наслідками. Відсутність вираженої подразнювальної дії свідчить про біосумісність з тканинами організму.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Bioresorbable scaffolds: current evidence and ongoing clinical trials / C. V. Bourantas, Y. Zhang, V. Farooq [et al.] // *Current Cardiol. Rep.* – 2012. – Vol. 14. – P. 626–634.
2. Everolimus-eluting ABSORB bioresorbable vascular scaffold: present and future perspectives / S. Brugaletta, H. M. Garcia-Garcia, Y. Onuma, P. W. Serruys // *Expert. Rev. Med. Devices.* – 2012. – Vol. 9 (4). – P. 327–338.
3. Garg S. Coronary stents current status / S. Garg, P. W. Serruys // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2010. – Vol. 56. – P. S1-42.
4. Three – dimensional reconstruction of the post-dilated ABSORB everolimus – eluting bioresorbable vascular scaffold in a true bifurcation lesion for flow restoration / B. D. Gogas, R. J. van Geuns, V. Farooq [et al.] // *JACC Cardiovascular Interv.* – 2011. – Vol. 4. – P. 1149–1150.
5. A comparison of the conformability of everolimus – eluting bioresorbable vascular scaffolds to metal platform coronary stents / J. Gomez-Lara, H. M. Garcia-Garcia, Y. Onuma [et al.] // *JACC Cardiovascular Interv.* – 2010. – Vol. 3. – P. 1190 – 1198.
6. A comparative assessment by optical coherence tomography of the performance of the first and second generation of the everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffolds / J. Gomez-Lara, S. Brugaletta, R. Diletti [et al.] // *Eur. Heart J.* – 2011. – Vol. 32 (3). – P. 294–304.
7. Head-to-head comparison of the neointimal response between metallic and bioresorbable everolimus-eluting scaffolds using optical coherence tomography / J. Gomez-Lara, S. Brugaletta, V. Farooq [et al.] // *JACC Cardiovasc. Interv.* – 2011. – Vol. 4 (12). – P. 1271–1280.
8. Serial analysis of the malapposed and uncovered struts of the new generation of everolimus-eluting bioresorbable scaffold with optical coherence tomography / J. Gomez-Lara, M. Radu, S. Brugaletta [et al.] // *JACC Cardiovasc. Interv.* – 2011. – Vol. 4 (9). – P. 992–1001.

9. Oberhauser J. Design principles and performance of bioresorbable polymeric vascular scaffolds / J. Oberhauser, S. Hossainy, R. Rapoza // *EuroIntervention Supplement.* – 2009. – Vol. 5. – P. F15–F22.
10. Onuma Y. Bioresorbable scaffold technologies / Y. Onuma, J. Ormiston, P. W. Serruys // *Circulation.* – 2011. – Vol. 75 (3). – P. 509–520.
11. A bioresorbable everolimus-eluting coronary stent system (ABSORB): 2-years outcomes and results from multiple imaging methods / P. W. Serruys, J. A. Ormiston, Y. Onuma [et al.] // *Lancet.* – 2009. – Vol. 373. – P. 897–910.
12. Тканевые реакции при деградации имплантатов из полилактида в организме / И. В. Майборodin, И. В. Кузнецова, Е. А. Береговой [и др.] // *Морфология.* – 2013. – 143 (3) – С. 59–63.
13. Шляхтун А. С. Влияние макрофагов на процес деградации полимера / А. С. Шляхтун, Е. Г. Шаповалова // *Биология и фундаментальная медицина.* – 2018. – 4. – С. 179–181.
14. 3-year clinical outcomes with everolimus-eluting bioresorbable coronary scaffolds : the ABSORB III trial / D. J. Kereiakes, S. G. Ellis, C. Metzger [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2017. – Vol. 70. – P. 2852–2862.
15. Very late vasomotor responses and gene expression with bioresorbable scaffolds and metallic drug-eluting stents / J. S. Koh, B. D. Gogas, S. Kumar [et al.] // *Catheterization and Cardiovascular Interventions.* – 2021. – Vol. 98 (4). – P. 723–732.
16. Comparison of an everolimus-eluting bioresorbable scaffold with an everolimus-eluting metallic stent for the treatment of coronary artery stenosis (ABSORB II): a 3 year, randomised, controlled, single-blind, multicentre clinical trial / P. W. Serruys, B. Chevalier, Y. Sotomi [et al.] // *Lancet.* – 2016. – Vol. 388 (10059). – P. 2479–2491.

REFERENCES

1. Bourantas, C.V., Zhang, Y., Farooq, V., Garcia-Garcia, H.M., Onuma, Y., & Serruys, P.W. (2012). Bioresorbable scaffolds: current evidence and ongoing clinical trials. *Current Cardiology Reports*, 14, 626-634.
2. Brugaletta, S., Garcia-Garcia, H.M., Onuma, Y., & Serruys, P.W. (2012). Everolimus-eluting ABSORB bioresorbable vascular scaffold: present and future perspectives. *Expert. Review of Medical Devices*, 9(4), 327-338.

3. Garg, S., & Serruys, P.W. (2010). Coronary stents: current status. *Journal of the American College of Cardiology*, 56(10S), S1-S42.
4. Gogas, B.D., van Geuns, R.J., Farooq, V., Regar, E., Heo, J.H., Ligthart, J., & Serruys, P.W. (2011). Three-dimensional reconstruction of the post-dilated ABSORB everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffold in a true bifurcation lesion for flow restoration. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 4(10), 1149-1150.

5. Gomez-Lara, J., Garcia-Garcia, H.M., Onuma, Y., Garg, S., Regar, E., De Bruyne, B., ... Serruys, P.W. (2010). A comparison of the conformability of everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffolds to metal platform coronary stents. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 3(11), 1190-1198.
6. Gomez-Lara, J., Brugaletta, S., Diletti, R., Garg, S., Onuma, Y., Gogas, B.D., ... Serruys, P.W. (2011). A comparative assessment by optical coherence tomography of the performance of the first and second generation of the everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffolds. *European Heart Journal*, 32(3), 294-304.
7. Gomez-Lara, J., Brugaletta, S., Farooq, V., Onuma, Y., Diletti, R., Windecker, S., ... Serruys, P.W. (2011). Head-to-head comparison of the neointimal response between metallic and bioresorbable everolimus-eluting scaffolds using optical coherence tomography. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 4(12), 1271-1280.
8. Gomez-Lara, J., Radu, M., Brugaletta, S., Farooq, V., Diletti, R., Onuma, Y., ... & Serruys, P.W. (2011). Serial analysis of the malapposed and uncovered struts of the new generation of everolimus-eluting bioresorbable scaffold with optical coherence tomography. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 4(9), 992-1001.
9. Oberhauser, J.P., Hossainy, S., & Rapoza, R.J. (2009). Design principles and performance of bioresorbable polymeric vascular scaffolds. *EuroIntervention Supplement.*, 5, F15-22.
10. Onuma, Y., Ormiston, J., & Serruys, P.W. (2011). Bioresorbable scaffold technologies. *Circulation Journal*, 75(3), 509-520.
11. Serruys, P.W., Ormiston, J.A., Onuma, Y., Regar, E., Gonzalo, N., Garcia-Garcia, H.M., ... Dudek, D. (2009). A bioabsorbable everolimus-eluting coronary stent system (ABSORB): 2-year outcomes and results from multiple imaging methods. *Lancet*, 373(9667), 897-910.
12. Maiborodin, I.V., Kuznetsova, I.V., Shevela, A.I., Barannik, M.I., Manaev, A.A., & Maiborodina, V.I. (2014). Tkanevyie reaktsii pri ispolzovanii implantatov iz polimerov molochnoi kisloty [Tissue reactions during degradation of polylactide implants in the body]. *Morfologiya – Morphology*, 146(4), 78-89 [in Russian].
13. Shlyakhtun, A.S., & Shapovalova, Ye.G. (2018). Vliyanie makrofagov na protsess degradatsii polimera [Influence of macrophages on the process of polymer degradation]. *Biologiya i fundamentalnaya meditsina – Biology and Fundamental Medicine*, 4, 179-181 [in Russian].
14. Kereiakes, D.J., Ellis, S.G., Metzger, C., Caputo, R.P., Rizik, D.G., & Teirstein, P.S. (2017). 3-year clinical outcomes with everolimus-eluting bioresorbable coronary scaffolds: the ABSORB III trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 70(23), 2852-2862.
15. Koh, J.S., Gogas, B.D., Kumar, S., Benham, J.J., Sur, S., Spiliadis, N., ... & Samady, H. (2021). Very late vasomotor responses and gene expression with bioresorbable scaffolds and metallic drug-eluting stents. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 98(4), 723-732.
16. Serruys, P.W., Chevalier, B., Sotomi, Y., Cequier, A., Carrié, D., Piek, J.J., ... & Onuma, Y. (2016). Comparison of an everolimus-eluting bioresorbable scaffold with an everolimus-eluting metallic stent for the treatment of coronary artery stenosis (ABSORB II): a 3 year, randomised, controlled, single-blind, multi-centre clinical trial. *Lancet*, 388(10059), 2479-2491.

Отримано 08.08.2022

Електронна адреса для листування: p.gindich@gmail.com

P. A. GINDICH

Ukrainian Scientific and Practical Center of Endocrine Surgery, Transplantation of Endocrine Organs and Tissues of the Ministry of Health of Ukraine

EXPERIMENTAL STUDY OF THE INFLUENCE OF A BIORESORBABLE VASCULAR STENT PLATFORM

The aim of the work: to investigate the effect of bioresorbable vascular stent-platforms «Absorb» (Abbott, USA) on the surrounding tissues in the area of its implantation, as well as the features of resorption of the stent-platform.

Material and Methods. In the study, histological preparations of nine three-month-old white laboratory rats weighing 150-170 g were studied, which were implanted with a fragment of biodegradable vascular stent-platforms in the great omentum and subcutaneously. Animals were removed from the experiment 30, 90, and 180 days after the intervention.

Results and Discussion. During the study of histological preparations in the area of implantation under the skin in the period of 30 and 90 days, and 30 days after implantation in the great omentum, areas of lymphocytic macrophage infiltration and fibrosis of the capsule were found. However, when examining histological preparations of the following periods of the experiment, a significant decrease in the intensity of perifocal inflammatory and vascular reactions with the formation of mostly thin capsules was noted. Also, at 90 and 180 days, structureless material similar to tissue detritus was found on the inner surface of individual capsules, which probably indicates a more pronounced destruction of the stent layers than in the previous periods.

Implantation of stent fragments was not accompanied by a pronounced inflammatory reaction. A gradual increase in focal lymphocytic infiltration in the implantation zone was observed from 30 to 90 days with a significant decrease in the intensity of the latter at 180 days. Macrophage reaction increased in terms of 30 to 180 days, which indicates the benefit of gradual biodestruction of the stent material. Resorption of the stent beams occurred moderately, starting mainly from day 90 with the formation of small granules of foreign bodies with single giant cells of foreign bodies. The use of implants was not accompanied by tissue deformations, seroma formation and other negative consequences. The absence of a pronounced irritating effect indicates biocompatibility with body tissues.

Key words: bioresorbable vascular stent-platforms; tissue reaction; histological examination.