

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «НАЦІОНАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ СЕРЦЕВО-
СУДИННОЇ ХІРУРГІЇ імені М. М. АМОСОВА НАМН УКРАЇНИ»

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «НАЦІОНАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ СЕРЦЕВО-
СУДИННОЇ ХІРУРГІЇ імені М. М. АМОСОВА НАМН УКРАЇНИ»

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ГАЛИЧ СЕРГІЙ СЕРГІЙОВИЧ

УДК: 616.132.2:616.147.3]-089.843

ДИСЕРТАЦІЯ

**ОПТИМІЗАЦІЯ ТЕХНІКИ ВИКОНАННЯ КОРОНАРНИХ
АНАСТОМОЗІВ З УРАХУВАННЯМ АНАТОМІЧНИХ
ОСОБЛИВОСТЕЙ СУДИН, ЩО АНАСТОМОЗУЮТЬСЯ**

14.01.04 – серцево-судинна хірургія

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ С.С. Галич

Науковий керівник: Руденко Анатолій Вікторович, доктор медичних наук,
член-кореспондент НАН, академік НАМН України

Київ – 2019

АНОТАЦІЯ

Галич С.С. Оптимізація техніки виконання коронарних анастомозів з урахуванням анатомічних особливостей судин, що анастомозуються. – Рукопис.

Дисертаційна робота заснована на лабораторних дослідженнях коронарних анастомозів. Основним показником функціонування та якості виконання коронарного анастомозу є значення об'ємного кровотоку через нього. Суть роботи полягала у вивченні об'ємного кровотоку через анастомози, які створювалися між одними й тими ж судинами за різними методиками та з різними анатомічними передумовами (параметрами). Дослідження об'ємного кровотоку проводилося на 516 коронарних анастомозах. Коронарні анастомози створювалися між ділянками судин (мамарні артерії або ділянки великої підшкірної вени) та епікардіальними коронарними артеріями на ділянці свинячого міокарда.

Діаметр всіх препаратів судин-шунтів і коронарних артерій встановлювався за допомогою каліброваних металевих зондів. Артеріальні кондуїти мали діаметр від 2,0 мм до 2,5 мм, діаметр венозних кондуїтів коливався від 3,0 мм до 5,0 мм, діаметр коронарних артерій в області анастомозу становив від 1,0 мм до 3,0 мм.

Всі анастомози були розділені на групи для порівняння по вивченню кожного певного параметра. Всього було сформовано 9 груп. Досліджували варіанти формування анастомозів — створення послідовних (секвенційних) шунтів і різні типи анастомозів («кінець-у-бік» або «бік-у-бік»), техніки виконання анастомозів, особливості підготовки шунтів (скошений або зубчастий край), товщина проколювання шовною голкою краю шунта, взаємне розташування шарів стінок судин, шовний матеріал та кут між судинами. У кожній групі порівнювалися анастомози між одними й тими ж судинами, що різнилися значеннями тільки одного досліджуваного параметра, при цьому зберігалася повна відповідність всіх інших параметрів

між судинами.

Також проводили визначення пропускної здатності анастомозів за допомогою апарату ультразвукової флоуметрії («Sono TT FlowLab»). Дослідження внутрішньої будови коронарних анастомозів виконували за допомогою внутрішньосудинного ультразвукового (IVUS) дослідження апаратом «Boston Scientific». Внутрішні розміри створених анастомозів також визначалися за допомогою рентгенологічного дослідження з контрастуванням на апараті «Axiom Artis, Siemens».

За допомогою морфологічних методик оцінювали початковий стан ділянок аутовен, які були використані для КШ, а також структурні особливості венозних шунтів в різні терміни після операції. Крім того, вивчали морфологічну будову мамарно-коронарних шунтів в післяопераційному періоді. Всього вивчено 30 препаратів вен, які були взяті перед операцією. На секційному матеріалі (39 препаратів) досліджували стан венозних шунтів в різні терміни після операції. Отримані під час операції/секції зразки судин фіксували в 10% нейтральному формаліні, описували макроскопічні особливості матеріалу, після чого проводили мікроскопічні дослідження. За загальноприйнятою методикою проводили забарвлення гематоксиліном і еозином (оглядова методика), пікрофуксином за ван Гізоном для диференціювання колагенових і м'язових волокон, фукселином за Вейгертом (селективне забарвлення на виявлення еластичного каркаса стінок судин), а також методом MSB в модифікації Зербіно-Лукаевич для оцінки стану фібрину й елементів крові. Результати проведених досліджень дозволили визначити фактори, які достовірно впливають на об'ємний кровотік через коронарний анастомоз та визначити найбільш сприятливі з них для досягнення максимальних показників пропускної спроможності анастомозу.

Розроблена експериментальна модель коронарного анастомозу відтворює гемодинамічні умови функціонування коронарного шунта та

дозволяє провести кількісну оцінку об'ємного кровотоку в залежності від анатомічних передумов та техніки виконання анастомозу.

Встановлено, що виконання анастомозу з гострим кутом (30° - 45°) дозволяє забезпечити максимальний об'ємний кровотік в порівнянні з методикою з кутом 90° (на $50 \pm 17,5\%$) ($p \leq 0,01$). Результати рентгеноконтрастного дослідження вказують, що формування анастомозів з кутом 45° дозволяє збільшити його поздовжній та поперечний розміри (на $50 \pm 4,4\%$ та $65 \pm 5,8\%$, відповідно).

Використання шовного матеріалу найменшого діаметра (8/0 поліпропілен) при коронарному шунтуванні дозволяє отримати максимальні показники пропускної здатності коронарних анастомозів ($p \leq 0,01$) у порівнянні з 7/0 і 6/0 поліпропілен (більше на $22 \pm 2,5\%$ та на $60 \pm 15,5\%$, відповідно). Таким чином, можна спостерігати явне прогресуюче збільшення пропускної спроможності анастомозів зі зменшенням діаметра шовного матеріалу. Для дослідження цього аспекту ми окремо порівнювали пропускну здатність в парах порівняння: 8/0 з 7/0 та 8/0 з 6/0 поліпропілен. Окремо, в підгрупі коронарних артерій з діаметром $\leq 1,5$ мм використання матеріалу 8/0 поліпропілен збільшувало об'ємний кровотік анастомозів на $15 \pm 2,5\%$ у порівнянні з використанням 7/0 поліпропілен. З порівняння шовного матеріалу 8/0 та 6/0 поліпропілен було встановлено збільшення об'ємного кровотоку на $40 \pm 10,5\%$ в анастомозах з шовним матеріалом 8/0 поліпропілен. Для коронарних артерій $>1,5$ мм діаметром, відмінності на користь шовного матеріалу 8/0 поліпропілен досягали $20 \pm 3,5\%$ при порівнянні з 7/0 поліпропілен ($127,0 \pm 42,6$ мл/хв проти $105,8 \pm 32,6$ мл/хв) і до $50 \pm 13,5\%$ при порівнянні з 6/0 поліпропілен ($153,0 \pm 45,6$ мл/хв проти $102,9 \pm 31,9$ мл/хв). Таким чином, було виявлено значну перевагу шовного матеріалу 8/0 поліпропілен, особливо, при порівнянні шовного матеріалу з товстішою ниткою (6/0 поліпропілен) ($p \leq 0,01$).

Для дослідження особливостей внутрішньої будови анастомозів, створених з використанням різного шовного матеріалу, які могли б

обумовити значну відмінність в пропускній спроможності цих анастомозів, проводили внутрішньосудинне ультразвукове дослідження (IVUS) з паралельним визначенням об'ємних кровотоків. Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження встановило збільшення поздовжнього та поперечного діаметрів (на $12,5 \pm 1,2\%$ та $13 \pm 1,4\%$, відповідно) і загальну площу анастомозу на $25 \pm 2,5\%$.

Хоча у загальному обсязі досліджень товщини та глибини проколу венозної стінки відмінностей не виявлено, в умовах шунтування коронарних артерій малого ($< 1,5$ мм) діаметра прошивання всіх шарів стінки збільшує кровотік на $14,8 \pm 3,5\%$, а відступ від краю на 1 мм дозволяє збільшити пропускну здатність коронарних анастомозів на $21 \pm 4,3\%$. Додаткове внутрішньосудинне ультразвукове дослідження показало збільшення на $44 \pm 5,8\%$ поперечного діаметра і на $32 \pm 3,2\%$ площі анастомозу при відступі в 1 мм, що може обумовлювати збільшення пропускної спроможності коронарного анастомозу.

Тип анастомозу («кінець-у-бік» та «бік-у-бік»), різні методики створення секвенційних шунтів, особливості підготовки кінця шунта (скошені або зубчасті шунти), техніка накладання стібків, товщина проколу венозного шунта, глибина проколу венозної стінки та взаємне розташування шарів судин не впливають достовірно на кровотік через коронарний анастомоз. Разом з тим, проведене морфологічне дослідження показало, що взаємне розташування шарів стінок судин за типом «адвентиція-до-адвентиції» сприяє тромбуванню анастомоза за рахунок підгортання в просвіт анастомозу тромбогенних елементів стінок.

Завдяки проведеному морфологічному дослідженню було встановлено, що порушення в коронарних шунтах у ранньому післяопераційному періоді обумовлено тромбозом коронарних анастомозів, який був асоційований з грубим механічним пошкодженням судинної стінки та значною різницею діаметрів між шунтом і коронарною артерією. Порушення функцій коронарних анастомозів в більш пізніх періодах, як правило, обумовлене

інтимальною гіперплазією. Розвиток інтимальної гіпертрофії спостерігався переважно в області шовної лінії анастомозу з наявністю фіброзних капсул навколо ниток шовного матеріалу з осередками хронічного запалення. Встановлено, що тромби в лакунах звивин гіпертрофованої інтими венозних шунтів могли не тільки фіброзуватися, але й бути місцем розвитку запальних процесів, які так само могли призводити до тромбозу коронарного анастомозу та шунта.

Встановлені оптимальні параметри та методи виконання коронарних анастомозів дозволяють отримувати конфігурації коронарних анастомозів з максимальними значеннями об'ємного кровотоку. Максимальний об'ємний кровотік через такий анастомоз забезпечує максимальну тривалість функціонування коронарного шунта та процент його прохідності в ранні та пізні строки після операції. Сконструйовані таким чином анастомози забезпечують максимальний кровообіг в ішемізованій зоні міокарда, що покращує результати коронарного шунтування, що позначається на насосній функції серця та покращенням стану та подовженням життя пацієнтів, відповідно.

Вперше встановлений прямий зв'язок між пропускнуою здатністю анастомоза та його внутрішньою структурою завдяки проведеному внутрішньосудинному ультразвуковому дослідженню (IVUS) коронарних анастомозів різних конфігурацій в лабораторних умовах.

Встановлені параметри оптимальних конфігурацій анастомозів допомогли сформулювати єдині принципи створення коронарних анастомозів, які раніше не були представлені в світовій медичній літературі. Створення переліку принципів формування коронарних анастомозів для збільшення тривалості роботи коронарних шунтів має позитивний вплив на якість та тривалість життя пацієнтів, хворих на ішемічну хворобу серця.

Ключові слова: коронарне шунтування, техніка виконання анастомозу, конфігурація коронарного анастомозу, об'ємний кровотік.

SUMMARY

Galych S. Optimization of the technique of performing coronary anastomoses taking into account the anatomical features of the anastomosing vessels. – Manuscript.

Dissertation for the degree of a candidate of medical sciences in specialty 14.01.04 – cardiovascular surgery. – “Amosov National Institute of Cardiovascular Surgery”, Kyiv, 2019.

The dissertation is based on laboratory studies of coronary anastomoses. The main indicator of the functioning and quality of coronary anastomosis is the value of the volume blood flow through it. The sense of the work was to measure the volume blood flow through anastomoses, which were created between the same vessels by different methods and with different anatomical preconditions (parameters). The volume blood flow study was performed on 516 coronary anastomoses. Coronary anastomoses were created between sections of vessels (mammary arteries or sections of the large subcutaneous vein) and epicardial coronary arteries at the site of porcine myocardium.

The diameter of all preparations of the vessels –grafts and coronary arteries was established using calibrated metal probes. Arterial conduits had a diameter of 2.0 mm to 2.5 mm, the diameter of venous conduits ranged from 3.0 mm to 5.0 mm, the diameter of the coronary arteries in the area of the anastomosis ranged from 1.0 mm to 3.0 mm.

All anastomoses were divided into groups for comparison by study of each specific parameter. A total of 9 groups were formed. The variants of formation of anastomoses – creation of sequential grafts and different types of anastomoses (“end-to-side” or “side-to-side”), techniques of performing anastomoses, features of preparation of grafts (beveled or serrated edge), thickness of puncture by the needle edge of the graft, the relative location of the layers of the walls of the vessels, suture material and the angle between the vessels. In each group, anastomoses were compared between the same vessels, differing in the values of

only one of the investigated parameters, while maintaining full correspondence of all other parameters between the vessels.

At first, the volume flow (flowmetry) was determined using a vertical dividing cylinder (500 ml) with a shut-off valve and a plastic catheter for connection with a coronary anastomosis. To create conditions that are as close to real as possible, a solution of glycerol with a relative viscosity of similar blood (4.5 times the viscosity of distilled water) was developed.

Volume flow velocity was also evaluated using an ultrasonic flowmeter ("Sono TT Flow Lab"). Investigation of the internal structure of the coronary anastomoses was performed with the help of an intravascular ultrasound (IVUS) study with the apparatus "Boston Scientific". The internal dimensions of the created anastomoses were also determined by X-ray contrast using an "Axiom Artis, Siemens" apparatus.

Morphological methods evaluated the initial state of autologous veins used for CABG, as well as the structural features of venous graft at different times after surgery. In addition, we studied the morphological structure of mammary coronary bypass surgery in the postoperative period. In total, 30 veins that were taken before surgery were studied. The section material (39 samples) examined the condition of venous grafts at different times after surgery. Obtained during surgery / section, vessel samples were fixed in 10% neutral formalin, described the macroscopic features of the material, and then conducted microscopic studies. According to the conventional method, staining with hematoxylin and eosin, picrofuxin by van Gison for differentiation of collagen and muscle fibers, fuchselin by Weigert (selective staining for the detection of the elastic frame of the walls of blood vessels), as well as by the method of MSB assessment of the state of fibrin and blood elements.

The results of the studies allowed us to determine the factors that significantly affect the volume blood flow through coronary anastomosis and to determine the most favorable of them to achieve the maximum capacity of the anastomosis.

The experimental model of coronary anastomosis reproduces hemodynamic conditions of functioning of the coronary shunt and allows to quantify the volume blood flow, depending on the anatomical preconditions and technique of performing the anastomosis.

It revealed, that performing an anastomosis with an acute angle (30° - 45°) allows to provide the maximum volume blood flow in comparison with the technique with an angle of 90° (by $50 \pm 17.5\%$) ($p \leq 0.01$). The results of X-ray contrast study show that the formation of anastomoses with a 45° angle allows to increase its longitudinal and transverse dimensions (by $50 \pm 4.4\%$ and $65 \pm 5.8\%$, respectively).

The use of the smaller diameter suture material (8/0 polypropylene) for coronary artery bypass allows obtaining maximum coronary anastomosis volume blood velocity ($p \leq 0.01$) compared to 7/0 and 6/0 polypropylene (more than $22 \pm 2.5\%$ and $60 \pm 15.5\%$, respectively). Thus, a significant advantage of suture material 8/0 polypropylene was found, especially when comparing suture material with thicker thread (6/0 polypropylene) ($p \leq 0.01$).

Although no differences were found in the total volume of thickness of puncture of the venous wall, under conditions of grafting of the coronary arteries small (<1.5 mm) the diameter of the stitching of all layers of the wall increases the blood flow by $14.8 \pm 3.5\%$, and the deviation from the edge by 1 mm increases the capacity of coronary anastomoses by $21 \pm 4.3\%$.

Type of anastomosis (end-to-side and side-to-side), various techniques for creating sequential grafts, features for preparing the end of the graft (beveled or serrated edge), stitching technique, puncture thickness of the venous graft, depth of puncture of the venous wall and the relative positioning of the vascular layers do not significantly affect the blood flow due to coronary anastomosis. However, the morphological study showed that the relative location of the layers of the walls of the vessels in the type of “adventitia-to-adventitia” promotes thrombosis of the anastomosis due to the anatomy of the thrombogenic elements of the walls.

Due to the morphological study, it was found that the disturbance in the coronary grafts in the early postoperative period was caused by coronary anastomosis thrombosis, which was associated with gross mechanical damage to the vascular wall and a significant difference of diameters between the graft and the coronary artery. Impaired coronary anastomosis in later periods is usually due to intimal hyperplasia. The development of intimal hypertrophy was observed mainly in the area of the suture line of the anastomosis with the presence of fibrous capsules around the sutures of the suture material with foci of chronic inflammation. It was found that the blood clots in the lacimal gyrus of the hypertrophied intima of the venous shunts could not only fibrosis, but also be a site of development of inflammatory processes that could also lead to thrombosis of the coronary anastomosis and the shunt.

The dissertation is devoted to determining the most favorable methods of performing coronary anastomoses to increase the volume blood flow through it. The paper presents an analysis of the results of a study of 512 coronary anastomoses, created by different techniques and with different anatomical preconditions of the anastomosed vessels. To study the anatomical and functional characteristics of the created anastomoses, a hydrodynamic method with its own design and modern methods of vascular examination were used: ultrasonic method (flowmetry, TTFM), intravascular ultrasound (IVUS), angiography and morphological method. The results of the studies allowed us to determine the factors that significantly affect the volume blood flow through coronary anastomosis and to determine the most favorable of them to achieve the maximum capacity of the anastomosis.

The optimum parameters and methods of performing coronary anastomoses allow obtaining configurations of coronary anastomoses with maximum values of volumetric blood flow. The maximum volume blood flow due to such anastomosis ensures the maximum duration of coronary artery bypass surgery and the percentage of its patency in the early and late periods after surgery. Anastomoses designed in this way provide maximum circulation in the ischemic area of the

myocardium, which improves the results of coronary artery bypass, which is reflected in the pumping function of the heart and improve the condition and prolong the life of patients, respectively.

For the first time, a direct relationship has been established between the capacity of the anastomosis and its internal structure, thanks to the intra-vascular ultrasound (IVUS) examination of different configurations of coronary anastomoses in the laboratory.

The parameters of optimal anastomotic configurations helped to formulate the only principles for creating coronary anastomoses, which have not previously been reported in the world medical literature. Creating a list of principles for the formation of coronary anastomoses to increase the duration of coronary artery bypass surgery has a positive impact on the quality and life expectancy of patients with coronary heart disease.

Keywords: coronary artery bypass grafting, anastomotic technique, coronary anastomosis configuration, volumetric blood flow.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Galych S, Solomka S, Batsak B, Rudenko A, Starodub U.: Internal mammary artery with side-branch. Asian Cardiovasc Thorac Annals. 2017;25(3):210-2. DOI: <https://doi.org/10.1177%2F0218492315607150>.
2. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Влияние угла между шунтом и коронарной артерией на объемную скорость кровотока через коронарный анастомоз. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019;1:50-6.
3. Руденко АВ, Захарова ВП, Галич СС. Миниинвазивный способ выделения большой подкожной вены с использованием ларингоскопа. Серце і судини. 2010;3(31):54-8.
4. Галич СС, Федорова ЛС. Влияние методики выполнения сосудистого анастомоза на величину объёмного кровотока через него. Щорічник

наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; вип. 21:71-5.

5. Руденко АВ, Сало СВ, Галич СС, Гаврилишин АЮ. Использование ультразвукового внутрисосудистого исследования (IVUS) для определения оптимальных условий формирования коронарного анастомоза. Вісник серцево-судинної хірургії. 2015; вип. 23:219-23.

6. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Зависимость объемного тока крови через коронарные анастомозы от техники наложения шва и шовного материала. Вісник серцево-судинної хірургії. 2018; вип. 4:22-6.

7. Пат. на винахід 111109 Україна, МПК G 09 В 23/30, А 61 В 17/11. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № а201408894; заявл. 06.08.14; опубл. 25.03.16, Бюл. № 6.

8. Пат. на корисну модель 96886 Україна, МПК: А 61 В 17/11, G 01 Р 13/00, G 01 Р 5/00. Спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу / Гаврилишин А.Ю., Сало С.В., Галич С.С., Руденко А.В.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408893; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. № 4.

9. Пат. на корисну модель 96887 Україна, МПК: А 61 В 17/11, G 09 В 23/28. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408895; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. 4.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	16
ВСТУП.....	17
РОЗДІЛ 1 ПРИЧИНИ ПОРУШЕНЬ ФУНКЦІОНУВАННЯ ШУНТІВ ТА ШЛЯХИ ЇХ ПОПЕРЕДЖЕННЯ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ).....	23
1.1 Несприятливі результати коронарного шунтування, зміни в коронарних шунтах.....	23
1.2 Ранні та пізні порушення в шунтах.....	26
1.3 Прохідність дистального анастомозу.....	29
1.4 Рекомендації з коронарного шунтування, що сприяють тривалому функціонуванню шунтів.....	31
1.5 Оцінювання об'ємного кровотоку через коронарний анастомоз, як показник його пропускної спроможності.....	33
1.6 Причини інтимальної гіперплазії анастомозу.....	35
1.7 Конфігурація коронарного анастомозу та його оптимальні параметри (анатомічні передумови судин, що анастомозуються).....	39
1.8 Сучасні уявлення про оптимальні параметри дистального анастомозу в хірургічній практиці.....	45
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	49
2.1 Характеристика матеріалу досліджень.....	49
2.2 Методи дослідження.....	50
2.2.1 Методика виконання гідродинамічного методу.....	50
2.2.2 Методика виконання гідродинамічного методу з використанням ультразвукового флоуметра.....	54
2.2.3 Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження (IVUS) геометричних параметрів анастомозів.....	56
2.2.4 Рентгенологічне дослідження коронарних анастомозів.....	58

2.2.5	Морфологічне дослідження тканин судин, що анастомозувалися.....	59
РОЗДІЛ 3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.....		61
3.1	Результати гідродинамічного методу дослідження прохідності анастомозів з різними параметрами.....	61
3.1.1	Шовний матеріал.....	61
3.1.2	Кут анастомозу.....	64
3.1.3	Глибина захоплення венозної стінки.....	67
3.1.4	Дослідження товщини проколу венозного шунта.....	69
3.1.5	Взаємне розташування шарів судин.....	71
3.1.6	Дослідження секвенційних (послідовних) коронарних шунтів.....	72
3.1.7	Дослідження типів анастомозів.....	74
3.1.8	Дослідження техніки виконання коронарних анастомозів.....	75
3.1.9	Дослідження особливості підготовки кінця шунта.....	77
3.2	Результати ультразвукової флоуметрії коронарних анастомозів.....	80
3.3	Результати внутрішньосудинного ультразвукового дослідження (IVUS) геометричних параметрів анастомозів.....	80
3.3.1	Група порівняння шовного матеріалу.....	80
3.3.2	Група порівняння глибини захоплення від краю венозної стінки при виконанні анастомозу.....	82
3.3.3	Група порівняння поєднання двох досліджуваних параметрів – шовного матеріалу і взаємного розташування шарів стінок судин.....	84
3.4	Результати рентгеноконтрастного дослідження внутрішніх просвітів коронарних анастомозів.....	89

3.4.1	Результати порівняння внутрішніх просвітів анастомозів групи «кут анастомозу», де порівнювалися кути 90° і 45°....	89
3.4.2	Результати порівняння внутрішніх просвітів анастомозів групи «взаємного розташування шарів стінок судин».....	91
3.5	Результати морфологічного дослідження коронарних анастомозів і тканин судин, що беруть участь в їх формуванні.....	94
РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ		105
ВИСНОВКИ.....		117
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....		119
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		120
ДОДАТОК А. АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ (Сканкопії).....		140
ДОДАТОК Б. СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ ТА ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ.....		143

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ІХС	– ішемічна хвороба серця
КШ	– коронарне шунтування
ЧКВ	– черезшкірне коронарне втручання
КА	– коронарна артерія
ВГА	– внутрішня грудна артерія
ІГ	– інтимальна гіперплазія
НЗ	– напруга зсуву
IVUS	– Intravascular Ultrasound – внутрішньосудинне ультразвукове дослідження
PI	– Pulsatile index- пульсаційний індекс

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження. Шунтування коронарних артерій (КІШ) є розповсюдженою операцією в кардіохірургії та є предметом багатьох досліджень. Однак, залишається актуальною проблема незадовільних результатів, які пов'язані зі змінами в коронарних шунтах та в коронарних артеріях, які стають причинами рецидиву ішемії міокарда. Відсоток незадовільних результатів зі змінами в коронарних шунтах сягає 12% (Zhao DX et al., 2009) при інтраопераційному ангіографічному дослідженні. Якість виконання КІШ проявляється в ранніх та віддалених результатах цієї операції. Відсоток ураження коронарних шунтів в ранній період після операції достатньо значний. За статистикою артеріальні шунти в період від року до п'яти років після операції уражуються в 5%-9% випадків. Від 3% до 12% венозних шунтів оклюзуються в перший місяць після операції та до 15% венозних шунтів оклюзуються в перший рік після операції (Thygesen K. et al., 2012). Причини ранніх змін в шунтах є предметом дослідження багатьох вчених. На думку багатьох вчених, ранні порушення в шунтах, як правило, пов'язані з технічними ускладненнями при формуванні дистальних коронарних анастомозів (Акчурін Р.С. та ін., 2012). Такі технічні ускладнення призводять до значного зниження об'ємного кровотоку в зоні анастомозу та, відповідно, по всьому шунту. Відповідно до європейських рекомендацій, гранична межа кровотоку по коронарних шунтах становить 20 мл/хв, нижче якої кровотік є скомпрометованим. Технічні аспекти формування коронарних анастомозів містять особливості підготовки кінців анастомозуючих судин, власне техніку накладання анастомозу та калібр шовного матеріалу.

На даний час не існує єдиного переліку правил та вимог щодо техніки накладання коронарного анастомозу. Усі літературні дані мають великі розбіжності, а іноді, навіть, перечать один одному. У світовій літературі не існує даних щодо дослідження результатів функціонування коронарних

шунтів в залежності від використаної методики та техніки накладання коронарного анастомозу.

Дослідження технічних особливостей формування анастомозів в аспекті визначення факторів, які сприяють збільшенню об'ємного кровотоку по коронарних шунтах має велике клінічне значення. Встановлення оптимальних параметрів виконання анастомозів з урахуванням анатомічних особливостей судин для максимізації об'ємного кровотоку по коронарних шунтах буде сприяти їх тривалому функціонуванню, що буде позитивно відбиватися на якості життя пацієнтів після операції. Тому дана проблема є актуальною та має велике значення для практичної медицини й потребує подальшого вивчення.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконана відповідно до основних напрямків НДР ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України» і є фрагментом тем: «Вдосконалити методику хірургічного лікування хворих з гострими розривами міжшлуночкової перегородки» (шифр теми ГК. 15.01.53, № державної реєстрації 0115U002334, строки виконання 2014-2017 роки) та «Розробити методи хірургічного лікування хворих ішемічною хворобою серця зі зниженою скоротливою здатністю лівого шлуночка» (шифр теми ГК.18.01.67, № державної реєстрації 0118U001067, строки виконання 2018-2020 рр.), в яких дисертант був співвиконавцем.

Мета і завдання дослідження. Метою роботи було визначення оптимальних параметрів мікросудинних анастомозів з урахуванням анатомічних передумов та техніки їх виконання для забезпечення максимального об'ємного кровотоку по коронарних шунтах.

Для досягнення поставленої мети були визначені наступні завдання:

1. Розробити експериментальну модель для дослідження коронарних анастомозів.

2. Проаналізувати анатомічні аспекти та технічні фактори, які потенційно можуть впливати на коронарний кровотік.

3. Визначити вплив кожного з досліджуваних факторів та встановити ті, що достовірно впливають на об'ємний кровотік.

4. На аутопсійному матеріалі визначити морфологічні особливості стану коронарних анастомозів у ранньому та пізньому післяопераційному періоді після коронарного шунтування і передумови коронарного тромбозу та інтимальної гіперплазії.

5. Провести обґрунтування вибору оптимальної техніки виконання анастомозу.

Об'єкт дослідження: вплив анатомічних особливостей судин у венозно-артеріальних, артеріо-артеріальних коронарних анастомозах та техніки їх виконання на об'ємний кровотік, як на фактор якості та тривалості функціонування шунтів при КШ.

Предмет дослідження: анатомічні особливості шунтів та коронарних артерій та використання різних технік виконання коронарного анастомозу, які впливають на параметри анастомозу та його пропускну спроможність. Визначення найбільш оптимальних методик виконання коронарного анастомозу для збільшення об'ємного кровотоку через нього.

Методи дослідження: 1. Гідродинамічний метод для визначення об'ємного кровотоку через коронарний анастомоз за власною методикою. 2. Ультразвуковий метод (флоуметрія) для визначення об'ємного кровотоку через коронарний анастомоз. 3. Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження внутрішніх параметрів анастомозів (IVUS). 4. Рентгенологічний метод з контрастуванням для визначення особливостей внутрішнього просвіту коронарних анастомозів в залежності від їх конфігурацій. 5. Морфологічне дослідження аутопсійного матеріалу коронарних шунтів та анастомозів для дослідження змін їхньої структури в ранньому та пізньому післяопераційному періодах.

Наукова новизна отриманих результатів. Дисертація є першим дослідженням, в якому на підставі встановлених параметрів оптимальних конфігурацій анастомозів автором сформульовано єдині принципи формування коронарних анастомозів. Вперше було досліджено різні методи виконання та різні параметри коронарних анастомозів з урахуванням анатомічних передумов судин, що анастомозуються. Визначені найбільш оптимальні конфігурації коронарних анастомозів, які дозволили досягти максимальних показників їх пропускної здатності. Вперше, завдяки проведеному внутрішньосудинному ультразвуковому дослідженню (IVUS) коронарних анастомозів різних конфігурацій, встановлено прямий зв'язок між пропускною здатністю анастомозу та його внутрішньою структурою (Патент на винахід № 111109). Автором запропоновано новий спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу (Патент України № 96886), який дозволяє визначити оптимальні параметри коронарного анастомозу, змінюючи техніки його виконання. Отримані дані морфологічного дослідження дозволили визначити динаміку змін анастомозів в післяопераційному періоді.

Практичне значення отриманих результатів. Встановлені оптимальні параметри та методи виконання коронарних анастомозів дозволяють отримувати конфігурації коронарних анастомозів з максимальними значеннями об'ємного кровотоку. Максимальний об'ємний кровотік через такий анастомоз забезпечує тривале функціонування коронарного шунта внаслідок збереження його прохідності у ранні та пізні строки після операції. Сконструйовані таким чином анастомози забезпечують максимальний кровообіг в ішемізованій зоні міокарда, що покращує результати КШ та, можливо, позитивно впливають на насосну функцію серця.

Створена система принципів формування коронарних анастомозів для збільшення тривалості роботи коронарних шунтів, що має позитивний вплив на якість та тривалість життя пацієнтів хворих на ІХС.

Особистий внесок здобувача. Дисертація є завершеним дослідженням здобувача. Автор самостійно провів літературний пошук, розробив та впровадив в практику гідродинамічні дослідження коронарних анастомозів. Самостійно технічно виконав усі досліджувані анастомози та брав безпосередню участь в їх дослідженні. Здобувачем зібрані всі результати досліджень коронарних анастомозів та виконано їх аналіз. Науковий аналіз, узагальнення результатів, формулювання та обґрунтування висновків виконаної роботи виконані безпосередньо дисертантом. Здобувач підготував до друку статті, отримав патенти на винахід та корисну модель, а також написав усі розділи дисертаційної роботи та автореферат. Результати дослідження співавторів публікацій в дисертації не використовуються.

Апробація результатів дисертації. Результати досліджень були оприлюднені на V конгресі серцево-судинних хірургів України і Польщі «Актуальні питання серцево-судинної хірургії» (Ужгород, 2013 р.) та на VII Українсько-польському з'їзді кардіохірургів «Прогресивні досягнення в кардіохірургії – обмін досвідом» (Івано-Франківськ, 2017 р.), на спільному засіданні Вченої Ради ДУ “Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України” та кафедри серцево-судинної хірургії Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика.

Публікації. За темою дисертаційної роботи автором опубліковано 9 друкованих праць, у тому числі 1 стаття в іноземному журналі (Scopus), 2 статті у виданнях, які включені до міжнародних наукометричних баз, 3 – у вітчизняних фахових журналах, 2 патенти на корисну модель та 1 патент на винахід, що безпосередньо пов'язаний з темою дисертації. Отримано диплом переможця Всеукраїнського конкурсу «Винахід року-2016» у номінації «Кращий винахід року у м. Києві і Київській області» (Київ, 2017 р.).

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота викладена на 144 сторінках машинописного тексту. Складається зі вступу, огляду літератури, матеріалів та методів дослідження, результатів досліджень, аналізу та обговорення результатів, висновків, практичних рекомендацій.

Робота ілюстрована 15 таблицями та 53 рисунками. Список використаної літератури містить 189 джерел: кирилицею – 15, латиницею – 174.

РОЗДІЛ 1

ПРИЧИНИ ПОРУШЕНЬ ФУНКЦІОНУВАННЯ ШУНТІВ ТА ШЛЯХИ ЇХ ПОПЕРЕДЖЕННЯ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1 Несприятливі результати коронарного шунтування, зміни в коронарних шунтах

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (World Health Organization) середня тривалість життя в Україні становить 71,3 року, тоді як в Польщі – 77,5 років, у Франції – 82,4, по всій Європі – 76,8, в США – 79,3 [37]. Відповідно, рівень смертності в Україні навпаки перевищує середній світовий – 195 проти 149 смертей на 1000 населення. У США такий показник становить 103, в Європі – 124, у Франції – 78 і в Польщі – 117. За даними ВООЗ основними причинами смертності дорослого населення залишаються серцево-судинні захворювання [37]. У 2012 році ці захворювання стали причиною 17,5 мільйона смертей в усьому світі, що склало 31% від загальної смертності. Три чверті всіх серцево-судинних захворювань відбуваються в країнах з населенням з низьким і середнім ступенями доходів. Відсоток ішемічної хвороби серця (ІХС) серед інших причин смертності також значно відрізняється в різних країнах. У США він становив 14,8%, у Франції – 7,2%, в Польщі – 23,8%, в той час як в Україні – 48%. У 2012 році це захворювання забрало 8,7 мільйона життів в усьому світі та 329 тисяч життів в Україні, зокрема. Всі ці цифри вказують на те, що ішемічна хвороба серця, як і раніше, займає провідне місце в структурі захворюваності і смертності від серцево-судинних хвороб серед дорослого населення у світі й в Україні. Ситуація, що склалася, вимагає подальшого розвитку і вдосконалення методів профілактики, діагностики та лікування ІХС.

За своєю суттю ішемічна хвороба серця є результатом абсолютної або відносної недостатності коронарного кровопостачання, пов'язаної, у свою чергу, з розвитком атеросклеротичних бляшок, які перекривають просвіт коронарних артерій (КА), тим самим обмежуючи надходження крові до

серцевого м'яза, міокарда. У світі не існує медикаментозних засобів, що дозволяють значно зменшити розмір атеросклеротичних бляшок, тому у випадках значного звуження просвіту судини бляшкою потрібне проведення відновлення кровотоку – реваскуляризації міокарда. Існують два види реваскуляризації міокарда: операція коронарного шунтування (КШ) зі створенням обхідних шляхів кровопостачання (шунтів) і черезшкірні коронарні втручання (ЧКВ), що дозволяють розширити звужену ділянку артерії з розміщенням в неї металевого каркаса (стента) для збереження природного просвіту цієї ділянки судини. Для вивчення порівняльної ефективності медикаментозного і оперативного методів лікування ішемічної хвороби серця було проведено три найбільших рандомізованих дослідження: Veterans Administration study – VA [121], European Cooperative Study [47] та Coronary Artery Study Study – CASS [33]. Хоча ці дослідження мають ряд обмежень і відмінностей в інтерпретації результатів, вони на довгі роки визначили долю коронарного шунтування й показання до цього типу операцій. У випадках більш легкого ураження коронарних артерій і стенокардії, яка піддається медикаментозній терапії, пацієнти можуть лікуватися консервативно. Однак, при складних і множинних ураженнях коронарних артерій виконують коронарне шунтування, метою якого є відновлення кровотоку по коронарних артеріях за місцями звуження. Для порівняння ефективності хірургічного лікування і ЧКВ при множинних ураженнях коронарних артерій нещодавно було проведено широке рандомізоване дослідження «SYNTAX». Результати цього дослідження вказують на значно меншу ймовірність серцевих і церебральних ускладнень після операції коронарного шунтування в порівнянні з ЧКВ [119].

Суть операції коронарного шунтування полягає в тому, що за допомогою артеріальних або венозних судин створюють обхідний шлях (коронарний шунт) в обхід ураженої ділянки коронарної артерії. Такі судини з'єднуються з коронарними артеріями за місцями звуження за допомогою створення сполучень – коронарних анастомозів. Таким чином забезпечується

постійне кровопостачання ділянки міокарда, яка живиться шунтованою артерією, незважаючи на подальше звуження проксимально ураженої ділянки артерії атеросклеротичною бляшкою.

Однак, як і будь-який інший вид операцій, коронарне шунтування має певний відсоток несприятливих результатів. Одним з таких несприятливих результатів може бути ішемія міокарда, що виникає під час операції або ж після неї [90]. Іноді вона може проявлятися відразу після шунтування в якості змін електрокардіограми, порушеннями секторальної скоротливості міокарда, гемодинамічною нестабільністю, шлуночковою аритмією і кількісними змінами кров'яних біомаркерів, які свідчать про ішемічне ураження міокарда [166]. Така ішемія міокарда може нести гострий життєво загрозовий характер у вигляді гострого інфаркту міокарда або порушення серцевого ритму [90]. За даними різних літературних джерел частота інфаркту міокарда в періопераційному періоді становить від 5 до 20% в залежності від критеріїв діагностики даного ускладнення [166]. Інші дослідники вказують, що періопераційний інфаркт трапляється в 3-30% випадків і збільшує смертність пацієнтів, а також значно погіршує загальний стан здоров'я в пізні терміни після операції [90]. Ішемія міокарда також може розвиватися пізніше і проявляти себе як відновлення стенокардії (поворотна стенокардія) в ранні або пізні терміни після операції. Деякі дослідники вказують, що 90% пацієнтів відчують хоча б один епізод стенокардії протягом 6 місяців після операції і більше третини з них відчують множинні епізоди на першому тижні після операції [188]. Така стенокардія невід'ємно пов'язана з погіршенням якості життя. За деякими літературними даними відновлення стенокардії в перший рік після операції спостерігається у 24% пацієнтів і у 40% протягом наступних 6 років [32]. Результати широкого дослідження «ARTS», що нараховує близько 3000 пацієнтів, вказують, що у 22% пацієнтів поновлюються симптоми ішемічної хвороби серця, що вимагає повторного втручання [150]. І навпаки, повна відсутність стенокардії будь-якої тяжкості зменшується з роками і в періодах 1, 5, 10 і 15

років спостерігається у 94%, 82%, 61%, і 38% пацієнтів, відповідно [149]. За даними деяких досліджень така стенокардія часто може так само призводити до інфаркту міокарда ($p = 0,04$) і вимагати повторного втручання ($p = 0,003$) [32]. Варто згадати, що повторні втручання, будь то ЧКВ або повторна операція коронарного шунтування, пов'язані зі значним ризиком для життя пацієнта. Рання смертність при повторних операціях становить від 9% до 15%, незалежно від обраного методу усунення ішемії міокарда [95], будь то ЧКВ або ж операція повторного коронарного шунтування. Смертність при повторній операції шунтування перевищує таку при первинній операції у 2 - 4 рази [141, 184]. Таким чином, на первинну операцію покладаються великі вимоги з точки зору адекватного функціонування коронарних шунтів і запобігання виникненню ішемії міокарда.

Визначення причин і шляхів усунення перерахованих вище несприятливих результатів коронарного шунтування залишається актуальним і на сьогодні та є метою багатьох наукових досліджень. Гострі порушення в коронарних шунтах посідають одне з основних місць серед причин ішемії міокарда [117, 185]. При тому, за даними деяких дослідників оклюзія коронарних шунтів є найбільш частою причиною виникнення періопераційного інфаркту. У 70-80% пацієнтів, які перенесли періопераційний інфаркт міокарда, визначаються шунти, що не функціонують [28, 95]. На думку деяких вчених, післяопераційна стенокардія також є безпосереднім клінічним проявом порушень в коронарних шунтах і виникає в 20-30% випадків [166]. При цьому у симптоматичних хворих причиною ішемії в 82% випадків є порушення саме в шунтах, тоді як в інших можна спостерігати явища перикардита або тривалого спазму артеріальних шунтів [95].

1.2 Ранні та пізні порушення в шунтах

Ранні та пізні порушення в коронарних шунтах є найбільш важливими причинами стійкої або поворотної стенокардії після КШ.

В ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М.Амосова» НАМН України були проаналізовані результати повторних коронаро-шунтографій, виконаних у зв'язку з симптомами рецидиву стенокардії у 250 пацієнтів, прооперованих у період з 2005 – 2014 рр. [15]. Ці пацієнти склали 3,4% від загального числа пацієнтів, яким виконали операцію ізольованого коронарного шунтування за цей період (7452 пацієнти). За результатами дослідження основною причиною повторного звернення пацієнтів після коронарного шунтування варто вважати прогресування атеросклерозу в нативних коронарних артеріях та коронарних шунтах, що спостерігалось у 170 пацієнтів (68,0%). Порушення в коронарних шунтах траплялися у 151 пацієнта (60,4%), а зі значними звуженнями просвіту шунта – у 72 (29%). Ізольоване прогресування змін в КА спостерігалось у 62 пацієнтів (24,8%), а кількість пацієнтів з неповною реваскуляризацією становила 6 (2%). Пацієнтам з рецидивом стенокардії при первинній операції було виконано 723 коронарних шунти. На повторних ангіографіях у цих пацієнтів було встановлено порушення прохідності 231 шунта (31,9%). Такі дані вказують, що зміни в коронарних шунтах посідають вагоме місце в структурі причин повторних звернень пацієнтів.

Заглиблюючись в пошук причин порушень в шунтах, вчені вказують, що багато з цих причин лежить в площині технічних особливостей виконання операції. Ранні порушення, частота яких сягає від 4-5% до 15% від усіх випадків коронарного шунтування, часто пов'язують з технічними складнощами та похибками під час операції [17, 171]. Технічні помилки виконання коронарних анастомозів і гострий тромбоз коронарного шунта є найбільш частими причинами ранніх порушень шунтів, тоді як пізні порушення в шунтах зазвичай пов'язані з дегенеративними змінами в самих шунтах, з розвитком інтимальної гіперплазії, а також прогресуванням атеросклерозу з розповсюдженням на коронарні шунти (Perek B, 2013).

Одним із методів діагностики порушень в коронарних шунтах є періопераційна ангіографія [39]. Результати такої ангіографії вказують, що

гострі порушення відразу після операції розвиваються в 7% артеріальних шунтів і в 8% венозних шунтів) [97, 189], хоча тільки в 3% проявляють себе клінічно [163]. З огляду на те, що відсоток порушень в ранньому періоді після операції в обох видах шунтів практично збігається, логічно було б вважати, що причини, що призводять до них, мають загальний характер. Ранні результати коронарного шунтування заведено оцінювати в середньому через місяць після операції, а віддалені результати – через 1 рік, оскільки в ранні терміни оклюзії шунтів пов'язані з особливостями операції та характером ураження коронарного русла, тоді як надалі – від активності основного атеросклеротичного процесу. Досліджуючи процеси, пов'язані з порушеннями в венозних коронарних шунтах, вчені зійшлися в думці, що існують три головні причини порушень. У ранній період (менш як місяць після операції) панівним процесом, що призводить до порушень в шунтах є гострий тромбоз [132]. Він пов'язаний з технічними факторами і передумовами які, нарівні з такими особливостями як малий діаметр коронарної артерії з недостатнім дистальним руслом, невідповідністю діаметрів судин з турбулентними потоками крові, призводять до порушення цілісності ендотеліальної вистилки судин при маніпуляціях з ними. Втрата цілісності ендотеліального шару може призвести до адгезії тромбоцитів і утворенню тромбів, а так само й до спазму судин внаслідок зниження рівня оксиду азоту. Тромбоз судини, як результат технічних помилок, є найбільш частою причиною ранніх порушень як у венозних, так й в артеріальних шунтах [127, 132]. Однак, як зазначалося вище, в терміни від місяця до року панівним процесом, пов'язаним з порушеннями в шунтах, стає інтимальна гіперплазія. У венозних шунтах гіперплазія є явище адаптації венозного шунта до артеріального тиску [85]. Для артеріальних шунтів в післяопераційному періоді також характерний розвиток інтимальної гіперплазії, але переважно в зоні дистального анастомозу, де з'єднуються судини, а також на стінці коронарної артерії навпроти нього (дно анастомозу) [143]. У пізні терміни (понад рік) атеросклероз стає основною причиною

порушень, який може мати наслідки у вигляді розриву атероматозних бляшок і тромбозу шунта. Атероми в венозних шунтах мають дифузний характер, рідше кальцинуються і мають менш міцну фіброзну покришку [178]. Атеросклероз венозних шунтів є провідною причиною повторних операцій коронарного шунтування у віддалені терміни після первинної операції та трапляється частіше, ніж прогресування основного захворювання в нативних артеріях [51, 64, 131, 154]. Причиною пізніх порушень в артеріальних шунтах також є прогресування інтимальної гіперплазії й атеросклерозу [127, 132], хоча цей процес менш виражений і не має такої інтенсивності як у разі венозних шунтів, що відбивається на більших відсотках їх прохідності у віддаленому післяопераційному періоді.

Таким чином, дані літератури свідчать, що встановлення причин ранніх порушень в шунтах і можливі шляхи їх усунення є актуальним питанням коронарної хірургії. Хоча запобігти розвиткові несприятливих порушень у венозних та артеріальних шунтах, пов'язаних з прогресуванням атеросклерозу хірургічним шляхом під час операції не здається можливим. Однак, створюючи анастомози з найбільш сприятливими гемодинамічними умовами, є ймовірність впливу на інтенсивність розвитку інтимальної гіперплазії, як фактора несприятливих віддалених результатів.

1.3 Прохідність дистального анастомозу

Деякі автори прямо вказують, що ранні порушення в артеріальних коронарних шунтах пов'язані з технічними помилками в області саме дистального анастомозу [72, 131]. Багатьма вченими було також встановлено, що такі похибки при виконанні дистального анастомозу є, можливо, найбільш важливим фактором в оклюзії шунта [50, 131]. На особливу увагу заслуговує дослідження, проведене вченими Акчурінім Р. та Ширяєвим А., в якому брали участь 215 пацієнтів, яким було виконано 634 коронарних шунти [1]. У дослідженні проводився аналіз причин рецидивів стенокардії в післяопераційному періоді, зокрема, залежність частоти розвитку і тяжкості

стенокардії від прохідності дистальних анастомозів. Прохідність коронарного анастомозу у пацієнтів при асимптомному перебігу післяопераційного періоду складала 94%, при рецидивах стенокардії I функціонального класу – 75%, II-функціонального класу – 53%, III-IV функціонального класу – 19%. Таким чином, була виявлена пряма залежність між рецидивом стенокардії та прохідністю дистального анастомозу. Результат коронарного шунтування багато в чому залежить від якості виконання дистального анастомозу з метою досягнення максимальних значень об'ємного кровотоку через нього. Якість виконання дистального анастомозу має безпрецедентну важливість, тому від неї залежить іноді й вибір самої методики коронарного шунтування (на працюючому серці або зупиненому). У Європі та США більшість операцій виконується з зупинкою серця і тільки близько 20% на працюючому серці, тоді як в азіатських країнах методикою на працюючому серці користуються в 60-100% випадків [16]. Втім недавні рандомізовані дослідження, які налічують до 9000 пацієнтів, та мета-аналізи вказують на те, що ці методики значно не різняться одна від одної в результатах, але повинні виконуватися досвідченими фахівцями, які рутинно використовують відпрацьовану методику [18, 96].

Таким чином, на перший план виходить єдина важлива мета операції коронарного шунтування – виконання якісного дистального коронарного анастомозу [74]. Американські рекомендації з коронарного шунтування вказують, що досвід і впевненість в якості виконання анастомозу дозволяє хірургам зробити вибір на користь використання методики на працюючому серці, відмовившись від використання апарату штучного кровообігу з його можливими побічними ефектами [16]. Втім вважається, що особливі труднощі, зазвичай, викликає шунтування огинаючої коронарної артерії [176].

1.4 Рекомендації з коронарного шунтування, що сприяють тривалому функціонуванню шунтів

Згідно з європейськими рекомендаціями з реваскуляризації міокарда, повноцінне функціонування коронарних шунтів залежить від характеристик судин, що анастомозуються, дистального русла коронарної артерії, техніки виконання та конфігурації коронарного анастомозу [69]. Важливими характеристиками судин є їх просвіт, ступінь проксимального звуження коронарної артерії, якість судин в місці анастомозу і дистальне русло приймаючої артерії. Для адекватного функціонування коронарних шунтів хірург зобов'язаний зробити вибір на користь використання судин з більш сприятливими анатомічними і фізіологічними характеристиками. Однак, як відомо, в кожному клінічному випадку індивідуальні характеристики судин і особливості коронарного ураження обмежують цей вибір (дифузний атеросклероз з множинним ураженням коронарних артерій, супутні судинні захворювання). Однак існують загальноприйняті принципи коронарного шунтування, якими керується більшість хірургів. Згідно з тими ж європейськими рекомендаціями, забезпечити тривале повноцінне функціонування шунтів можна вибором в їх якості артеріальних судин, особливо внутрішніх грудних артерій (ВГА) [41]. За винятком рідкісних випадків, всі пацієнти повинні мати хоча б один артеріальний шунт – ВГА, яка бажано повинна бути анастомозована з передньою міжшлуночковою гілкою лівої коронарної артерії [146]. Доступними артеріальними шунтами вважаються також променева артерія і права шлунково-сальникова артерія, однак вони рідко використовуються в сучасній хірургії, та невисокий відсоток їх тривалості функціонування в порівнянні з венозними шунтами дозволяє широко використовувати останні. Таким чином, вибір артеріальних шунтів, особливо двох ВГА, дозволяє отримати кращі результати шунтування, зменшити рівень смертності пацієнтів та ймовірність

виникнення інфаркту міокарда, поворотної стенокардії і, як наслідок, необхідності повторної операції [93].

Крім вибору типу шунта, велике значення має вибір коронарної артерії відповідного діаметра, ступеня звуження просвіту і ділянки для створення анастомозу. Домогтися високого рівня прохідності шунтів в ранні та пізні терміни після операції можна шляхом вибору коронарних артерій діаметром 1,5 мм і більше. І навпаки, малий розмір КА є фактором, що збільшує госпітальну летальність (15,8% для судин 1,0 мм, 4,6% для 1,5-2,0мм, і 1,5% для 2,5-3,0 мм ($p < 0,001$) [183]. Шунтування КА діаметром не менше 1,5 мм було однією з основних вимог при створенні дизайну недавнього широкого рандомізованого дослідження «SYNTAX». Зазначено, що такий діаметр відповідає можливості кардіохірурга виконати коректне шунтування артерії такого діаметра [49]. В європейських рекомендаціях сучасна хірургічна практика ґрунтується на анатомічному визначенні повноти реваскуляризації і визначає її як шунтування всіх епікардіальних артерій також діаметром $\geq 1,5$ мм зі звуженням їх діаметра $\geq 50\%$ як мінімум в одній ангіографічній проекції. Пов'язано це з тим, що діаметр коронарної артерії значно впливає на прохідність коронарного шунта і його функціональність, показники яких покращуються зі збільшенням значення діаметра коронарної артерії [26]. Найбільш ймовірна причина пов'язана з тим, що артерії більшого діаметра мають кращу пропускну здатність з широким дистальним руслом, що позитивно впливає на функціональність і тривалість роботи шунта. Результати деяких досліджень підтримують шунтування артерій малого діаметра, коли це технічно можливо, щоб попередити неповну реваскуляризацію [122]. Стосовно критичного ступеня звуження КА, при якому коронарне шунтування буде ефективним, американські рекомендації з коронарного шунтування трохи відрізняються від європейських. Даний аспект є важливим у виборі тактики операції, оскільки впливає на конкуруючий кровотік між потоком крові в самій КА та в шунті. Американські рекомендації вважають «значним» звуженням 70% діаметра

судини і 50% для стовбура лівої коронарної артерії. У випадках з 40-70% ступенем звуження просвіту артерії для визначення показання до реваскуляризації служить такий фізіологічний критерій як фракційний резерв, значення якого в 0,80 й менше теж може розглядатися як значне звуження артерії [16].

1.5 Оцінювання об'ємного кровотоку через коронарний анастомоз, як показника його пропускної спроможності

Багато дослідників в останні роки вивчають і оцінюють об'ємний кровотік в судинних шунтах, щоб визначити чинники, які його збільшують і причини, що призводять до його зниження [38, 42, 53, 59]. У світовій літературі існує загальноприйнята думка щодо об'ємного кровотоку через коронарний анастомоз. У ряді досліджень було встановлено, що за умови кровотоку по шунту менше 20 мл/хв, близько 60% аутовенозних шунтів оклюзуються через 1 рік після операції [20]. Якщо кровотік був менше 20 мл/хв в шунтах до КА діаметром 1,0 мм, то 50% таких шунтів оклюзувалися в перший рік після операції незалежно від їх походження [43, 167, 169]. В американських рекомендаціях з коронарного шунтування позначена цифра в 20 мл/хв як гранична, показники нижче якої вказують на технічно скомпрометований шунт, який вимагає ревізії безпосередньо в операційному блоці [16]. Вимірювання кровотоку по шунту може бути корисним для підтвердження або виключення технічних проблем, пов'язаних з ішемією міокарда [69]. Використання вимірювання кровотоку по шунту зменшує ймовірність несприятливих подій і порушень в шунтах [79].

З огляду на те, що будь-яка медична процедура вимагає методу контролю якості, даний метод вимірювання варто вважати необхідним, особливо в таких комплексних процедурах як серцеві операції. Верифікація пропускної здатності шунта була запропонована ще в 60-ті роки, коли коронарна хірургія тільки починала розвиватися. Перші апарати дослідження кровотоку були засновані на електромагнітних технологіях. Зважаючи на те,

що такі датчики повинні були розташовуватися виключно перпендикулярно до судин та потребували складного та тривалого калібрування, від даного методу дослідження відмовилися. Крім того, результати дослідження були занадто залежні від гематокриту і товщини судинної стінки. Завдяки технологічному прогресу стало доступно використання ультразвукових датчиків при доплерівському дослідженні судин з початку 80-х. Однак, маючи багато переваг, такі апарати як і раніше мали свої обмеження. Завдяки розвитку нового методу операцій коронарного шунтування на працюючому серці в 90-ті роки відродився інтерес до інтраопераційного оцінювання/документації прохідності коронарних шунтів. Завдяки подальшому технологічному прогресу, в тому числі і в медичній апаратурі, став доступний наступний метод – ультразвукова флоуметрія (transit time flow meters (TTFM)). Даний метод є достатньо простим у використанні та має наступні переваги: результати дослідження не залежать від внутрішнього і зовнішнього діаметрів судин, форми судини, доплер кута (кут між датчиком і віссю судини), а також датчик не повинен повністю охоплювати судину. Оцінюючи результати даного методу дослідження варто пам'ятати, що шунт, що функціонує має таку ж фізіологічну гемодинаміку як і коронарна артерія. Кровотік повинен переважати в діастолічну фазу, маючи мінімальний пік в систолічну фазу серцевого циклу при ізоволюметричному скороченні (QRS комплекс) міокарда. Для цього крива кровотоку повинна мати референтне зображення ЕКГ. Пульсаційний індекс (PI) виражається в цифрах та є індикатором якості коронарного анастомозу. Ця цифра є результатом ділення різниці максимального і мінімального потоку на значення середнього потоку крові. Оптимальне значення має перебувати між 1 і 5. Імовірність технічної помилки в області коронарного шунта значно зростає при високих цифрах PI. Середній кровотік по шунту виражається в мілілітрах за хвилину, і також є індикатором якості анастомозу, але залежить від якості коронарної артерії. У дослідженні, проведеному D'Ансона серед 161 пацієнта з 323 коронарними шунтами, оцінювання об'ємного кровотоку флоуметром дозволило провести

ревізію 32 шунтів (9,9%), які мали недостатні характеристики кровотоку та в яких були встановлені технічні похибки [38]. Інші хірурги також вказують до 7%-10% випадків, коли флоуметрія допомагала вдало виявити і вирішити технічні проблеми в ділянці дистального анастомозу. Використання методу флоуметрії дозволяє зробити певний прогноз щодо прохідності коронарних шунтів у віддаленому періоді.

1.6 Причини інтимальної гіперплазії анастомозу

Тривале функціонування коронарних шунтів також безпосередньо залежить від вираженості розвитку інтимальної гіперплазії в стінках анастомозованих судин. Тому вивченню причин і механізмів виникнення та розвитку інтимальної гіперплазії (ІГ) присвячується багато наукових досліджень. Хоча точний механізм і патофізіологія ІГ залишаються невивченими, існують деякі докази спільної участі біологічних і біомеханічних факторів, які включають ендотеліальне пошкодження [87], тромбоцитарну агрегацію [134], порушення місцевої гемодинаміки [40, 84], невідповідність комплаєнсів між судинами [23, 136, 159] тощо. У вивченні процесів, що призводять до розвитку ІГ в коронарних шунтах, загальновідомим є той факт, що під час операції ендотелій і гладеньком'язовий шар судин відчують механічний вплив хірургічних інструментів при виділенні судин, підвищений внутрішній тиск при оцінці герметичності судин, а також вплив шовного матеріалу, що використовується при формуванні анастомозу. Намеау вважає, що знаходження венозних судин в умовах артеріальної циркуляції також несприятливо впливає на венозний ендотелій [71]. Крім особливостей місцевої гемодинаміки, пошкоджений при технічних маніпуляціях ендотелій втрачає здатність до продукування антипроліферативних факторів [114] та більшою мірою синтезує внутрішньоклітинні фактори росту під впливом пошкодженого середнього гладеньком'язового шару стінки судини [179, 94]. Саме тому в практику деяких хірургів увійшов метод виділення коронарних шунтів «по

touch». Даний метод передбачає мінімальний контакт з судинним кондуїтом під час його виділення. Численні дослідження травми, що виникають при виділенні шунтів, були сфокусовані на ендотеліальному і трансмуральному ураженнях, таким чином будь-які заходи, що ведуть до зменшення цієї травми, є придатними. Згідно з цим методом, пінцети повинні утримувати тільки адвентицію або навколишні тканини, але ніяк не стінку вени. Постійна видимість кінчиків пінцета повинна вказувати на їх точне місце прикладання, обмежуючи можливість знаходження інших тканин, крім адвентиції, в затисканні пінцетом. В іншому випадку, затискання венозної стінки призводить до пошкодження і порушення цілісності венозного ендотелію. Поздовжня напруга повинна бути мінімізована, а використання тасьми або еластичної петлі для ретракції можуть бути менш травматичними. Результати огляду літератури вказують, що техніка «no touch» при виділенні венозних шунтів дозволяє зберегти структурні і функціональні характеристики венозної стінки [129]. DS Souza вказує, що така методика значно зменшує вираженість ІГ, що зменшує тромбогенність в просвіті шунта відразу після операції, і такі шунти мають кращі результати прохідності в пізньому післяопераційному періоді [154]. Johansson вважає, що така методика має також непрямий позитивний вплив на насосну функцію серця і на відсутність миготливої аритмії у віддалених результатах операції [77]. У своїх рекомендаціях GD Angelini вказує на те, що особливості виділення венозних шунтів з мінімізацією травми її стінки передбачає використання тиску для розширення вени не більше 150 мм рт. ст., тому що інакше відбувається травматичний вплив на ендотелій стінки з подальшим виникненням набряку, що призводить до розвитку вираженої ІГ [20]. В ідеальних умовах цей тиск може бути під моніторингом апаратури, але в найбільш розповсюдженій практиці досить затиснути вену між вказівним і великим пальцями для оцінки передбачуваного тиску.

Крім травми ендотелію іншим важливим фактором, що розглядається вченими в світлі причин виникнення та розвитку ІГ, є невідповідність

комплаєнсів судин. Комплаєнсом називається здатність судини до пасивного звуження і розширення при зміні тиску. Встановлено, що в умовах низького тиску комплаєнс вен перевищує комплаєнс артерій в 10-20 разів, а при високому тиску, венозний комплаєнс стає меншим ніж артеріальний. У разі артеріального шунтування, відмінність між комплаєнсом шунта й артерії розглядається як механічна взаємодія [59]. У дослідженнях «in vivo» було показано, що велика невідповідність комплаєнсів між шунтом і артерією призводить до більш вираженого розвитку ІГ в області шва між судинами, особливо в анастомозах за типом «кінець-у-бік» [23, 43, 151]. PD Ballyk зазначив, що підвищена її невідповідність призводить до значного збільшення інтрамуральної напруги в анастомозах «кінець-у-бік» і розвитку вираженої ІГ в області шовної лінії, як реакції на механічне пошкодження розтягуванням з інтрамуральною напругою [23, 129]. З метою зменшення такої напруги та запобігання подальшому розвитку ІГ були розглянуті деякі хірургічні методики, а саме, з'єднання судин кінцями, зрізаними під кутом, а не перпендикулярно [172]. Для зменшення механічної травми було запропоновано багато альтернативних методів з'єднання судин за допомогою біологічного клею, кліпс, магнітних судинних позиціонерів, лазерних технологій тощо [31, 135, 157, 161]. Деякі з них показали задовільні результати. Так, наприклад, використання кліпсів (Coalescent U-CLIP) збільшило поперечну площу перетину анастомозу в порівнянні зі звичайним безперервним швом, що, можливо, може призводити до менших порушень кровотоку через анастомоз [58]. Однак, потрібні подальші дослідження цих методик, щоб допустити їх рутинне використання в хірургії.

Як відомо, формування анастомозів при коронарному шунтуванні передбачає створення анастомозу типу «кінець-у-бік». Передбачається, що особливості розвитку ІГ відповідають процесам загоєння судинної стінки в області шва. Однак, Sottuirai показав протилежні результати [153]. Він досліджував роль конфігурації анастомозу, проводячи стегново-стегнове шунтування з анастомозами типу «кінець-у-бік» і «кінець-в-кінець» у собак.

З огляду на те, що в даному випадку відсутня невідповідність між комплаєнсами однакових судин і те, що ІГ розвивалася тільки в анастомозах за типом «кінець-у-бік», а не «кінець-в-кінець», варто вважати конфігурацію дистального анастомозу з його геометрією і умовами місцевої гемодинаміки важливим фактором розвитку ІГ. Для опису особливостей гемодинамічних факторів, що впливають на ендотелій судин використовують поняття напруги зсуву (НЗ). У класичному розумінні напруга зсуву (shear stress) – це сила, що прикладається до верхнього шару ламінарного потоку рідини, що викликає зсув нижчих шарів відносно один одного в напрямку прикладеної сили, тобто сила взаємодії рухомих шарів рідини. Потоки, що рухаються через анастомоз, контактують з ендотелієм, і на кордоні цієї взаємодії виникає внутрішнє тертя. Ендотелій розглядається як пласт ламінарного потоку, не здатний до руху разом з кров'ю, але деформується у відповідь на вплив. Під дією ламінарного кровотоку ендотелій набуває еліпсоїдної форми, витягується в напрямку руху крові, всередині клітин формується певна орієнтація органел [113, 175]. І навпаки, при порушених потоках, деформуючих ендотеліальну мембрану, відбувається активація іонних каналів і зміна гликокаліксу, білків цитоскелету, збудження механорецепторів на поверхні клітини [123]. Це потенціює запуск систем внутрішньоклітинних месенджерів і синтез біологічно активних речовин, що мають широкий спектр місцевих і системних регуляторних впливів. При цьому характер відповіді ендотелію залежить від величини, напрямку і сталості напруги зсуву, яка безпосередньо пов'язана зі швидкістю зсуву, швидкістю потоку і формою судини. Пошкодження ендотелію відбувається у випадках, коли ці НЗ виходять за межі фізіологічних значень [152]. При високих значеннях НЗ порушується проникність ендотеліального шару з подальшим порушенням транспорту молекулярних частинок через ендотеліальний бар'єр і розвитком атеросклеротичної бляшки [92, 188]. Водночас, на ділянці судини, де спостерігаються низькі значення НЗ і відносно уповільнення потоку частинок крові, відбувається відкладення

молекул холестерину, що призводить до зростання атероматозної бляшки, на відміну від тих зон, де молекули холестерину змиваються потоком крові [102]. Таким чином існує теорія про безпечний діапазон значень НЗ, яка пояснює розвиток ІГ в артеріальних біфуркаціях і різних конфігураціях обхідних судинних шунтів. А також, ця теорія пояснює розвиток атеросклеротичних уражень на різних ділянках дуги аорти [158], де переважають протилежні значення напруги зсуву, що виходять за межі цього діапазону. Було встановлено, що такі позамежні значення призводять до структурних та функціональних змін в ендотеліальних клітинах [113]. Таким чином, проблема ІГ в коронарних шунтах і визначення факторів, які прямо впливають на її розвиток, залишаються нерозкритими і ґрунтуються лише на теоріях.

1.7 Конфігурація коронарного анастомозу та його оптимальні параметри (анатомічні передумови судин, що анастомозуються)

Від конфігурації анастомозу залежать гемодинамічні фактори, які впливають на кровотік в зоні анастомозу й приймаючої артерії, що, у свою чергу, відображається на реакції судинної стінки у вигляді виникнення та розвитку інтимальної гіперплазії. Були проведені дослідження з метою встановлення найбільш оптимальних параметрів гемодинаміки в області дистального анастомозу, що дозволили б продовжити термін функціонування коронарних шунтів і знизити відсоток несприятливих результатів операції не тільки в ранньому, але й в пізньому післяопераційному періоді. Це питання залишається актуальним, оскільки збільшення якості, а, відповідно, тривалості функціонування шунтів може значно знизити необхідність в повторних операціях, а також смертність і тяжкість перебігу основного захворювання.

Конфігурація анастомозу «кінець-у-бік» є неприродним в артеріальній системі (за винятком функціонуючого артеріального протоку). Хоча такий анастомоз є біфуркацією судин, він відрізняється від існуючих судинних

розгалужень. Кут між судинами є тупим і розбіжність кровотоку в області анастомозу може дуже різнитися, що має великий вплив на гемодинаміку [103]. Дистальний анастомоз характеризується неприродними умовами кровотоку, що включають коливання кровотоку на «п'яті» анастомозу, вплив на дно анастомозу і поділ потоків крові на «носику». Таким чином, на п'яті анастомозу спостерігаються завихрення потоків крові з низькими значеннями НЗ внаслідок взаємодії кровотоку шунта з відносно слабким потоком з стенозованої проксимальної частини артерії з високими значеннями НЗ. Такі завихрення створюють деякі уповільнення кровотоку, що сприяє активації тромбоцитів [108], формуванню фібринового тромбу [19, 104] і призводить до розвитку ІГ [40, 52, 63, 68, 151, 153]. Поряд з цим на протилежному боці анастомозу потік крові впливає на стінку приймаючої артерії, утворюючи так звану точку застою, розташування якої змінюється з серцевим циклом. Таке постійне зміщення точки впливу потоку сприяє розвитку атерогенезу [91] та ІГ [30, 151] в місцях її застосування. При цьому, на носіку анастомозу спостерігається область поділу кровотоку з високими напруженнями зрушень, що призводить до морфологічних і функціональних порушень в ендотелії цієї зони і сприяє збільшенню проникності стінки судин з подальшим атеросклеротичним ураженням [34, 54, 88], а також розвитком ІГ [112].

З огляду на те, що коронарні анастомози створюються хірургічним шляхом, їх конфігурації можуть бути змінені (на відміну від існуючих природних біфуркацій) для створення оптимальних умов кровотоку і поліпшення тривалості функціонування шунта. Як згадувалося раніше, в коронарній хірургії, в основному, використовуються анастомози за типом «кінець-у-бік» й ІГ розвивається переважно на «п'яті» та «носику» анастомозу, а також на його «дні» навпроти місця з'єднання судин, де спостерігаються порушені потоки крові і певні гемодинамічні фактори [129, 151]. Багато досліджень було проведено з метою створення різних конфігурацій анастомозу і апаратів його виконання з метою створення найбільш сприятливих значень НЗ і таким чином зменшення вираженості ІГ

в коронарних анастомозах. Такі дослідження включали вивчення кута анастомозу [46, 65, 66, 77, 84, 109, 156], різні конфігурації анастомозу [70, 106, 128, 177], співвідношення діаметрів судин [29, 133, 186] тощо [27, 48, 67, 80, 81, 144, 181].

Першою спробою створення оптимального анастомозу була зміна кута анастомозу. Було встановлено, що ремоделювання тканин в анастомозах «кінець-у-бік» сильно залежить від кута анастомозу [77], оскільки кут дуже впливає на умови кровотоку і значення НЗ. Менший кут зменшує значення НЗ, змінює поділ потоків крові на носику [84, 109, 139] та зоні завихрень потоків дистальніше анастомозу [46, 84, 156]. На думку деяких вчених варто припустити, що малий кут (менше 30°) повинен сприяти створенню менш порушеного та більш плавного кровотоку в коронарній артерії. Keynton et al. (1991) [84] досліджували вплив кута між судинами на розподіл напруги зрушень в судинах, вивчаючи сполучення трубочок з матеріалу «Plaxiglas» з кутами 30° , 45° і 60° . Вчений визначив найбільш оптимальні значення пристінкових НЗ в з'єднанні судин під кутом 45° , вказавши, що така конфігурація могла б збільшити термін функціонування шунта шляхом зменшення ІГ. Огляд літературних даних, проведений Dhanjoo N Ghista в 2013 має суперечливий характер [59]. Він вказує, що все ж менший кут ($\leq 30^\circ$) вшивання шунта призводить до менших збурень кровотоку та більш плавному потоку крові з шунта в коронарну артерію. Подібні результати отримав і Niels-Henrik Staalsen (1995) [156] в дослідженні кутів анастомозу на 10 свинях, яким імплантували поліуретанові судинні протези на черевній аорті під кутами 90° , 45° і 15° . У його дослідженні, за умови розташування шунта до артерії під кутом 15° спостерігалися найменш виражені хвилювання кровотоку в області анастомозу. Результати дослідження, проведеного Odja et al. [126], так само підтверджують меншу ймовірність розвитку ІГ при малих кутах між судинами. Такі дослідження проводилися на акрилових («Plaxiglas») трубочках з використанням фотохромової трейсерної техніки зі з'єднанням трубочок під кутами 20° , 30° , 45° і 60° . При

цьому, повністю протилежні результати отримав Jackson [77] в дослідженні на каротидних артеріях, проведеному в 2001 році. Він вказав на розвиток вираженої ІГ в приймаючій артерії при гострих кутах вшивання шунтів та її відсутність за умови прямих кутів між судинами. В таких випадках в артеріях спостерігалось витончення судинної стінки й розвиток аневризмоподібного розширення. Таким чином, питання оптимального кута анастомозу залишається відкритим на даний момент.

Стосовно різниці діаметрів судин, деякі вчені вважають, що малий діаметр шунта збільшує опір його власному кровотоку й збільшує потік в коронарній артерії, що, у свою чергу, підвищує конкурентність кровотоків шунта та артерії, що може призвести до тромбозу шунта [61]. Однак, існує і протилежна думка, що великі діаметри також мають несприятливий вплив на прохідність шунта. Деякі вчені вважають, що це може бути пов'язано з низькою швидкістю кровотоку в них, що призводить до відкладення ліпопротеїнів на їх стінках [174]. Щодо ефекту конкурентного кровотоку, варто також зазначити суперечливість літературних даних. Вважається, що конкуренція потоків має вплив на прохідність артеріальних мамарних шунтів і вона не відіграє значної ролі при використанні венозних шунтів [62, 137, 142]. Це обумовлено тим, що венозні судини через відсутність вираженого м'язового шару не можуть змінювати діаметр свого внутрішнього просвіту у відповідь на метаболічні потреби при низькому кровотоку, як це відбувається в артеріях.

Спроби створення анастомозів з оптимальними гемодинамічними умовами кровотоку призвели до використання судинних манжет і латок. Miller et al. [114] запропонував використання судинної манжети (рис. 1.1) в області анастомозу, що, на думку дослідника, могло б зменшити вираженість розвитку ІГ [98, 182].

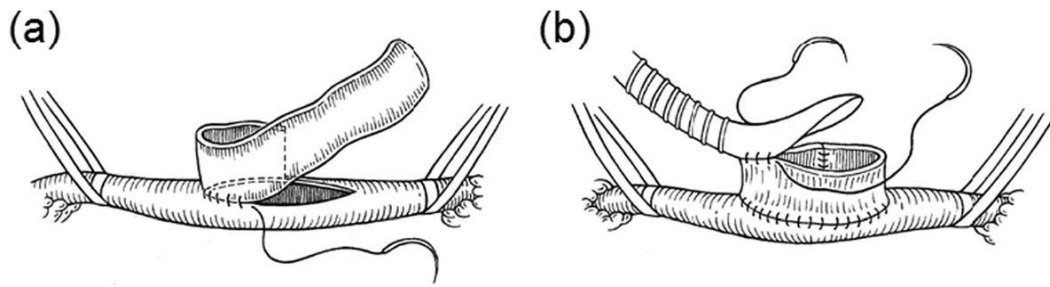


Рис. 1.1 а) Венозна манжета спочатку зшивається поздовжньо з артерією, б) потім шунт зшивається з венозною манжетою

Однак, існують і протилежні думки, які вказують на те, що у разі використання такої манжети виникають несприятливі гемодинамічні фактори, значні варіації напружень в області приймаючої артерії, зворотні потоки крові і значні розділення потоків [36, 121, 138], що явно несприятливо впливатимуть на судинну стінку коронарної артерії. Вважалося, що техніка латки Taylor (рис. 1.2) [162] може зменшувати порушення кровотоку на носику анастомозу зі зменшенням значень напруги зрушень [57, 70].

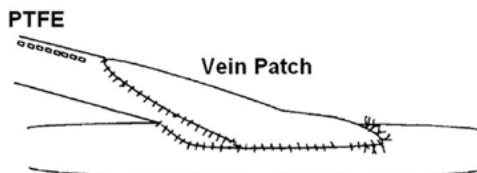


Рис. 1.2 Техніка використання латки Taylor

Однак такий вплив виявився незначним і такі шунти показали однакові результати в тривалості функціонування з результатами звичайних методик [57].

Дещо іншу методику запропонував Linton (рис. 1.3) [101]. Латки являли собою ділянки венозної тканини, які вшивають в приймаючу артерію, а потім в них вшивається шунт, щоб зменшити невідповідність комплаєнсів між судинами.

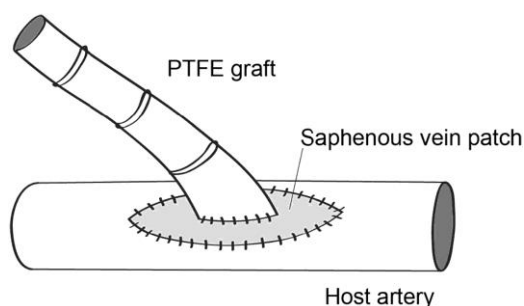


Рис. 1.3 Схематичне зображення використання латки Linton

Судинний комір Tyrell (рис. 1.4) [172] був представлений для об'єднання переваг технік Miller і Taylor, що попереджають пряме зшивання шунта та приймаючої артерії.

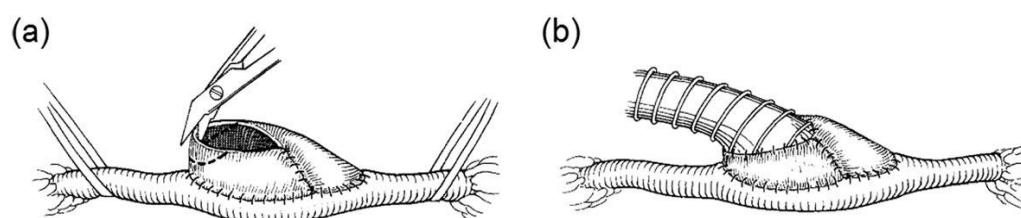


Рис. 1.4 Схема використання коміра Tyrell а) без шунта і б) з шунтом

Також вивчалися інші можливі варіанти конфігурації судинних анастомозів з метою досягнення найбільш оптимальних параметрів потоків крові в шунті й коронарній артерії [82, 140]. Однак всі ці техніки не змогли показати значних покращень функціонування шунтів [168] і не знайшли свого застосування в широкій хірургічній практиці. Оптимальна конфігурація коронарного анастомозу повинна мати на увазі її практичне використання, хірургічне втілення. Такий вид анастомозу повинен стати зручним в рутинній хірургічній практиці. Із запропонованих на даний момент оригінальних технік виконання анастомозу жодна не зарекомендувала себе як така з великою тривалістю функціонування шунтів. Інші ж, які мали переваги щодо гемодинамічних параметрів анастомозу, можуть бути виконані тільки з синтетичного матеріалу в силу їх складної геометрії (такі як Venaflow шунт [75], біфуркаційний шунт [76, 99]), що обмежує їх

використання через відсутність інтимального шару і значної невідповідності комплаєнсів.

Таким чином, на даний момент не існує оптимальної загальноприйнятої конфігурації судинного анастомозу, а запропоновані варіанти його виконання несуть суперечливий характер. Тому питання створення оптимальної конфігурації анастомозу з максимально поліпшеними умовами кровотоку, параметрами гемодинаміки й тривалістю функціонування шунтів залишається невирішеним.

1.8 Сучасні уявлення про оптимальні параметри дистального анастомозу в хірургічній практиці

У хірургічній практиці на даний момент відомі деякі підходи до формування дистального анастомозу з його певним кутом, оптимальним співвідношенням діаметрів, довжиною артеріотомії та багатьма іншими особливостями. Однак вони також сильно різняться між собою, а іноді є суперечливими. Є різні думки щодо типу коронарного анастомозу – «кінець-у-бік» або «бік-у-бік» [68, 100]. Анастомоз за типом «бік-у-бік» часто використовується під час послідовного (секвенціального) шунтування коронарних артерій. Використання такої техніки дозволяє одним шунтом забезпечити повноцінний кровотік в декількох коронарних артеріях. Окрім використання техніки накладання анастомозів за типом «бік-у-бік» іноді також використовують бічні гілки трансплантатів для шунтування сусідніх коронарних артерій [12, 55]. Хоча анастомоз «бік-у-бік» в більшості випадків використовується для послідовного шунтування, такий тип анастомозу використовується деякими хірургами також для одинарного шунтування [83, 110]. На думку таких хірургів, дистальні анастомози такого типу допомагають досягти повної відповідності розмірів розрізів судин в області анастомозів, мінімального натягу коронарної артерії, низької ймовірності перекручення (кінкінг) шунта й можливість провести ревізію, за необхідності, анастомозу через зняту кліпсу наприкінці шунта. Позитивні

порівняльні результати на цифрових моделях анастомозів також показали переваги цих типів анастомозів з точки зору меншої вираженості порушень кровотоку в них [29]. Оскільки існують й протилежні думки [105], цей тип анастомозів не увійшов до широкої хірургічної практики. Питання переваг різних типів коронарних анастомозів залишається відкритим.

Щодо техніки виконання анастомозу також існує багато відмінностей. Чимало хірургів використовують парашутну техніку виконання анастомозу [25]. Однак є й інші методики, в яких відбувається одномоментне проколювання стінок прилеглих одна до одної судин без проміжного перехоплення голки [3]. Така техніка дозволяє значно скоротити час формування анастомозу, однак це призводить до взаємного прилягання судин зовнішніми оболонками (адвентиціями). Також існує практика використання П-подібних швів, хоча деякі хірурги виступають категорично проти цієї техніки виконання анастомозів, оскільки вважають, що такі шви можуть викликати звуження просвіту анастомозу [8].

Стосовно оптимального кута зрізу шунта для судинних анастомозів в світовій літературі також дуже різняться думки вчених. У підручнику «Оперативної хірургії» під редакцією І. Літманна [8] вказується, що довжина зрізу трансплантата повинна бути приблизно в 2,5 раза більше за його діаметр. Кінець венозного шунта косо обрізається з деяким вигином цієї лінії відсікання, яка в профіль вигнута S-подібно. Така форма сприяє тому, що трансплантат найбільш вдало розміщується в розрізі судини. В такому випадку зріз виходить під кутом, що наближається до 25° . Такої ж тактики дотримується й Donald B Doty, що висвітлено в книзі з оперативної техніки, вважаючи, що зріз підшкірної вени повинен виконуватися навскіс під кутом від 30° - 45° [45]. Тим часом Белов Ю. В. [3] зазначає, що кінець кондуїту слід обрізати ножицями під великим кутом – від 30° до 60° . Sohn [35] у своїй книзі з кардіохірургії вказує, що розмір артеріотомії повинен відповідати діаметру кондуїту, і як мінімум в 1,5 раза перевищувати діаметр коронарної артерії. Таким чином, зріз шунта повинен виконуватися під кутом 90° , тоді як

розріз під кутом 30° може виконуватися тільки у випадках необхідності збільшення діаметра анастомозу. Такої ж думки дотримується В. Varner [24].

Підсумовуючи вивчення перерахованих вище множинних методик формування дистального коронарного анастомозу, можна сказати, що в світовій літературі й хірургічній практиці на даний момент не існує єдиної думки щодо правил і вимог до геометричних характеристик анастомозу (кут анастомозу, спосіб формування дистального кінця шунта, довжина артеріотомії коронарної артерії). Так само немає єдиної думки з приводу пропускної здатності анастомозу в залежності від його типу та виду секвенційного шунта. У світовій хірургічній практиці вибір техніки виконання шва та вибір шовного матеріалу, як і раніше, залишається на розсуд хірурга. Невивченим залишається морфологічний аспект, поведінка тканин судин (шунтів і коронарних артерій) через деякий час після операції коронарного шунтування. Особливості реакції тканин судин на різне взаємне розташування їх стінок, з огляду на різні анатомічні передумови зшивання судин тощо.

На жаль, питання створення анастомозів з найбільш адекватними гемодинамічними умовами для повноцінного та тривалого функціонування коронарних шунтів є недослідженим. Залишаються недослідженими можливі конфігурації коронарних анастомозів з різними геометричними характеристиками та різними показниками потоку крові.

Таким чином, літературні дані свідчать, що загальні правила та вимоги до техніки виконання коронарного анастомозу з оптимальними гемодинамічними параметрами, які дозволяють отримати найбільшу пропускну здатність анастомозу, залишаються невизначеними. Встановивши оптимальний кут, тип анастомозу, взаємне розташування стінок судин, шовний матеріал і техніку виконання коронарних анастомозів, можна домогтися найкращих показників об'ємного кровотоку через нього, що зменшить ймовірність і відсоток порушень в коронарних шунтах, що, у свою

чергу, має відбитися на тривалості функціонування коронарних шунтів, поліпшивши результати коронарного шунтування.

Матеріали розділу викладені в друкованих роботах [4, 6].

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Характеристика матеріалу досліджень

Дисертаційне дослідження виконувалось на базі ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України» з 2012 до 2015 року та включало лабораторні дослідження коронарних анастомозів.

Основним показником функціонування і якості виконання коронарного анастомозу є значення об'ємного кровотоку через нього. Тому, суть роботи полягала у вивченні об'ємного кровотоку через анастомози, які створювалися між одними й тими судинами, але за різними методиками та з різними анатомічними передумовами (параметрами). Використано гідродинамічний метод дослідження анастомозів для порівняння параметрів анастомозів, технік їх виконання і визначення найбільш оптимальних з них.

У загальній кількості визначення об'ємного кровотоку проводилося на 516 коронарних анастомозах. Коронарні анастомози створювалися між ділянками судин (мамарні артерії або ділянки великої підшкірної вени) й епікардіальними коронарними артеріями на ділянці свинячого міокарда.

Діаметр всіх препаратів судин-шунтів і коронарних артерій встановлювався за допомогою каліброваних металевих зондів. Артеріальні кондуїти мали діаметр від 2,0 мм до 2,5 мм, діаметр венозних кондуїтів коливався від 3,0 мм до 5,0 мм, діаметр коронарних артерій в області анастомозу становив від 1,0 мм до 3,0 мм.

У вивченні кожного певного параметра конфігурації або техніки виконання коронарного анастомозу брали участь одні й ті ж судини для досягнення максимальної чистоти дослідження різних значень одного параметра при повній відповідності інших. Анастомози створювалися між одними й тими ж судинами, але відрізнялися різними значеннями тільки одного параметра анастомозу.

Крім порівняння функціональності анастомозів, шляхом зіставлення об'ємного кровотоку через кожен анастомоз, визначення найбільш раціонального значення кожного параметра анастомозу проводилося за допомогою вивчення його геометричних розмірів й особливостей внутрішньої конфігурації. Таке вивчення стало можливим завдяки використанню внутрішньосудинного ультразвукового дослідження (IVUS) та рентгенологічного дослідження з контрастом.

Також вивчалися морфологічні зміни в анастомозах і судинах, між якими вони створювалися у віддалених періодах після операції коронарного шунтування.

2.2 Методи дослідження

Дослідження порівнюваних анастомозів здійснювалося декількома методами:

1. Гідродинамічний метод визначення об'ємного кровотоку через анастомози.
2. Ультразвукова флоуметрія.
3. Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження (IVUS) для визначення геометричних характеристик анастомозів.
4. Рентгенологічне дослідження з контрастуванням анастомозів.
5. Морфологічне дослідження тканин анастомозованих судин.

2.2.1 Методика виконання гідродинамічного методу

У першому випадку визначення об'ємного кровотоку (флоуметрія) здійснювалося за допомогою створення конструкції (рис. 2.1), що включає вертикальну ділильну лійку (ВД-1, циліндрична 500 мл) з замикальним клапаном. Лійка/воронка розташовувалася вертикально на штативі, закріплюючись двома трьохпальцевими тримачами. До нижнього кінця воронки під'єднувався пластиковий катетер для аспірації (Fr 8,10,12,14,16), зовнішній діаметр якого максимально підходив до внутрішнього діаметра

шунта (вени або артерії). Такий катетер відігравав проміжну роль, адаптуючи діаметр вихідного кінця воронки до діаметра шунта, який закріплювався на катетері шовною ниткою.

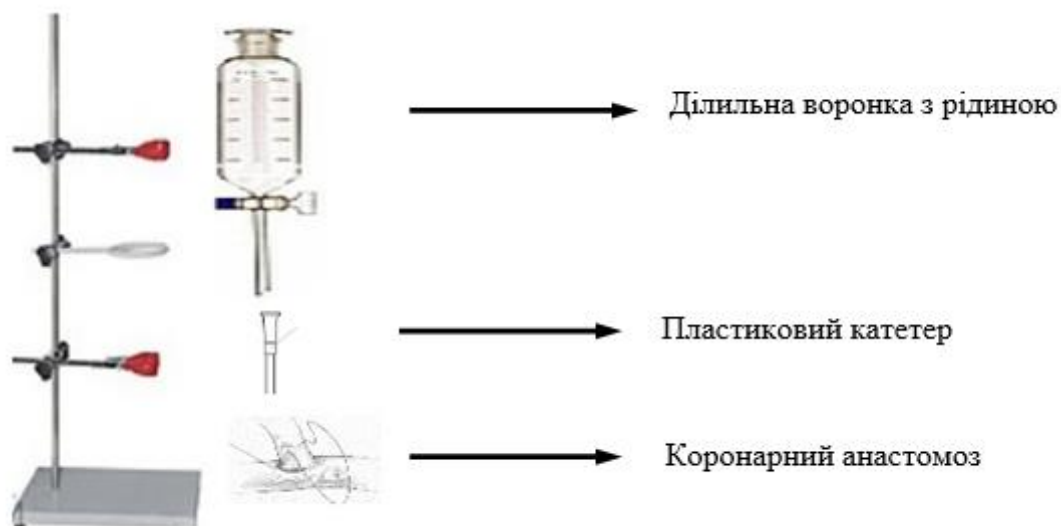


Рис. 2.1 Визначення об'ємного кровотоку (флоуметрія) за власною методикою здійснювалося за допомогою створення конструкції

Для створення умов, максимально наближених до реальних, був розроблений розчин гліцерину з відносною в'язкістю, подібною до крові (в 4,5 раза більше в'язкості дистильованої води). Використовуючи формули визначення відносної в'язкості розчинів:

$$\eta_{\text{отн}} = \frac{\eta}{\eta_0}, \quad \frac{\eta}{\eta_0} = \frac{\rho \cdot t}{\rho_0 \cdot t_0}$$

і, визначаючи в'язкість розчинів з різними співвідношеннями гліцерину і дистильованої води за допомогою віскозиметра, прийшли до остаточного співвідношення пропорцій 7:7,5 або 14:15, відповідно.

Розташовуючись вертикально на металевому штативі, воронка заповнювалася розчином, який тим самим набував певного гідростатичного

тиску. Розташування воронки щодо основи стійки штатива було постійним для кожного випадку досліджень, тим самим створюючи однаковий гідростатичний тиск для кожного анастомозу.

Послідовність проведення дослідження кожного анастомозу була наступною:

1. Розчином гліцерину заповнювалася вся конструкція від верхньої поділки у воронці – «500 мл» до шунта (вена або артерія) з певним значенням діаметра, встановленим за допомогою калібрувальних металевих зондів з кроком калібрування 0,5 мм.

2. Відкриваючи замикальний клапан біля основи воронки біля вихідного кінця на 15 секунд, визначали об'ємний потік через коронарний шунт. Значення обсягу розчину, що витік, множилося на 4 й тим самим визначався об'ємний потік рідини з в'язкістю подібної крові (об'ємний кровотік) через шунт за хвилину.

3. Шунт з перехідним катетером від'єднувався від воронки й готувався відповідно до вимог досліджуваного параметра (кут, спосіб зрізу шунта тощо) або використовуваної техніки виконання анастомозу. Створювався коронарний анастомоз з коронарною артерією в ділянці свинячого міокарда. Попередньо визначався діаметр артерії так само за допомогою металевих зондів.

4. Сформований анастомоз між шунтом і артерією під'єднувався назад до вихідного кінця воронки, і вся конструкція заповнювалася розчином, перешкоджаючи знаходженню повітря в системі від воронки до коронарної артерії. Відкриваючи замикальний клапан воронки на 15 секунд, визначали об'ємний кровотік через анастомоз за тією ж методикою що й шунта.

5. Шунт з коронарною артерією відокремлювали від воронки і, знявши шви з анастомозу, змінювали значення одного з параметрів або техніку виконання анастомозу. Таким чином, формували анастомоз між тими ж судинами, але з новим значенням досліджуваного параметра, зберігаючи незмінними інші параметри.

6. Шунт з артерією з новим анастомозом знову під'єднували до воронки, заповнювали всю конструкцію і пропускали через новий анастомоз розчин гліцерину за ті ж 15 секунд для визначення об'ємного кровотоку через нього.

7. Всі цифрові дані (діаметри шунтів і коронарних артерій, об'ємні кровотоки через шунти та анастомози з різними значеннями одного і того ж параметра) заносили в таблицю отриманих результатів відповідно до кожної досліджуваної групи анастомозів.

Обмеження часу відкривання клапана на 15 секунд дозволяє досягти максимальних значень гідростатичного тиску, яке знижується при зниженні рівня розчину у воронці. Визначення об'ємного кровотоку проводилося тричі через кожен анастомоз для більш точного визначення справжнього його значення.

Визначення об'ємного потоку ізолювано через шунт до його анастомозування з коронарною артерією дозволяло оцінити його пропускну здатність і визначити референтний об'ємний кровотік, з яким порівнювався надалі потік через анастомоз. Значні та явні відмінності в об'ємних потоках через шунт і сформований анастомоз давали підстави запідозрити наявність значного ускладнення на шляху розчину, можливий перекут шунта, грубі технічні похибки в його виконанні, не пов'язані з досліджуваними параметрами й техніками виконання анастомозів. Сформовані коронарні анастомози, в яких спостерігалось значне утруднення прохідності рідини або порушена герметичність шва, до уваги не бралися.

Всі анастомози були розділені на групи порівняння по вивченню кожного певного параметра. Всього було утворено 9 груп.

Спочатку досліджувалися варіанти формування анастомозів – створення послідовних (секвенційних) шунтів і різні типи анастомозів («кінець-у-бік» або «бік-у-бік») – групи порівнянь «1» і «2».

Потім досліджувалися техніки виконання анастомозів (група «3»). Особливості підготовки шунтів розглядалися як підготовка краю шунта

(скошений або зубчастий край), що особливо актуально в артеріальних шунтах і особливості проколювання шовною голкою краю шунта (захоплення тільки інтимального шару або всієї стінки судини, відступ від краю до проколу голкою), що актуально в венозних шунтах (групи «4», «5», «6»). Велике значення для обох видів шунтів передбачається у взаємному розташуванні шарів стінок судин при формуванні анастомозу – група «7». У висновку досліджувалися використовуваний шовний матеріал (група «8») та кут між судинами, що зшивалися (група «9»). У кожній групі порівнювалися пари або трійки анастомозів між одними й тими ж судинами, що відрізняються неоднаковими значеннями тільки одного досліджуваного параметра, при цьому зберігалася повна відповідність всіх інших параметрів між судинами.

2.2.2 Методика виконання гідродинамічного методу з використанням ультразвукового флоуметра

З метою більш точного визначення пропускної здатності порівнюваних анастомозів був використаний апарат ультразвукової флоуметрії. Для цього конструкція з вертикальною колбою залишалася без змін, а через коронарні шунти, анастомозовані з коронарними артеріями, також пропускався розчин гліцерину з в'язкістю подібної крові. Оцінювання пропускної здатності створених анастомозів проводилося шляхом визначення об'ємного потоку рідини через них за допомогою апарату ультразвукової флоуметрії («Sono TT FlowLab»). Послідовність методики була наступною:

1. Шунт (вена або артерія) насаджувався й фіксувався ниткою на перехідний гнучкий катетер для з'єднання з вертикальною колбою. Діаметри шунта і коронарної артерії встановлювалися за допомогою каліброваних зондів (крок калібрування – 0,5 мм). Шунт готувався до анастомозування з коронарною артерією відповідно до вимог досліджуваного параметра в кожній групі досліджень. Формувався коронарний анастомоз між шунтом і коронарною артерією.

2. Розчином гліцерину заповнювалася вся конструкція, що включає вертикальну колбу, проміжний катетер, що з'єднує кінець воронки з коронарним шунтом, анастомозованою з коронарною артерією.

3. Проводилося калібрування ультразвукового датчика. Датчик, підключений до апарату вимірювання, містився в розчин дистильованої води. Повне обнулення даних підтверджувалося появою індикатора зеленого кольору і цифри «0» об'ємного кровотоку на екрані монітора. Потім датчик змазувався стерильним розчином гелю для ультразвукових досліджень для максимальної герметичності в місці контакту з шунтом. Датчик розташовували на шунті, повністю охоплюючи його.

4. Відкривали замикальний клапан і розчин гліцерину протікав по шунту та через коронарний анастомоз за рахунок гідростатичного тиску вертикальної колби. Датчик ультразвукового флоуметра фіксував об'ємну швидкість (мл/хв) потоку рідини через коронарний анастомоз і замикальний клапан закривали. Дані заносили в таблицю.

5. Після визначення об'ємної швидкості потоку рідини шунт з перехідним катетером від'єднували від воронки, коронарний анастомоз розшивали й формували наступний коронарний анастомоз між цими ж судинами, але з іншим значенням досліджуваного параметра (кут, спосіб зрізу шунта тощо) в кожній групі досліджень.

6. Шунт з новим коронарним анастомозом під'єднували назад до вихідного кінця воронки за допомогою того ж перехідного гнучкого катетера, і всю конструкцію заповнювали розчином, перешкоджаючи попаданню повітря в системі від воронки до коронарної артерії. Маючи у своєму розпорядженні той самий датчик і відкриваючи замикальний клапан воронки, визначали об'ємний кровотік через новий анастомоз за тією ж методикою. Дані заносили в таблицю отриманих даних відповідно до кожної досліджуваної групи анастомозів.

2.2.3 Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження (IVUS) геометричних параметрів анастомозів

Групи анастомозів порівняння «шовного матеріалу» і «взаємного розташування шарів стінок судин» були досліджені за допомогою внутрішньосудинного ультразвукового дослідження. Вибір цих груп обумовлений значною відмінністю попередніх результатів в прохідності анастомозів (група «шовного матеріалу»), і припущення значних відмінностей геометричних параметрів внутрішніх просвітів в групі «різного взаємного розташування шарів стінок судин». Оцінювання геометричних параметрів анастомозів відбувалося при використанні тієї ж конструкції для гідродинамічного дослідження. Послідовність методики була наступною:

1. Встановлювали діаметри судин каліброваними металевими зондами (калібрувальний крок 0,5 мм).
2. Кінець шунта зрізали під кутом, наближеним до 45° і формували анастомоз з коронарною артерією за типом «кінець-в-бік» з використанням однієї з досліджуваних технік / параметра анастомозу в групі дослідження.
3. Визначали об'ємний кровотік через даний анастомоз.
4. Через замикальний клапан V-подібного перехідника в системі катетерів від вертикальної воронки, слідуючи по шунту й досягаючи коронарної артерії, через анастомоз проводили металевий провідник. З цього провідника через анастомоз проводили ультразвуковий датчик від апарату для внутрішньосудинного ультразвукового дослідження. Користуючись функцією апарату «pull-back», датчик покроково переміщували назад від коронарної артерії до шунта. Це дозволяло отримати внутрішньосудинне зображення коронарної артерії, самого анастомозу та шунта (рис. 2.2).

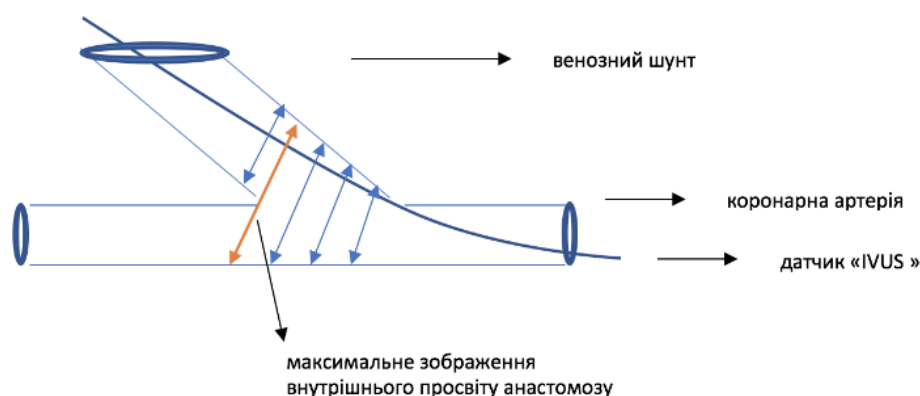


Рис. 2.2 Розташування ультразвукового датчика в коронарному анастомозі з максимальним зображенням його внутрішнього просвіту

З огляду на особливості розташування металевого провідника з датчиком ультразвукового дослідження (IVUS), який проходить через дистальний кут анастомозу, максимальним зображенням внутрішнього просвіту анастомозу варто вважати останнє зображення просвітів венозного шунта і коронарної артерії. Для отримання повноцінного зображення наповнених просвітів судин протягом всього цього етапу через судини також пропускався розчин гліцерину. Отримане зображення дозволяє визначити поздовжній і поперечний діаметри анастомозу та його площу.

5. Ультразвуковий датчик і провідник витягують з судин, шов розшивають, і ті ж судини зшивають наступним досліджуванним способом в групі дослідження.

6. Процедура визначення пропускної здатності і внутрішньосудинних розмірів повторюється для другого анастомозу. Результати дослідження заносять в базу даних результатів.

Для зручності подальшої обробки результатів досліджень всю інформацію вводили в комп'ютерні бази даних, які були розроблені в програмі Microsoft Excel.

2.2.4 Рентгенологічне дослідження коронарних анастомозів

Наступним методом порівняння анастомозів стало рентгенологічне дослідження анастомозів з контрастом. Варто припустити значні відмінності в геометричних розмірах внутрішніх просвітів анастомозів групи порівняння «кут анастомозу». Іноді, відмінності між різними кутами анастомозів можна спостерігати на знімках повторних ангіографій в клінічній практиці. Аналогічно досліджувалися анастомози групи «взаємного розташування шарів стінок судин», оскільки різне їх розташування могло відбиватися на будові внутрішніх просвітів анастомозів. Особливістю даного дослідження є можливість оцінити внутрішній просвіт коронарних анастомозів за допомогою їх контрастного заповнення. Для дослідження внутрішньої конфігурації таких анастомозів за допомогою рентгеноконтрастного методу проводилися такі маніпуляції.

1. Створювався перший коронарний анастомоз між венозним шунтом і коронарною артерією в ділянці свинячого міокарда. У групі «кут анастомозу» першим створювався анастомоз між венозним шунтом, зрізаним під кутом 90° , і коронарною артерією обвивним безперервним швом з використанням шовного матеріалу 7/0 пролен. У групі «взаємного розташування шарів» першим створювався анастомоз між венозним шунтом, зрізаним під кутом 45° , з коронарною артерією із взаємним розташуванням шарів «адвентиція до адвентиції» з матеріалом 7/0 пролен. Для повного заповнення судин контрастом під час рентгеноскопії один з двох кінців коронарної артерії зашивався за допомогою накладення лігатури.

2. У вільний кінець шунта вводився та фіксувався ниткою гнучкий катетер Fr. 12, до нього під'єднувався шприц об'ємом 20 мл з розчином контрасту.

3. Під час рентгеноскопії через шприц з катетером у венозний шунт і коронарну артерію вводився контраст. Коли контраст витісняв повітря і повністю заповнював коронарний анастомоз, на другий кінець коронарної

артерії накладався зажим, що дозволяло створити тиск для повного розправлення анастомозу. Зображення записувалося в бокових та передньо-задніх проекціях.

4. Після отримання рентгенівського зображення, рентгеноскопія припинялася, анастомози розшивалися і створювалися їх пари порівняння – другий коронарний анастомоз на місці першого між тими ж судинами, але з іншим значенням досліджуваного параметра. У групі «кут анастомозу» кут змінювався з 90° на 45° , а в групі «розташування шарів» з розташування «адвентиція-до-адвентиції» на взаємне розташування шарів судин «інтима-до-інтими». Рентгеноскопія повторювалася в повній відповідності як для перших анастомозів.

5. Всі зображення з повним максимальним розправленням коронарних анастомозів піддавалися подальшому калібруванню з вимірюванням внутрішніх діаметрів судин і коронарних анастомозів. Результати дослідження заносилися в таблицю бази даних.

2.2.5 Морфологічне дослідження тканин судин, що анастомозувалися

За допомогою морфологічних методик оцінювали початковий стан ділянок аутовен, що використовувалися для аортокоронарного шунтування, а також структурні особливості венозних шунтів в різні терміни після операції. Венозні трансплантати виділялися з нижніх кінцівок за звичайною методикою та за допомогою мінінвазивної техніки [13]. Крім того, вивчали морфологічну будову мамарно-коронарних шунтів в післяопераційному періоді. Препарати вен виготовляли з ділянок великої підшкірної вени, безпосередньо прилеглих до фрагмента, обраного хірургом для подальшого використання в якості венозного шунта. Отримані під час операції / секції зразки судин фіксували в 10% нейтральному формаліні, описували макроскопічні особливості матеріалу, після чого вирізали ділянки для мікроскопічного дослідження. За загальноприйнятою методикою з вирізаних

ділянок виготовляли парафінові зрізи, забарвлені гематоксиліном та еозином (оглядова методика), пікрофуксином за ван Гізоном для диференціювання колагенових і м'язових волокон, фукселином за Вейгертом (селективне забарвлення на виявлення еластичного каркаса стінок судин), а також методом MSB в модифікації Зербіно-Лукаевич для оцінки стану фібрину й елементів крові.

Всього вивчено 30 препаратів вен, узятих до операції. На секційному матеріалі (39 препаратів) досліджували стан венозних шунтів в різні терміни після операції: 34 зразки вен в найближчому післяопераційному періоді та 5 – у віддалені терміни спостереження (по одному випадку через 4, 8, 10, 14 і 20 років після операції).

У даному розділі описується характеристика матеріалу (анатомічні передумови венозних та артеріальних шунтів, коронарних артерій), особливості виконання та методів дослідження коронарних анастомозів, створених різними хірургічними техніками. Детально описуються сучасні методики вивчення анастомозів за допомогою ультразвукової флоуметрії, внутрішньосудинного (IVUS) дослідження та рентгенологічного дослідження з контрастуванням. А також описується морфологічний метод дослідження тканин судин в ділянках коронарних анастомозів.

Матеріали розділу викладені в друкованих роботах [5, 10, 11, 12, 13, 14, 55].

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Результати гідродинамічного методу дослідження прохідності анастомозів з різними параметрами

3.1.1 Шовний матеріал

У практиці коронарної хірургії широко використовують шовний матеріал з різним діаметром шовної нитки. Група порівняння шовного матеріалу представлена 18 трійками анастомозів, де порівнювалися три різні діаметри шовного матеріалу (6-0, 7-0 і 8-0 поліпропілен), використані у формуванні анастомозів, а також 6 парами порівняння 8-0 і 7-0 поліпропілен і 24 парами порівняння 8-0 і 6-0 поліпропілен (табл. 3.1).

Таблиця 3.1

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-артерія	2,0 - 2,5	30
Шунт-вена	3,0 - 5,0	84
Коронарна артерія	1,0 - 3,0	114

Перші анастомози в кожній трійці виконувалися з використанням 8-0 поліпропілен, потім використовувався матеріал 7-0 поліпропілен та останнім використовувався 6-0 поліпропілен. Результати дослідження пропускної здатності анастомозів, створених з використанням різних шовних ниток представлені на рис. 3.1.

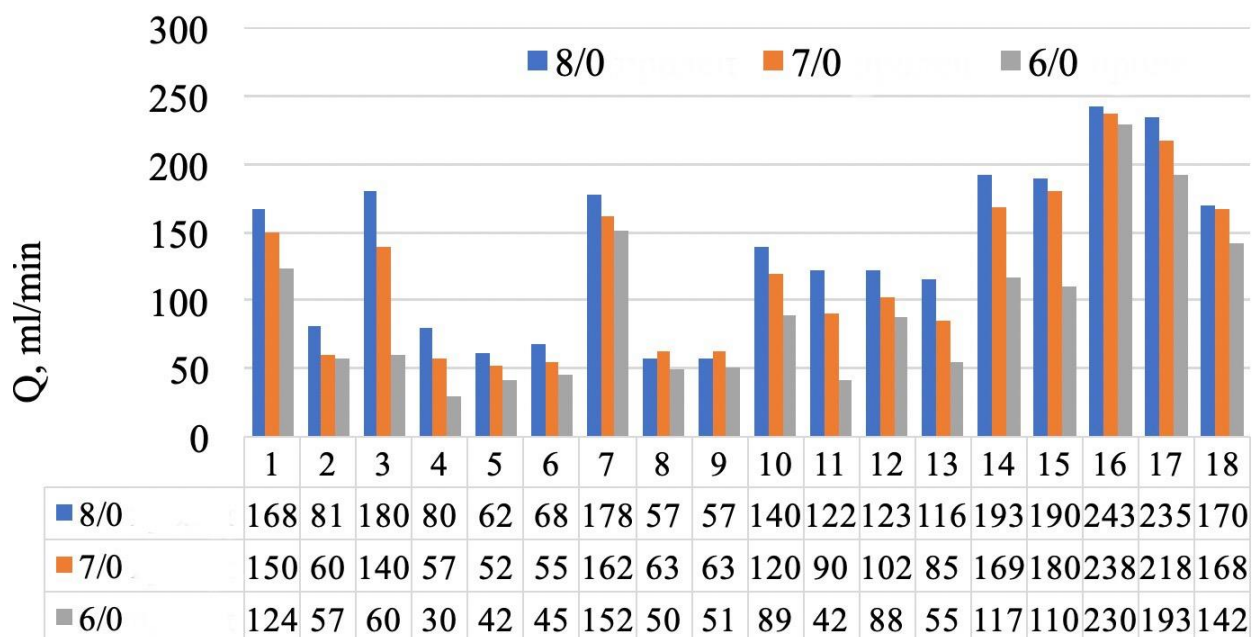


Рис. 3.1 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з використанням різного шовного матеріалу (8/0, 7/0 та 6/0 поліпропілен)

Звертає на себе увагу відмінність пропускної спроможності між анастомозами, створеними з використанням шовного матеріалу 8/0 та 7/0 поліпропілен на користь 8/0. Така відмінність стає більш помітною при порівнянні цього матеріалу з 6/0 поліпропілен. Товщина такої нитки є помітно більшою та, за нашим розумінням, потенційно може більш явно деформувати шовну лінію анастомозу при її затягуванні. Для дослідження цього аспекту ми окремо порівнювали пропускну спроможність таких анастомозів в парах порівняння 8/0 з 7/0 та 8/0 з 6/0 поліпропілен (рис. 3.2).

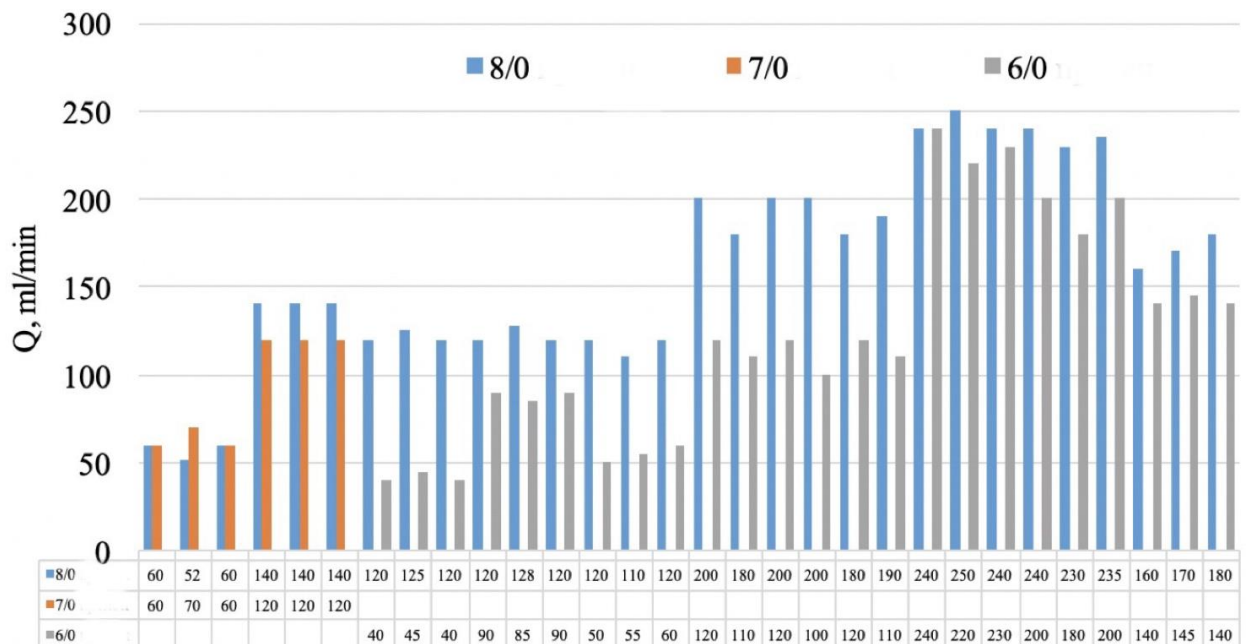


Рис. 3.2 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з використанням різного шовного матеріалу (8/0, 7/0 та 6/0 поліпропілен)

Результати порівняння об'ємних кровотоків через анастомози вказують на значний вплив використаного шовного матеріалу на пропускну здатність коронарних анастомозів.

Середня пропускна здатність анастомозів при використанні 8/0 поліпропілен – $126,5 \pm 51,3$ мл/хв, 7/0 поліпропілен – $103,5 \pm 45,2$ мл/хв, 6/0 поліпропілен – $79,0 \pm 45,9$ мл/хв. Виявлено значну перевагу шовної нитки 8/0 поліпропілен. Зокрема, при порівнянні шовного матеріалу з більш тонкою ниткою (8/0 поліпропілен) з більш товстою (6/0 поліпропілен), варто вказати на перевагу першої ($p \leq 0,01$). Проведений нами гідродинамічний метод оцінки кровотоку через трійки порівнюваних анастомозів показав, що об'ємний кровотік через анастомози з шовним матеріалом 8/0 поліпропілен був більший на $22 \pm 2,5\%$ в порівнянні з таким з 7/0 поліпропілен та на $60 \pm 15,5\%$ більший в порівнянні з ниткою 6/0 поліпропілен ($p \leq 0,01$).

Для коронарних артерій з діаметром $\leq 1,5$ мм використання 8/0 поліпропілен збільшувало об'ємний кровотік через анастомоз на $15 \pm 2,5\%$ в порівнянні з підгрупою 7/0 поліпропілен ($109,5 \pm 48,6$ мл/хв проти $94,9 \pm 35,3$

мл/хв) і на $40 \pm 10,5\%$ в порівнянні з підгрупою 6/0 поліпропілен ($113,8 \pm 50,8$ мл/хв проти $80,9 \pm 39,8$ мл/хв). Для коронарних артерій $>1,5$ мм у діаметрі, відмінності на користь шовного матеріалу 8/0 поліпропілен досягали $20 \pm 2,5\%$ при порівнянні з 7/0 поліпропілен ($127,0 \pm 42,6$ мл/хв проти $105,8 \pm 32,6$ мл/хв) й до $50 \pm 13,5\%$ при порівнянні з 6/0 поліпропілен ($153,0 \pm 45,6$ мл/хв проти $102,9 \pm 31,9$ мл/хв).

3.1.2 Кут анастомозу

Важливим питанням дослідження коронарних анастомозів з різними параметрами й анатомічними передумовами є вивчення кута вишивання шунта в коронарну артерію. У хірургічній практиці заведено розрізняти три найпоширеніших кути – прямий 90° , 45° й більш гострий – 30° . Було виконано 27 порівняльних трійок анастомозів з кутами 30° , 45° і 90° , а також 24 пари анастомозів з кутами в 45° і 90° (табл. 3.2).

Таблиця 3.2

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-артерія	2,0 - 2,5	39
Шунт-вена	3,0 - 5,0	90
Коронарна артерія	1,0 - 3,0	129

У даній досліджуваній групі спочатку виконувалися анастомози з кутом в 90° , потім в 45° та 30° . Методика розрахунку кута зрізу краю шунта наведена на рис. 3.3.

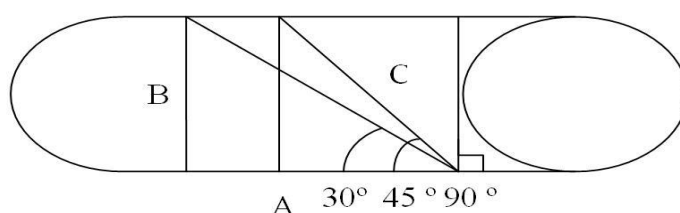


Рис. 3.3 Визначення кута зрізання краю шунта, який бере участь у формуванні анастомозу

На рис. 3.3 представлено схематичне зображення шунта, де катет «В» дорівнює його діаметру, а гіпотенуза «С» – шуканій довжині зрізу. Для формування краю шунта під кутом 90° , шунт обрізався під прямим кутом до його поздовжньої осі. Для точного положення відповідно до кута 45° , край шунта повинен був набути форми рівнобедреного трикутника (менший трикутник на рис. 3.3). Третя форма анастомозу з кутом, що наближається до 30° , досягалася зрізанням краю шунта з його довжиною в два діаметри шунта. Довжина зрізу повинна становити саме розмір подвійного діаметра судини, оскільки в прямокутному трикутнику гіпотенуза – довжина зрізу краю шунта, дорівнює подвійній довжині катета (діаметр судини), що лежить проти кута 30° . Результати порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з різними кутами вшивання шунта представлені на рис. 3.4.

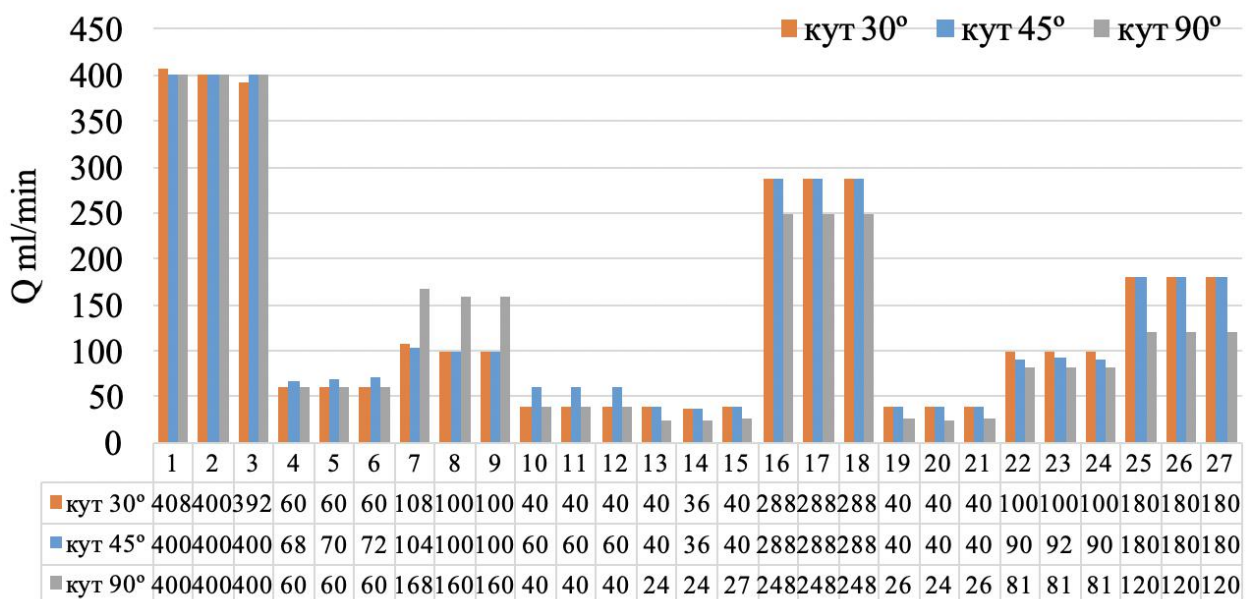


Рис. 3.4 Вплив кутів анастомозів 30° , 45° і 90° на величину об'ємного кровотоку через нього

Результати окремо узятих пар порівняння 45° та 90° представлені на рис. 3.5.

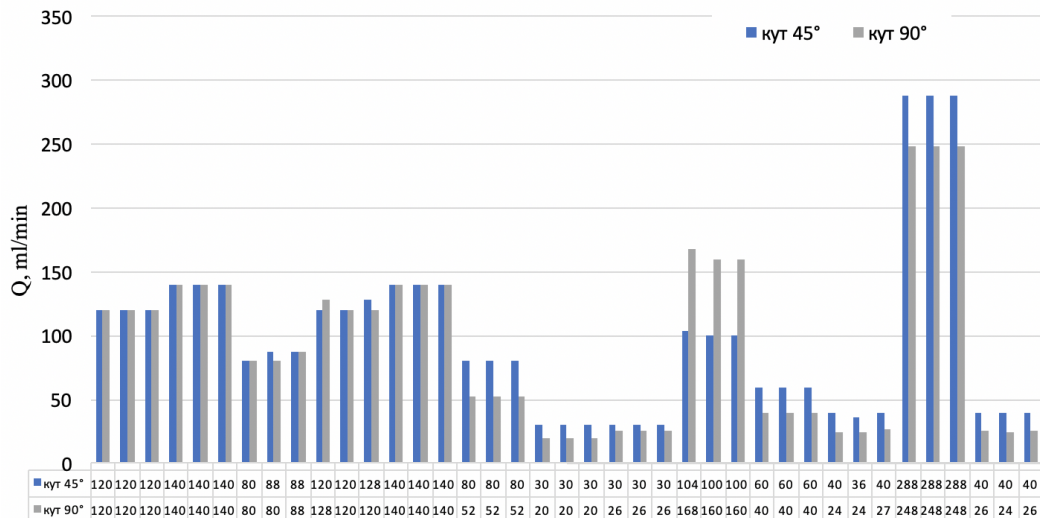


Рис. 3.5 Вплив кутів анастомозів 45° і 90° на величину об'ємного кровотоку через нього

Об'ємні кровотоки через коронарні анастомози з різними кутами досягали високих значень до 408 мл/хв при анастомозуванні судин великих діаметрів (шунт – 5 мм, коронарна артерія – 2,5 мм). При менших розмірах судин цифри об'ємних кровотоків були скромнішими і досягали 20-30 мл/хв. При цьому починали спостерігатися явні відмінності між анастомозами з різними кутами.

Середнє значення об'ємного кровотоку за умови кута 30° склало $138,8 \pm 62,8$ мл/хв, при куті 45° – $140,9 \pm 74,1$ мл/хв, при 90° – $120 \pm 45,6$ мл/хв.

З результатів дослідження випливає, що значних відмінностей в результатах використання методик з кутами 30° та 45° не спостерігалось ($p > 0,05$). Однак, існують значні відмінності пропускну здатності анастомозів з кутом в 45° та 90° на користь конфігурацій анастомозів з 45° ($p \leq 0,01$).

Створення конфігурацій анастомозів з кутом 45° збільшувало об'ємний кровотік через нього на $30 \pm 13,2\%$ в порівнянні з кутом 90° для коронарних артерій менше 1,5 мм діаметром і на $50 \pm 17,5\%$ для коронарних артерій діаметром понад 1,5 мм ($p \leq 0,01$). Значний відсоток (50%) збільшення

пропускної спроможності анастомозу з кутом в 45° частіше трапляється у випадках анастомозування з коронарною артерією малого діаметра ($\leq 1,5$ мм).

3.1.3 Глибина захоплення венозної стінки

Для визначення впливу глибини захоплення венозної стінки нами проведено дослідження із захопленням венозної стінки на 1 мм, 2 мм та 3 мм. У дослідженні брали участь венозні шунти діаметром 3,5 мм, 4,0 мм і 5,0 мм та коронарні артерії діаметром 1,0 мм, 1,5 мм, 2,0 мм і 3,0 мм. Для порівняння анастомозів з різною глибиною захоплення шовним стібком стінки венозного шунта (1 мм, 2 мм і 3 мм) були виконані 18 трійок анастомозів, а також 12 пар порівняння анастомозів із захопленням в 1 мм і 2 мм, та 6 пар анастомозів із захопленням 1 мм і 3 мм. Всього в цій групі порівнювалося 90 анастомозів (табл. 3.3).

Таблиця 3.3

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-вена	3,5 - 5,0	90
Коронарна артерія	1,0 - 3,0	90

Спочатку виконували анастомози з глибиною захоплення стінки судинного кондуїту в 1 мм, потім при виконанні другого анастомозу прокол виконувався на рівні 2 мм від краю стінки й треті анастомози – із захопленням 3 мм.

Результати порівнянь об'ємних кровотоків представлені на рис. 3.6.

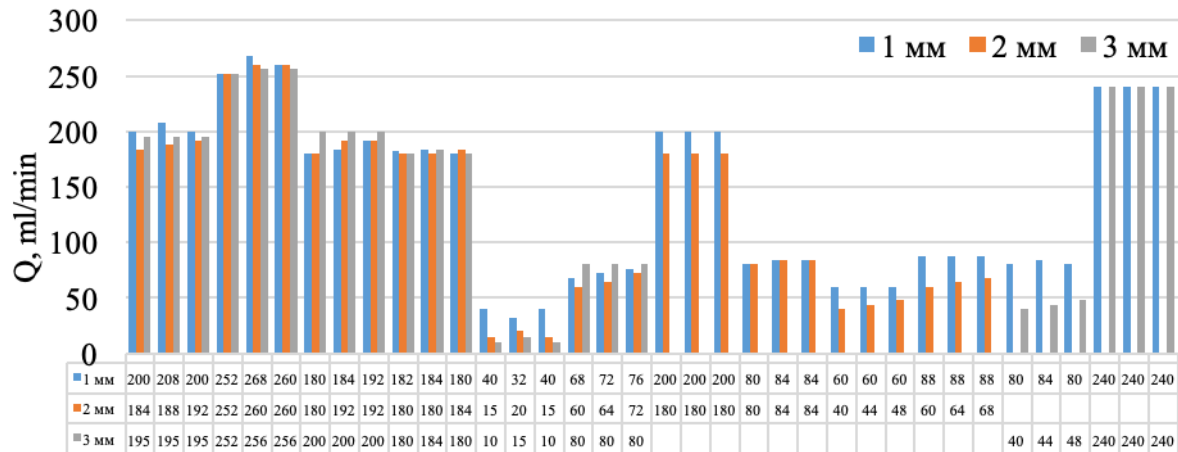


Рис. 3.6 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з різною глибиною захоплення венозної стінки

Трійки та пари анастомозів, що порівнюються з різною глибиною проколу краю венозної стінки показали приблизно однакові значення їх пропускної спроможності без значних відмінностей ($p > 0,05$). При захопленні краю венозної стінки на 1 мм пропускна здатність становила $140,6 \pm 45,6$ мл/хв, на 2 мм – $136,7 \pm 48,1$ мл/хв, на 3 мм – $148,8 \pm 48,3$ мл/хв.

Однак, при більш детальному вивченні й вибірці результатів пропускної здатності анастомозів, сформованих з коронарними артеріями малого діаметра ($\leq 1,5$ мм), одержані інші дані (рис. 3.7).

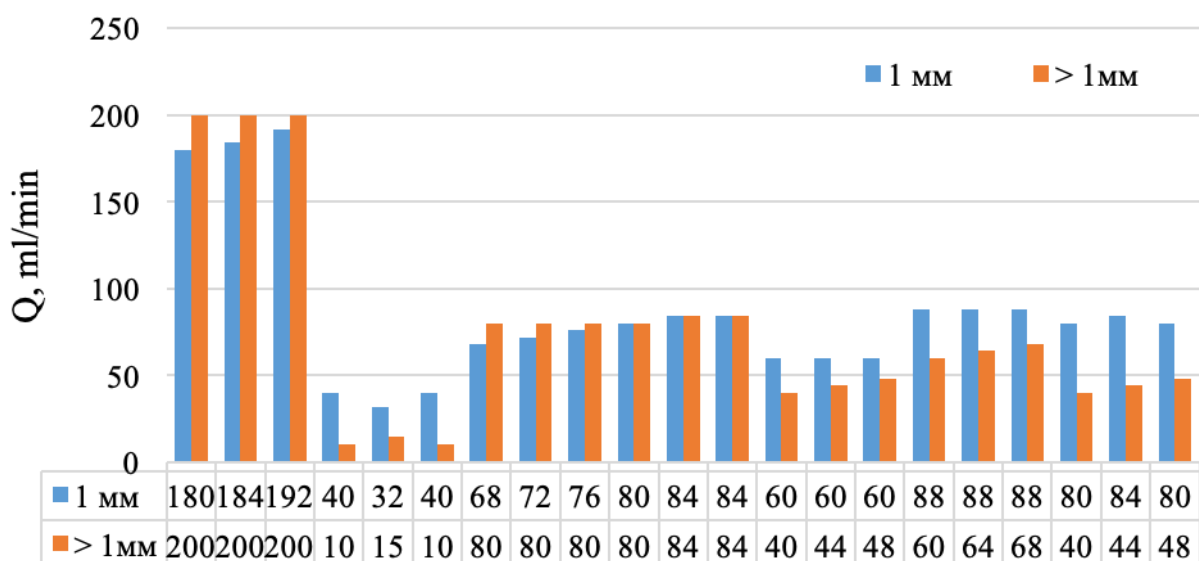


Рис. 3.7 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з $КА \leq 1,5$ мм

Анастомози з коронарними артеріями малого діаметра мали пропускну здатність $87,2 \pm 28,0$ мл/хв при найменшій глибині проколу (1 мм) краю венозної стінки шунта, що на $21 \pm 4,3\%$ більше ніж при більш глибокому захопленні краю (2 мм і 3 мм) (пропускна здатність становила $69,0 \pm 17,6$ мл/хв) ($p < 0,05$).

Таким чином, одержані нами дані свідчать про погіршення пропускну здатності шунтів з коронарними артеріями малого діаметра ($\leq 1,5$ мм) при виконанні анастомозу з глибиною проколу більше 1 мм.

3.1.4 Дослідження товщини проколу венозного шунта

Наступним етапом було детальне дослідження венозних шунтів, а зокрема – товщина проколу венозного шунта і глибина захоплення (проколу шовною ниткою) від краю венозної стінки, де прокол голкою проводився через всі шари гіпертрофованої стінки венозного шунта або ж тільки його інтими. Порівнювали 42 анастомози (21 пара). Анастомози створювалися між коронарними артеріями з діаметром 1,0 мм, 1,5 мм і 3,0 мм і венозними шунтами (діаметр 3,0 мм, 3,5 мм, 4,0 мм і 5,0 мм) з гіпертрофованою стінкою (табл. 3.4).

Таблиця 3.4

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-вена	3,0 - 5,0	42
Коронарна артерія	1,0 - 3,0	42

У кожній досліджуваній парі анастомозів при створенні першого анастомозу прокол голкою шовної нитки проводився тільки з захопленням інтимального шару гіпертрофованої стінки венозного кондуїту, а потім при створенні другого анастомозу прокол голкою проводився через всі шари вени. На рис. 3.8 представлена пропускна здатність різних типів анастомозів.

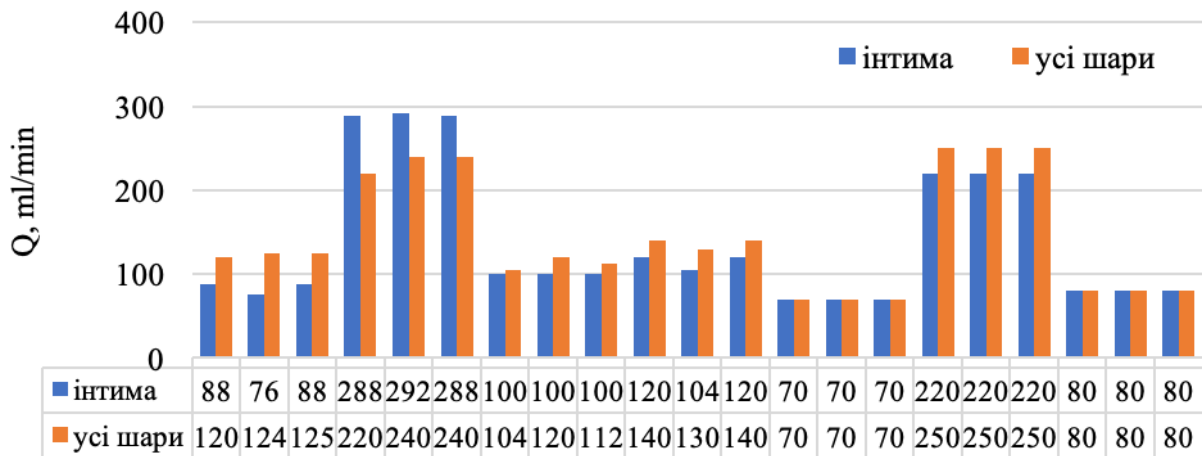


Рис. 3.8 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з різною товщиною проколу венозного шунта

В першому випадку пропускна здатність склала $136,8 \pm 79,9$ мл/хв, в другому випадку – $143,5 \pm 67,7$ мл/хв. Згідно з отриманими результатами можна стверджувати, що значних відмінностей в результатах використання досліджуваних методик не спостерігалось ($p > 0,05$).

Однак при більш детальному вивченні результатів варто зауважити, що для артерій $\leq 1,5$ мм діаметром різниця пропускної здатності стає більшою на користь методики прошивання всіх пластів гіпертрофованої стінки венозного шунта (рис. 3.9). При глибині захоплення на рівні інтими отримано пропускну здатність $117,7 \pm 55,3$ мл/хв, для всіх шарів – $138,3 \pm 62,3$ мл/хв ($p < 0,05$). Середнє збільшення об'ємного кровотоку склало $14,8 \pm 3,5\%$.

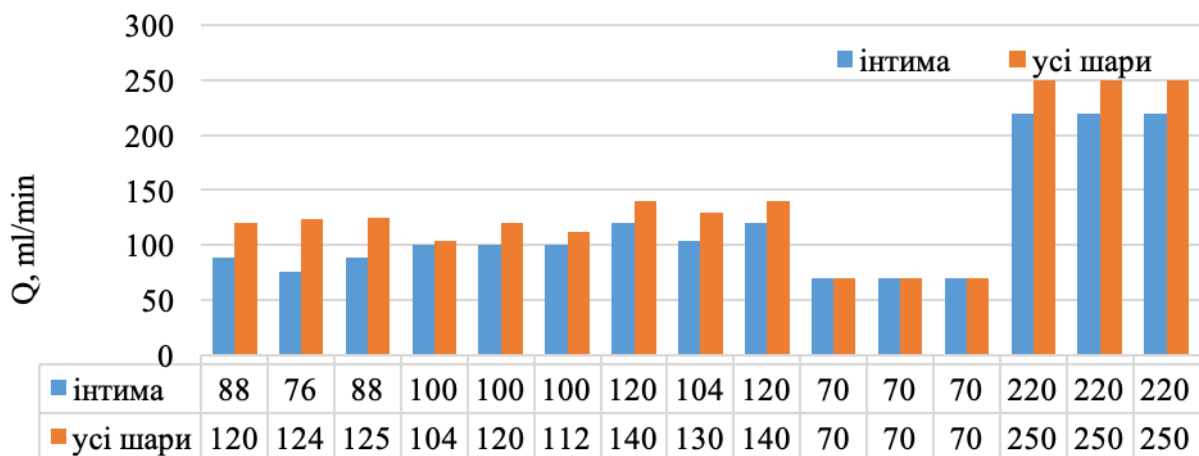


Рис. 3.9 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з $KA \leq 1,5$ мм

Таким чином, одержані нами дані свідчать про погіршення пропускної здатності шунтів з коронарними артеріями малого діаметра ($\leq 1,5$ мм) при виконанні анастомозу з проколом лише інтимального пласту вени.

3.1.5 Взаємне розташування шарів судин

Велике значення має дослідження пропускної здатності коронарних анастомозів, при формуванні яких спостерігалось різне взаємне розташування шарів стінок судин («інтима-до-інтими» або «адвентиція-до-адвентиції»). У групі «взаємного розташування шарів судин» в 18-ти парах анастомозів порівнювали дві форми взаємного розташування шарів стінки коронарної артерії та шунта – «інтима-до-інтими» й «адвентиція-до-адвентиції». Характеристика матеріалу представлена в табл. 3.5.

Таблиця 3.5

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-вена	3,0 - 4,5	36
Коронарна артерія	1,5 - 2,5	36

Спочатку виконували анастомози стандартною парашутною технікою обвивним швом з взаємним розташуванням інтими шунта до інтими коронарної артерії. Таким чином адвентиції судин не стикалися й перебували зовні від просвіту анастомозу. Їх парами порівняння слугували анастомози, які виконувалися прошиванням стінки шунта зсередини назовні з розташуванням адвентиції шунта до адвентиції коронарної артерії в просвіті анастомозу.

Результати досліджень представлені на рис. 3.10.

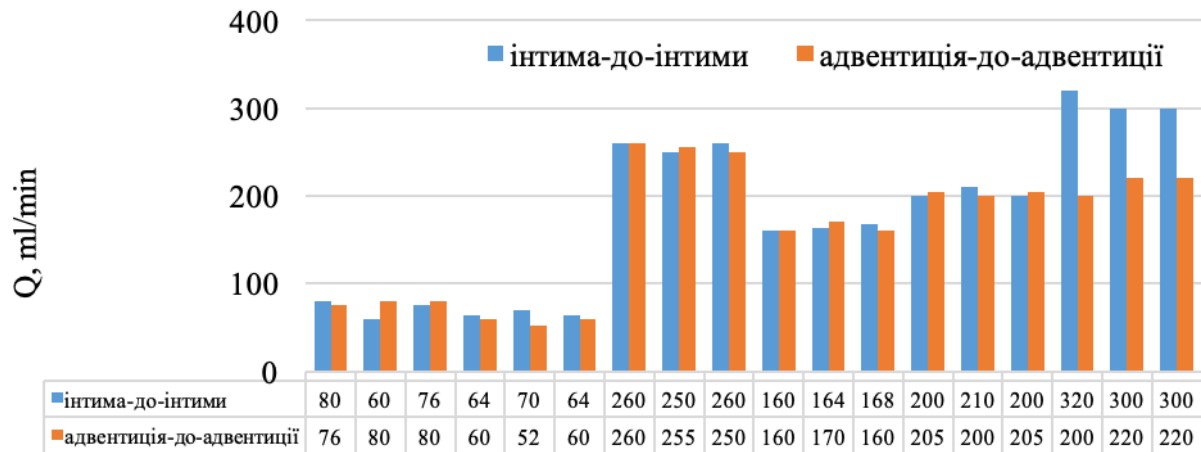


Рис. 3.10 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з взаємним розташуванням шарів стінок судин «інтима-до-інтими» та «адвентиція-до-адвентиції»

При розташуванні шарів стінок судин «інтима-до-інтими» $178,1 \pm 81,6$ мл/хв, а при варіанті «адвентиція-до-адвентиції» – $161,8 \pm 74,1$ мл/хв ($p > 0,05$). Результати досліджень вказують на те, що значних відмінностей в об'ємних кровотоках через коронарні анастомози з різним взаємним розташуванням шарів стінок судин не спостерігалось, незважаючи на можливі відмінності у будові сформованих внутрішніх просвітів анастомозів.

3.1.6 Дослідження секвенційних (послідовних) коронарних шунтів

В першій частині дослідження порівнювалися секвенційні (послідовні) коронарні анастомози (У-подібні шунти та шунти за типом «бік-у-бік»). Анастомози виконувалися на одних й тих самих судинах для максимальної чистоти експерименту. У цій групі досліджень брали участь 12 пар анастомозів між венозними шунтами з діаметром 3,0 мм, 3,5 мм і 4,0 мм та коронарними артеріями 2,0 і 2,5 мм у діаметрі (табл. 3.6). Порівнювалися анастомози У-подібних шунтів з шунтами за типом «бік-у-бік». Спочатку формувався У-подібний шунт з перев'язаним кінцем стовбура шунта і бічною гілочкою, яка вшивалася в коронарну артерію, формуючи коронарний

анастомоз. Визначався об'ємний кровотік через такий сформований анастомоз. Потім шов на цьому анастомозі розшивали й формувався другий анастомоз для порівняння. Для цього гілочка венозного шунта, що бере участь у формуванні першого анастомозу, зрізалася і шунт вшивався в ту саму коронарну артерію, але тільки основою цієї гілочки, яка мала такий самий діаметр, що й сама гілочка. Таким чином формували анастомоз шунта за типом «бік-у-бік». Потім, за тією ж методикою оцінювалася пропускна здатність (об'ємний кровотік) через цей другий анастомоз.

Таблиця 3.6

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-вена	3,0 - 4,0	24
Коронарна артерія	2,0 - 2,5	24

Пропускна здатність анастомозів при різних секвенційних коронарних шунтах наведена на рис. 3.11.

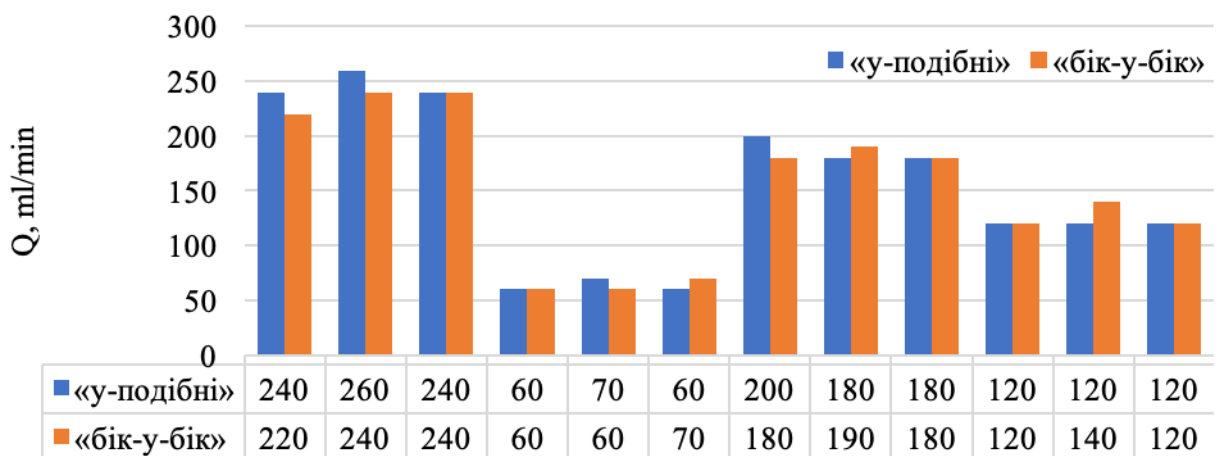


Рис. 3.11 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози у секвенційних шунтах

Середня пропускна здатність анастомозів при виконанні У-подібного шунта становила $154,2 \pm 72,4$ мл/хв, а при виконанні шунта типу «бік-у-бік» – $151,7 \pm 66,7$ мл/хв ($p > 0,05$). Як видно з отриманих результатів дослідження, значних відмінностей пропускної здатності різних секвенційних анастомозів не спостерігалось. Об'ємні кровотоки через У-подібні і створені за типом «бік-у-бік» коронарні анастомози не були визнані статистично відмінними.

3.1.7 Дослідження типів анастомозів

В наступному етапі дослідження проведено порівняння пропускної здатності анастомозів різних типів («кінець-у-бік» та «бік-у-бік»). Такі типи анастомозів часто використовуються та чергуються при багатосудинному коронарному шунтуванні. Порівнювали 30 анастомозів (15 пар), виконані за типом «кінець-у-бік» і «бік-у-бік». У даній групі використовували коронарні артерії з діаметром 1,5 мм, 2,0 мм, 2,5 мм і 3,0 мм. Шунтами служили артерії діаметром 2,5 мм (6 пар анастомозів) і вени діаметром 3,0 і 4,0 мм (9 пар анастомозів) (табл. 3.7).

Таблиця 3.7

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-артерія	2,5	12
Шунт-вена	3,0 - 4,0	18
Коронарна артерія	1,5 - 3,0	30

Тип анастомозу «кінець-у-бік» створювали парашутним способом обвивним безперервним швом за стандартною методикою, прошиваючи коронарну артерію зсередини назовні. Після визначення об'ємного кровотоку через такий анастомоз шов розшивали, на кінець шунта накладали кліпсу і проводили розріз бічної стінки шунта для створення іншого типу анастомозу «бік-у-бік». Розмір артеріо/венотомії шунта збігався з артеріотомією коронарної артерії, щоб розмір анастомозу не відрізнявся від попереднього.

Після створення анастомозу «бік-у-бік» між тими ж судинами також проводилося визначення об'ємного кровотоку за стандартною методикою у тих самих умовах.

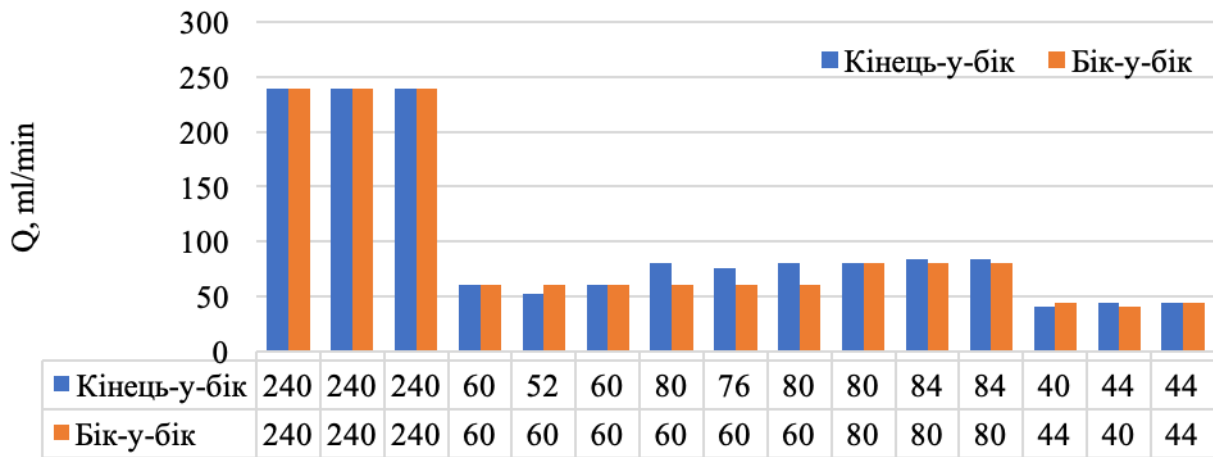


Рис. 3.12 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози в залежності від типу анастомозу

З порівняння методик створення коронарних анастомозів за типом «кінець-у-бік» і «бік-у-бік» значних відмінностей їх пропускної здатності не виявлено. Середня пропускна здатність анастомозів типу «кінець-у-бік» становила $99 \pm 31,6$ мл/хв, а «бік-у-бік» – $95,5 \pm 32,8$ мл/хв ($p > 0,05$) (рис. 3.12).

3.1.8 Дослідження техніки виконання коронарних анастомозів

Вплив техніки виконання коронарних анастомозів на їх пропускну здатність було вивчено на прикладі венозних шунтів з використанням наступних технік:

- 1) парашутної техніки;
- 2) техніки із зав'язуванням вузла першого стібка на п'яті анастомозу;
- 3) накладенням П-подібного стібка на п'яту анастомозу.

У цій групі порівнювали «парашутну» техніку, техніку з зав'язуванням вузла першого стібка на п'яті анастомозу та техніку накладення П-подібного стібка на п'яту анастомозу. Парашутна техніка є найбільш поширеною в коронарній практиці. Техніка накладення П-подібного стібка на п'яті коронарного анастомозу вважається заходом, що зміцнює коронарний шов. На думку деяких хірургів, зав'язування вузла на першому стібці коронарного шва дозволяє зменшити ступінь звуження анастомозу при зав'язуванні вузла на останньому. Всі три техніки трапляються в коронарній хірургії і заслуговують на вивчення і порівняння їх впливу на пропускну здатність анастомозів. Для цього було створено 9 трійок анастомозів з коронарними артеріями (1,0-1,5 мм в діаметрі) і венозними шунтами з діаметром 3,0-4,0 мм (табл. 3.8).

Таблиця 3.8

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-вена	3,0 - 4,0	27
Коронарна артерія	1,0 - 1,5	27

Першими створювали анастомози парашутною технікою. Оцінювали об'ємний кровотік через такий анастомоз. Шви анастомозу розшивалися та другий анастомоз між тими ж судинами створювався з накладенням П-подібного стібка на «п'яті» шунта. Останнім виконували третій анастомоз, починаючи з зав'язування вузла на першому стібці, що теоретично повинно перешкоджати утворенню кисета й надмірного затягування шва анастомозу із звуженням його просвіту. Результати порівняння об'ємних кровотоків через ці анастомози представлені на рис. 3.13.

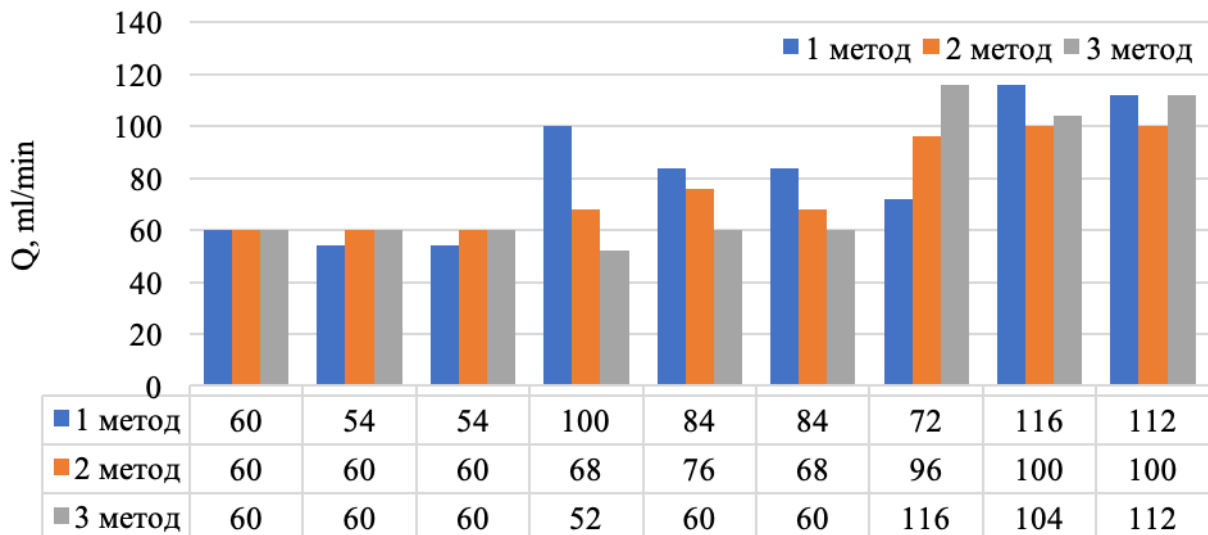


Рис. 3.13 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози в залежності від техніки виконання анастомозу

Значних відмінностей в результатах дослідження пропускної здатності анастомозів, створених з використанням різних технік, не спостерігалось ($p > 0,05$). Застосування парашутної техніки дозволило отримати пропускну здатність $81,8 \pm 23,8$ мл/хв, техніки з зав'язуванням вузла першого стібка на п'яті анастомозу – $76,4 \pm 17,4$ мл/хв, накладення П-подібного стібка на п'яту анастомозу – $76,1 \pm 26,3$ мл/хв.

3.1.9 Дослідження особливості підготовки кінця шунта

Вивчаючи особливості виконання коронарних анастомозів з артеріальними або венозними шунтами, варто приділити увагу особливості підготовки їх краю. Це особливо актуально при використанні артеріальних шунтів. У цій групі досліджувалися 24 анастомози (12 порівняльних пар) зі «скошеними» або «зубчастими» кондуїтами (рис. 3.14-3.15).



Рис. 3.14 «Скошений» коронарний шунт



Рис. 3.15 «Зубчастий» коронарний шунт

Анастомози виконувалися між коронарними артеріями (діаметр 1,5 і 2,0 мм) з мамарними артеріями діаметром 2,5 мм і венами 5,0 мм (табл. 3.9).

Таблиця 3.9

Характеристика матеріалу

	Діаметр судини, мм	Кількість анастомозів
Шунт-артерія	2,5	18
Шунт-вена	5,0	6
Коронарна артерія	1,5 - 2,0	24

У кожній парі досліджуваних анастомозів першими створювалися анастомози з зубчастими кінцевими ділянками шунтів та оцінювалася їхня пропускна здатність. Потім, після розшивки шва, для створення другого виду анастомозу зі скошеним кінцем шунта бічні «зубчики» кондуїту зрізали, зберігаючи розмір анастомозу. Створювався коронарний анастомоз і оцінювалася пропускна здатність другого виду анастомозу.

На рис. 3.16 представлені результати порівняння пропускної спроможності анастомозів зі скошеними й зубчастими краями артеріальних і венозних шунтів.

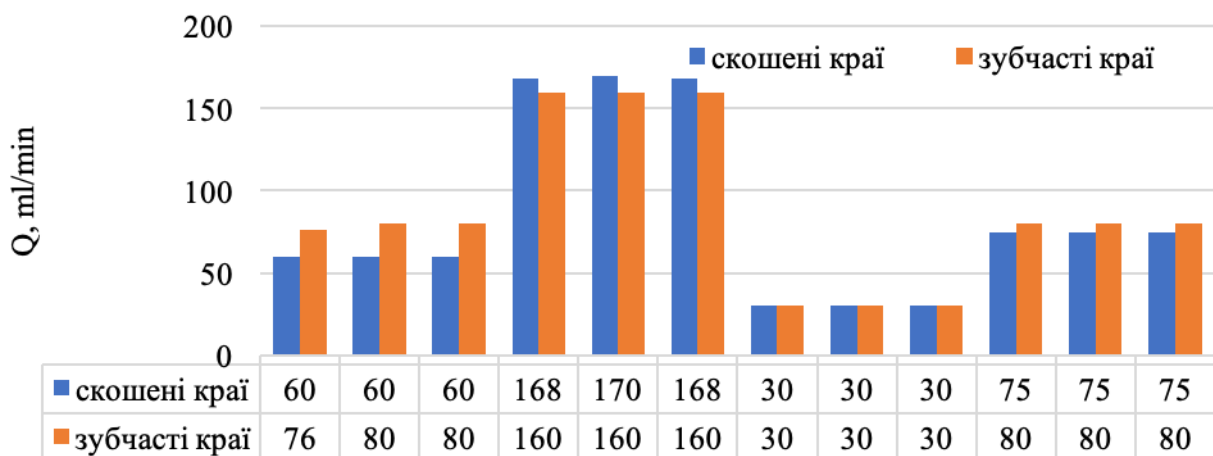


Рис. 3.16 Порівняння об'ємних кровотоків через анастомози з різною підготовкою кінця шунта

При скошених краях артеріальних і венозних шунтів отримано пропускну здатність $83,1 \pm 34,1$ мл/хв, при зубчастих – $87,2 \pm 38,7$ мл/хв ($p > 0,05$). Можна стверджувати, що використання різних методик підготовки краю шунтів (скошені або зубчасті шунти) не має значного впливу на пропускну спроможність їх анастомозів з коронарними артеріями.

Отже, результати гідродинамічного метода дослідження анастомозів виявили ті фактори, що достовірно впливають на об'ємний кровотік через коронарний анастомоз та ті, що мають мінімальний вплив. Результати порівняння пропускну спроможності анастомозів, створених з використанням шовного матеріалу різного діаметра, вказують на однозначну перевагу ($p \leq 0,01$) використання ниток найменшого діаметра (8/0 prolene). За результатами цих досліджень можна спостерігати явне прогресуюче збільшення пропускну спроможності анастомозів зі зменшенням діаметра шовного матеріалу. Нами також було достовірно встановлені значні відмінності у пропускну здатності анастомозів з кутами 45° та 90° на користь конфігурацій анастомозів з 45° ($p \leq 0,01$). Значних відмінностей між анастомозами з кутами 30° та 45° не спостерігалось ($p > 0,05$). При цьому перевага анастомозів з кутом 45° не залежала від діаметра коронарних артерій. Однак значний відсоток (50%) збільшення пропускну спроможності анастомозу з кутом в 45° частіше трапляється у випадках анастомозування з коронарною артерією малого діаметра ($\leq 1,5$ мм). Результати гідродинамічного методу дослідження анастомозів з різною глибиною та товщиною проколу краю венозної стінки показали приблизно однакові значення їх пропускну спроможності без значних відмінностей ($p > 0,05$). Однак, при виділенні підгрупи анастомозів, сформованих з коронарними артеріями малого діаметра ($\leq 1,5$ мм), було встановлено, що анастомози мали більшу (на $21 \pm 4,3\%$) пропускну здатність ($p \leq 0,05$) при найменшій глибині проколу (1 мм) краю венозної стінки шунта, ніж при більш глибокому захопленні краю (2 і 3 мм) та ставали помітними (на 15%) на користь

методики прошивання всіх шарів гіпертрофованої стінки венозного шунта ($p \leq 0,01$).

За результатами даного дослідження до факторів, які мають незначний вплив ($p > 0,05$) на пропускну здатність анастомозів, можна віднести взаємне розташування шарів судин («адвентиція-до-адвентиції» або «інтима-до-інтими»), різні види секвенційних шунтів (У-подібні шунти та анастомози «бік-у-бік»), тип анастомозу («кінець-у-бік» або «бік-у-бік»), техніку виконання анастомозу та використання різних методик підготовки краю шунтів (скошені або зубчасті шунти).

3.2 Результати ультразвукової флоуметрії коронарних анастомозів

Результати ультразвукової флоуметрії повністю повторюють результати дослідження об'ємних потоків рідини, отримані в гідродинамічному методі дослідження за власною методикою. Значення середнього об'ємного кровотоку збігаються з такими значеннями в гідродинамічному методі і занесені в загальну таблицю даних по дослідженню об'ємних кровотоків порівнюваних коронарних анастомозів. Значення пульсового індексу становили 0,2-0,3, що ми вважаємо мінімальною похибкою експерименту з огляду на те, що потік рідини через створений анастомоз мав постійний ламінарний характер без пульсового компоненту. Такий характер потоку через судини обумовлює і постійну рівну форму кривої кровотоку без систолічного та діастолічного компонентів.

3.3 Результати внутрішньосудинного ультразвукового дослідження (IVUS) геометричних параметрів анастомозів

3.3.1 Група порівняння шовного матеріалу

Порівнянні анастомози створювалися з кутом анастомозу в 45° та за типом «кінець-у-бік». Результати дослідження представлені в табл. 3.10.

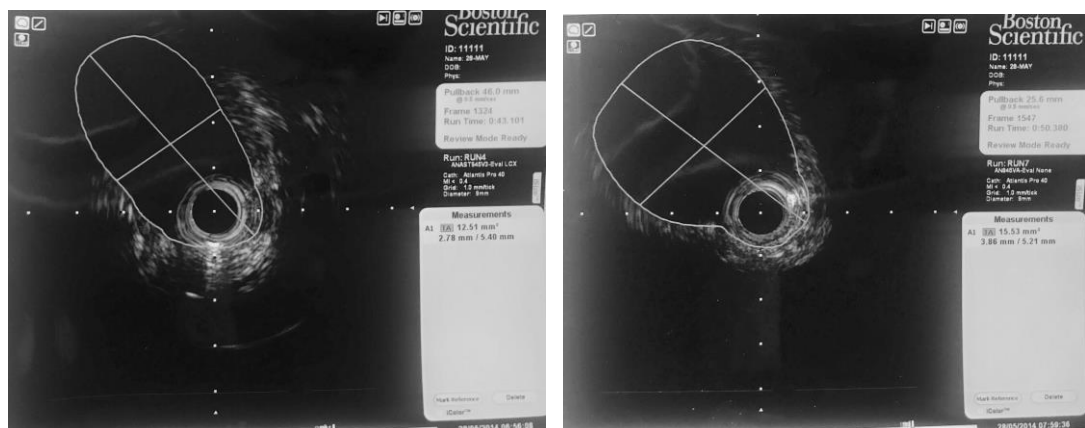
Таблиця 3.10

Результати IVUS-дослідження анастомозів, створених з використанням різного шовного матеріалу, та їх пропускної спроможності

Методика	Діаметри судин, мм	Q через анастомоз*, мл/хв	Діаметри анастомозу, мм		Площа анастомозу, мм ²
6/0 пролен	Вена – $3,5 \pm 0,5$ Артерія – $3,0 \pm 0,5$	$200 \pm 8,2$	D	$4,9 \pm 0,8$	$12,4 \pm 2,4$
			d	$3,1 \pm 0,5$	
8/0 пролен	Вена – $3,5 \pm 0,5$ Артерія – $3,0 \pm 0,5$	$240 \pm 5,8$	D	$5,5 \pm 0,9$	$15,5 \pm 2,2$
			d	$3,5 \pm 0,3$	

Примітка. * Q через анастомоз означає об'ємну швидкість потоку рідини, D – поздовжній діаметр анастомозу, d – поперечний діаметр анастомозу

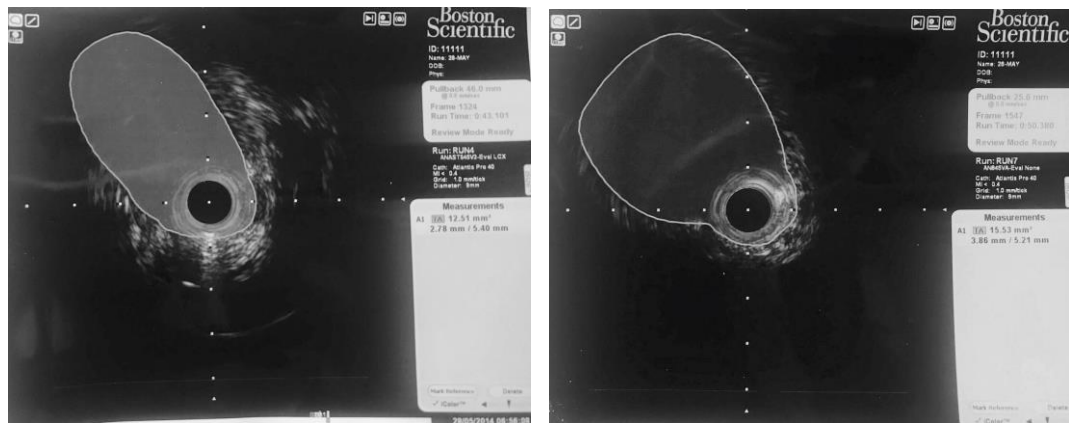
Приклади зображення анастомозів, створених з використанням шовного матеріалу 6/0 пролен та 8/0 пролен, відповідно, представлені на рис. 3.17 (поздовжній і поперечний діаметри анастомозу) та рис. 3.18 (площа анастомозу).



а)

б)

Рис. 3.17 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказані поздовжній та поперечний діаметри анастомозу, а) анастомоз з використанням 6/0 пролен, б) – 8/0 пролен)



а)

б)

Рис. 3.18 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказана площа анастомозу: а) анастомоз з використанням 6/0 пролен, б) – 8/0 пролен)

Результати порівняння анастомозів (їх внутрішньої конфігурації), створених з використанням різного шовного матеріалу, вказують на те, що шовний матеріал 8/0 пролен дозволяє збільшити розміри анастомозу в порівнянні з 6/0 пролен - поздовжній діаметр на $12,5 \pm 1,2\%$, поперечний на $13 \pm 1,4\%$ і загальну площу анастомозу на $25 \pm 2,5\%$.

Паралельне порівняння пропускних можливостей цих анастомозів вказує на її збільшенням на $20 \pm 2,4\%$ в групі 8/0 пролен, що, можливо, пов'язано з більшими розмірами анастомозів, в порівнянні з групою 6/0 пролен.

3.3.2 Група порівняння глибини захоплення від краю венозної стінки при виконанні анастомозу

Анастомози виконувалися за типом «кінець-в-бік» з використанням шовного матеріалу 8-0 поліпропілен та кутом анастомозу 45° .

У таблиці отриманих даних (табл. 3.11) та на зображеннях (рис. 3.19 та рис. 3.20) представлені результати порівняння пропускної здатності та внутрішніх просвітів анастомозів, створених з різною відстанню відступу від краю венозної стінки шунта (1 мм проти 2 мм).

Таблиця 3.11

Результати IVUS-дослідження анастомозів, створених з використанням різної глибини захоплення, та їх пропускної спроможності

Методика	Діаметри судин, мм	Q через анастомоз*, мл/хв	Діаметри анастомозу, мм		Площа анастомозу, мм ²
1 мм від краю	Вена – $3,5 \pm 0,5$ Артерія – $3,0 \pm 0,5$	$200 \pm 9,6$	D	$5,0 \pm 1,1$	$14,1 \pm 3,8$
			d	$3,6 \pm 0,7$	
2 мм від краю	Вена – $3,0 \pm 0,5$ Артерія – $3,0 \pm 0,5$	$180 \pm 7,5$	D	$4,9 \pm 0,9$	$10,7 \pm 2,6$
			d	$2,5 \pm 0,5$	

Примітка. * Q через анастомоз означає об'ємну швидкість потоку рідини, D – поздовжній діаметр анастомозу, d – поперечний діаметр анастомозу



а)



б)

Рис. 3.19 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказані поздовжній та поперечний діаметри анастомозу: а) анастомоз з відстанню відступу 1 мм, б) – 2 мм)

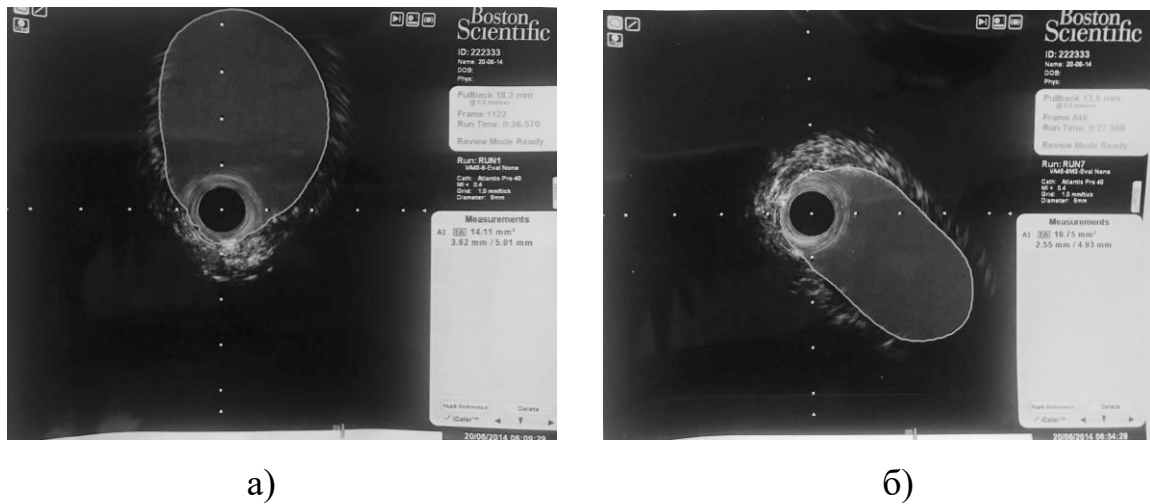


Рис. 3.20 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказана площа анастомозу: а) анастомоз з відстанню відступу 1 мм, б) – 2 мм)

Результати вказують на переваги використання мінімального відступу від краю стінки – 1 мм. Однак варто зазначити, що незважаючи на незначну відмінність пропускної здатності – збільшення її на $11 \pm 1,8\%$ при відступі в 1 мм в порівнянні з 2 мм, присутня значна відмінність у внутрішній будові анастомозу, а зокрема: збільшення на $44 \pm 5,8\%$ його поперечного діаметра і на $32 \pm 3,2\%$ його загальної площі.

3.3.3 Група порівняння поєднання двох досліджуваних параметрів - шовного матеріалу і взаємного розташування шарів стінок судин

Цікавим є порівняння анастомозів, які мали б в собі поєднання декількох різних параметрів. У такому поєднанні складно встановити внесок кожного параметра у властивості та пропускну здатність анастомозу, але наочним був би спільний вплив декількох змінних параметрів.

Для прикладу взяли такі параметри як шовний матеріал і різне взаємне розташування шарів стінок судин. Ці параметри досить явно проявили свій вплив на властивості анастомозу (його об'ємний кровотік і геометричні розміри) у своїх групах порівняння та їх можливий вплив має більш явно проявитися при спільному поєднанні.

В першому випадку порівнювалася пара анастомозів, з яких перший анастомоз створювався за допомогою шовного матеріалу з більшим діаметром нитки (6/0 поліпропілен) і шари стінок судин розташовувалися за типом «адвентиція-до-адвентиції» один до одного. Другий анастомоз створювався навпаки, з ниткою більш тонкою (8/0 поліпропілен) і взаємним розташуванням шарів «інтима-до-інтими».

Результати дослідження геометричних параметрів внутрішнього просвіту коронарного анастомозу з його пропускною спроможністю представлені в табл. 3.12.

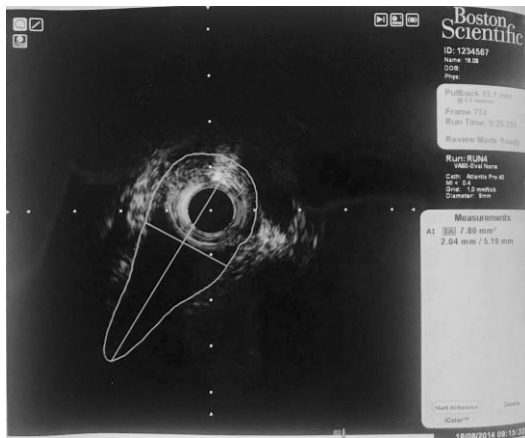
Таблиця 3.12

Результати IVUS-дослідження анастомозів, створених з використанням різного шовного матеріалу з різним розташуванням шарів судин, та їх пропускної спроможності

Методика	Діаметри судин, мм	Q через анастомоз*, мл/хв	Діаметри анастомозу, мм		Площа анастомозу, мм ²
6/0 поліпропілен (адвентиція- адвентиція)	Вена – $3,5 \pm 0,5$ Артерія – $2,5 \pm 0,5$	$200 \pm 8,2$	D	$4,3 \pm 1,1$	$7,9 \pm 0,9$
			d	$2,4 \pm 0,8$	
8/0 поліпропілен (інтима-інтима)		$320 \pm 7,6$	D	$4,9 \pm 1,4$	$12,0 \pm 2,8$
			d	$2,9 \pm 0,7$	

Примітка. * Q через анастомоз означає об'ємну швидкість потоку рідини, D – поздовжній діаметр анастомозу, d – поперечний діаметр анастомозу

Зображення анастомозів, створених а) з використанням шовного матеріалу 6/0 поліпропілен і розташуванням шарів за типом «адвентиція-до-адвентиції» і б) матеріалу 8/0 поліпропілен з розташуванням шарів за типом «інтима-до-інтими», відповідно, представлені на рис. 3.21 (діаметри анастомозів) та рис. 3.22 (їх площі).

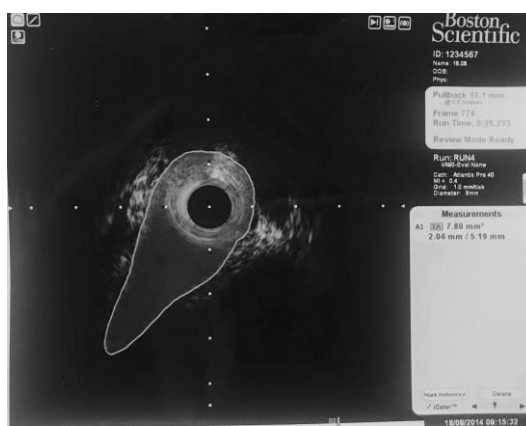


а)

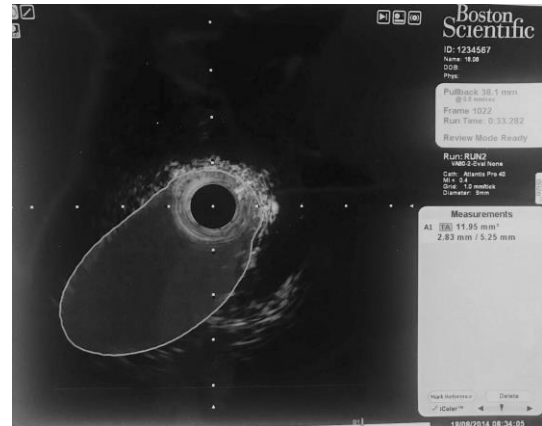


б)

Рис. 3.21 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказані поздовжній та поперечний діаметри анастомозу: а) анастомоз з використанням шовного матеріалу 6/0 пролен і розташування шарів за типом «адвентиція-до-адвентиції», б) – 8/0 пролен, за типом «інтима-до-інтими»)



а)



б)

Рис. 3.22 Зображення анастомозів при IVUS-дослідженні (вказана площа анастомозу: а) анастомоз з використанням шовного матеріалу 6/0 поліпропілен і розташування шарів за типом «адвентиція-до-адвентиції», б) – 8/0 поліпропілен, за типом «інтима-до-інтими»)

Отримані результати порівняння об'ємних кровотоків і внутрішньої конфігурації анастомозів вказують на досягнення вищих значень об'ємного

кровотоку і збільшення розмірів анастомозу за умови використання шовного матеріалу з більш тонкою ниткою – 8/0 поліпропілен і розташуванням шарів за типом «інтима-до-інтими» в порівнянні з матеріалом 6/0 поліпропілен і типом «адвентиція-до-адвентиції». Переваги таких параметрів підтверджуються збільшенням пропускної спроможності на $60 \pm 5,8\%$, збільшення розміру поздовжнього діаметра анастомозу на $15 \pm 3,6\%$, поперечного – на $20 \pm 2,8\%$ і, тим самим, загальної площі анастомозу на $50 \pm 4,4\%$.

У другому випадку порівнювалася пара анастомозів, з яких перший анастомоз створювався за допомогою шовного матеріалу 7/0 пролен і взаємним розташуванням шарів стінок судин за типом «адвентиція-до-адвентиції». Другий анастомоз створювався з використанням нитки 8/0 пролен і взаємним розташуванням шарів стінок «інтима-до-інтими». Результати дослідження геометричних параметрів внутрішнього просвіту коронарного анастомозу з його пропускною спроможністю представлені в табл. 3.13.

Таблиця 3.13

Результати IVUS-дослідження анастомозів, створених з використанням різного шовного матеріалу з різним розташуванням шарів судин, та їх пропускної спроможності

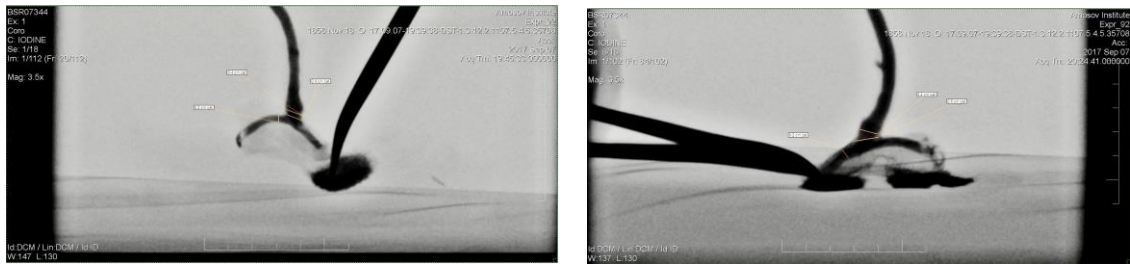
Методика	Діаметри судин, мм	Q через анастомоз*, мл/хв	Діаметри анастомозу, мм		Площа анастомозу, мм ²
7/0 поліпропілен (адвентиція-адвентиція)	Вена – $3,0 \pm 0,5$ Артерія – $2,0 \pm 0,5$	$65 \pm 5,3$	D	$3,1 \pm 0,7$	$5,1 \pm 0,9$
			d	$2,0 \pm 0,4$	
8/0 поліпропілен (інтима-інтима)	Вена – $3,0 \pm 0,5$ Артерія – $2,0 \pm 0,5$	$90 \pm 8,5$	D	$3,4 \pm 0,6$	$6,7 \pm 1,1$
			d	$2,4 \pm 0,5$	

Примітка. * Q через анастомоз означає об'ємну швидкість потоку рідини, D - поздовжній діаметр анастомозу, d - поперечний діаметр анастомозу

Отримані результати порівняння об'ємних кровотоків і внутрішньої конфігурації анастомозів вказують на досягнення високих значень об'ємного кровотоку і збільшення розмірів анастомозу за умови використання шовного матеріалу 8/0 поліпропілен і розташуванням шарів за типом «інтима-до-інтими» в порівнянні з матеріалом 7/0 поліпропілен і типом розташування шарів «адвентиція-до-адвентиції». Таке поєднання параметрів призводить до збільшення пропускної здатності на $40 \pm 5,4\%$, збільшення розміру поздовжнього діаметра анастомозу на $10 \pm 1,9\%$, поперечного – на $20 \pm 3,8\%$ і тим самим загальної площі анастомозу на $30 \pm 3,2\%$.

Результати внутрішньосудинного ультразвукового дослідження (IVUS) внутрішньої будови анастомозів, показують явні переваги шовного матеріалу 8/0 поліпропілен, який дозволяв збільшити розміри анастомозу, в порівнянні з 6/0 поліпропілен, на $12,5 \pm 1,2\%$ його поздовжній діаметр, на $13,0 \pm 1,4\%$ його поперечний діаметр та загальну площу анастомозу на $25 \pm 2,5\%$. Паралельне порівняння пропускних можливостей цих анастомозів показує їх збільшення до 20% в групі 8/0 поліпропілен, проводячи дослідження на судинах великого діаметра (3,5 мм венозний шунт та 3,0 мм коронарна артерія). Отримані результати порівняння внутрішньої конфігурації (дослідження IVUS) анастомозів з розташування шарів за типом «інтима-до-інтими» в порівнянні з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції» вказує на збільшення його розмірів (поздовжнього діаметра анастомозу на $10 \pm 1,9\%$, поперечного – на $20 \pm 3,8\%$ і тим самим загальної площі анастомозу на $30 \pm 3,2\%$) та збільшення об'ємного кровотоку до 40%. Стосовно порівняння анастомозів з різною глибиною захоплення венозної стінки швом, то результати цих досліджень вказують на незначне збільшення пропускної спроможності анастомозу (до 11%) при мінімальному відступі від краю стінки – 1 мм в порівнянні з 2 мм. Однак варто зазначити, що при цьому спостерігається значна відмінність у внутрішній будові анастомозу, а зокрема: збільшення на $44 \pm 5,8\%$ його поперечного діаметра і на $32 \pm 3,2\%$ до його загальної площі.

Дистальний кінець коронарної артерії оклюзований шовною ниткою, на проксимальний накладено хірургічний затискач. На знімках видно повністю розправлені та наповнені контрастом шунти, коронарні артерії та їх анастомози, створені між тими самими судинами. На знімку «б» бачимо більш полого розташування шунта з кутом 45° .



а)

б)

Рис. 3.24 Рентгеноконтрастні знімки тих самих коронарних анастомозів з вимірами діаметрів судин і анастомозів

Бачимо що на знімку «а» поздовжній діаметр анастомозу відповідає діаметру шунта, що логічно за умови кута 90° . На знімку «б» (кут 45°) поздовжній діаметр анастомозу більший за діаметр шунта та діаметр анастомозу з кутом 90° .

На рис. 3.25, 3.26 – зображення тих самих анастомозів в передньо-задній проекції, відповідно.

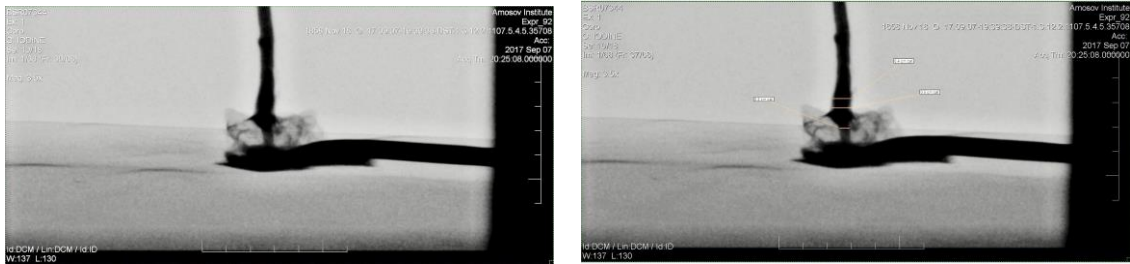


а)

б)

Рис. 3.25 Рентгеноконтрастні знімки коронарних анастомозів в передньо-задній проекції, а) анастомоз, створений з кутом 90° , б) – з кутом 45°

Поперечний діаметр коронарного анастомозу на знімку «б» виглядає більшим за такий на знімку «а».



а)

б)

Рис. 3.26 Рентгеноконтрастні знімки тих самих коронарних анастомозів з вимірами діаметрів судин і анастомозів. Комп'ютерний розрахунок діаметрів анастомозів підтверджує більший розмір поперечного діаметра коронарного анастомозу з кутом 45° , ніж такий з кутом 90° .

Результати рентгеноконтрастного дослідження анастомозів з різними кутами вказує, що методика створення коронарних анастомозів з кутом в 45° між тими ж судинами, що й з кутом в 90° , дозволяє збільшити поздовжній розмір анастомозу на $50 \pm 4,4\%$ та його поперечний розмір на $65 \pm 5,8\%$.

3.4.2 Результати порівняння внутрішніх просвітів анастомозів групи «взаємного розташування шарів стінок судин»

В підрозділі наведені результати порівняння внутрішніх просвітів анастомозів групи «взаємного розташування шарів стінок судин», де порівнювалися взаємні розташування шарів «адвентиція-до-адвентиції» і «інтима-до-інтими».

Ця група порівняння показала незначні відмінності в дослідженні пропускної здатності її анастомозів, але досить явну залежність їх внутрішньої будови від взаємного розташування шарів стінок судин, що анастомозуються (табл. 3.15). Тому дана група зберігає свою актуальність у дослідженнях, особливо використовуючи метод, що часто практикується в

коронарній хірургії – рентгеноконтрастне дослідження. Всі анастомози створювалися шовним матеріалом 7/0 поліпропілен. Параметри анастомозів, одержані нами в результаті проведених досліджень представлені в табл. 3.15.

Таблиця 3.15

Результати рентгеноконтрастного дослідження анастомозів з різним взаємним розташуванням шарів стінок судин, що анастомозуються

Взаємне розташування шарів	Діаметри судин, мм	Поздовжній розмір анастомозу, мм	Поперечний розмір анастомозу, мм
«адвентиція-до-адвентиції»	Вена – $4 \pm 0,5$ Артерія – $2 \pm 0,5$	$3,0 \pm 0,6$	$3,0 \pm 0,4$
«інтима-до-інтими»		$5,0 \pm 0,8$	$4,0 \pm 0,8$

На рис. 3.27 зображені рентгеноконтрастні знімки коронарного анастомозу в боковій проекції, створеного з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції» та «інтима-до-інтими». Рис. 3.28 – ті ж зображення з вимірами діаметрів судин і анастомозів.



а)



б)

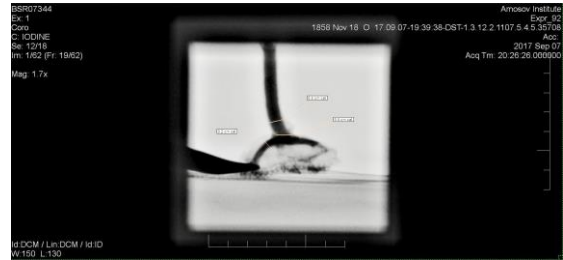
Рис. 3.27 Рентгеноконтрастні знімки коронарного анастомозу в боковій проекції. Знімок а) анастомоз, створений з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції», знімок б) анастомоз, створений з розташуванням шарів «інтима-до-інтими»

На рис. 3.27 «а» можемо спостерігати особливості розташування контрасту в дистальній частині коронарного шунта та коронарного анастомозу: відбувається невелике звуження просвіту шунта, та розчин

контрасту з країв анастомозу утворює «зубчики», підкреслюючи це звуження.



а)



б)

Рис. 3.28 Зображення тих самих анастомозів з вимірами їх діаметрів

Розрахунок діаметрів анастомозів вказує, що поздовжній діаметр анастомозу, створеного з розташуванням шарів «інтима-до-інтими» має більший розмір за такий, що створений з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції».

На рис. 3.29, 3.30 – зображення тих самих анастомозів в передньо-задній проекції, відповідно.



а)



б)

Рис. 3.29 Рентгеноконтрастні знімки коронарних анастомозів в передньо-задній проекції. Знімок а) анастомоз, створений з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції», знімок б) анастомоз, створений з розташуванням шарів «інтима-до-інтими»

На рис. 3.29 «а» можемо спостерігати ті самі «зубчики» контрастного розчину в ділянці коронарного анастомозу із невеликим звуженням дистальної ділянки коронарного шунта.

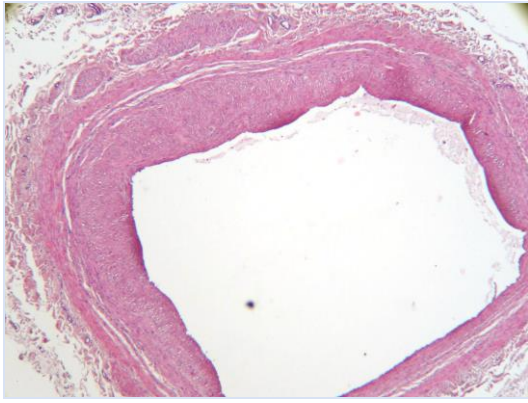


Рис. 3.31 Потовщення стінок венозного шунта, досліджуваного до операції (загальний вигляд)

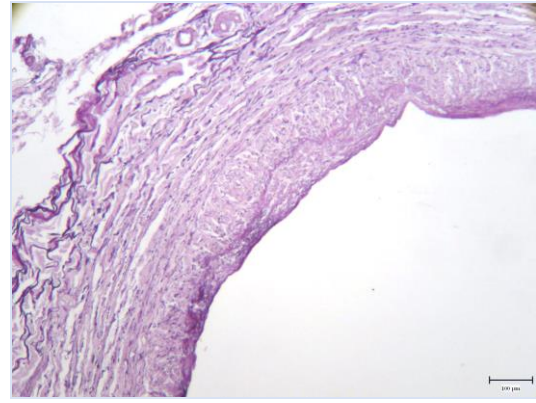


Рис. 3.32 Потовщення стінок венозного шунта, досліджуваного до операції (еластична мембрана)

Аналіз матеріалу після аутопсії вказує на те, що у всіх випадках в перші дні після операції АКШ зазначалося поширене ураження коронарних артерій з фіброзом і кальцинозом їх стінок та на перший план з порушень в області коронарних анастомозів виступали процеси тромбоутворення. У таких випадках, шунтування ставало можливим тільки дистальних ділянок коронарних артерій (КА).

Однак при цьому спостерігається значне розходження між діаметрами шунтуючих вен і діаметрами КА, малий просвіт яких часто бував додатково звужений за рахунок фібром'язової проліферації і фіброзу інтими (рис. 3.33). Механічні пошкодження (шовною голкою, хірургічними інструментами) стінок судин в таких випадках мають різко несприятливий результат – розвиток розшаровуючої гематоми в стінках судин і подальша значна компресія коронарної артерії з можливим її тромбозом.



Рис. 3.33 Діагональна артерія дистальніше веноартеріального анастомозу: потовщена фіброзована інтима, що різко звужує просвіт судини. Розшаровуюча гематома медії. Забарвлення пікрофуксином за ван Гізоном, збільшення x40

На рис. 3.34 видно розшаровуючу гематому медії (середньої оболонки судини), що виникла в більш проксимальному сегменті артерії в результаті пошкодження голкою внутрішніх шарів стінки судини при формуванні коронарного анастомозу.

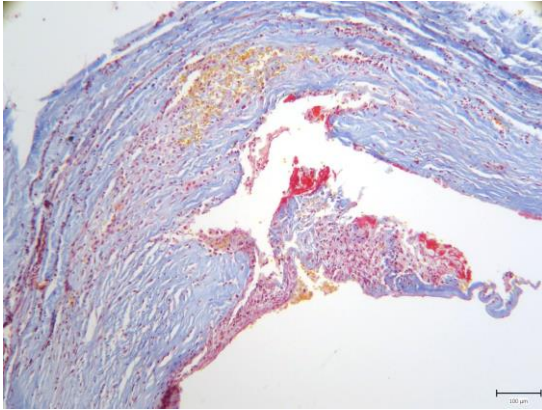


Рис. 3.34 Видно травму внутрішніх шарів стінки, не включеної у шов: дефект структур інтими й медії, згортки фібрину, лейкоцитарна інфільтрація, гематома. Забарвлення MSB, збільшення x100

В одному спостереженні розшаровуюча гематома коронарної артерії виникла в судині з малозміненими стінками й достатнім просвітом. Але розмір крововиливу був настільки значним, що він стиснув внутрішні пласти стінки та звузив просвіт (рис. 3.35).

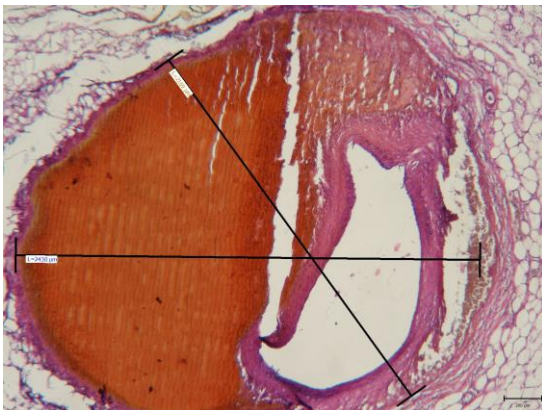


Рис. 3.35 Коронарна артерія дистальніше коронарного анастомозу. Велика розшаровуюча гематома, що здавлює стінки судини. Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення x40

Крім механічного пошкодження, особливе значення має місце, обране для передбачуваного анастомозу. Певний ризик являє собою ситуація, коли венозний шунт доводиться підшивати до коронарної артерії в безпосередній близькості до великої кальцинованої атеросклеротичної бляшки. Маніпуляції

з коронарною артерією під час хірургічних маніпуляцій можуть призвести до пошкодження фіброзного покриття бляшки з виходом її вмісту в просвіт, а також до відшарування бляшки в області швів. Все це перешкоджає вільному надходженню крові з венозного шунта в коронарну артерію й сприяє ранньому тромбозу коронарного шунта (рис. 3.36).

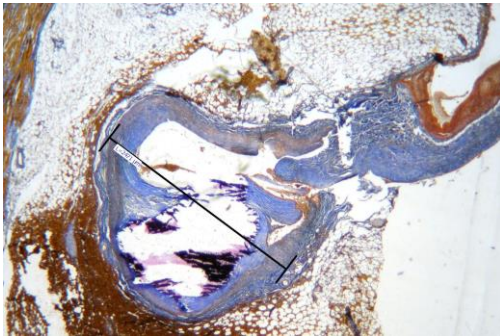


Рис. 3.36 Коронарний анастомоз між венозним шунтом (справа вгорі) з коронарною артерією в області великої кальцинованої атеросклеротичної бляшки.

Капсула атерокальциноми зруйнована в центрі і відшарована біля основи; край однієї зі стінок вени занурений в просвіт артерії, в просвіті вени - тромби.

Забарвлення MSB, збільшення x20

Різниця діаметрів між анастомозуючими судинами має велике, іноді вирішальне, значення для тривалості функціонування коронарного шунта. Якщо ця різниця суттєва й вузька коронарна артерія не в змозі пропустити весь масив крові, що надходить з широкого венозного шунта, то виникає стаз крові та наступний тромбоз коронарного анастомозу (рис. 3.37).

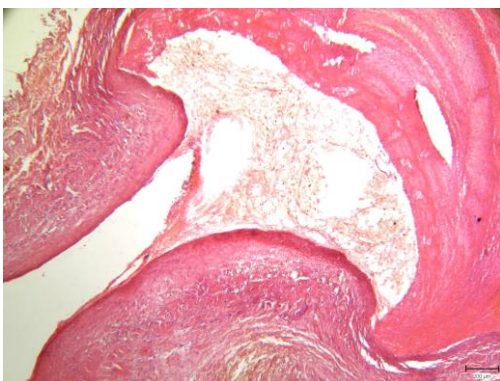


Рис. 3.37 Анастомоз між коронарною артерією (зліва внизу) малого діаметра і венозним шунтом (праворуч зверху) з явищами тромбозу.

Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення x40

Щодо артеріальних шунтів також були певні особливості розвитку патологічних процесів в ранньому післяопераційному періоді. Зокрема, фактори, що призводять до постійного спазму артеріальних шунтів, сприяли відшаруванню ендотеліального шару клітин (рис. 3.38).

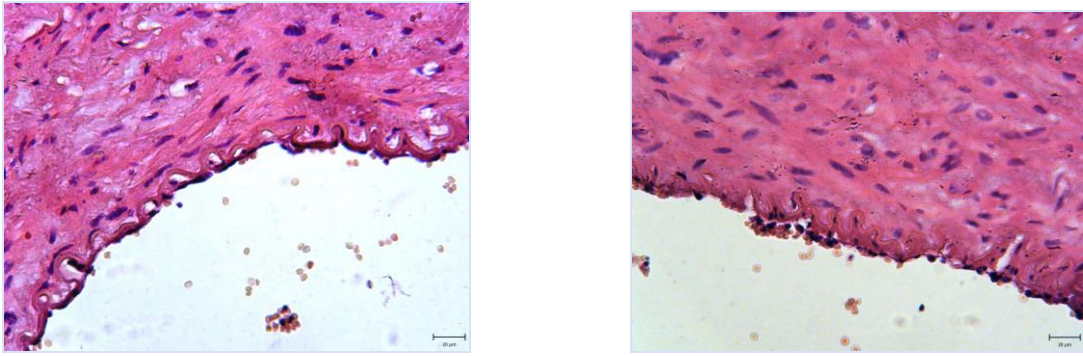


Рис. 3.38 Мамарна артерія. Хронічний спазм, що спричинив відшарування ендотелію з розвитком тромбозу. Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення $\times 40$

В таких умовах клітини між вигинами ендотеліальної мембрани стискаються та дегенерують. Такі процеси безповоротно призводили до тромбоутворення. Варто вважати, що особливості кровотоку здатні призводити до хронічного спазму артеріальних шунтів.

У пізніші терміни після операції на перший план виступають явища інтимальної гіперплазії стінок судин, що беруть участь в коронарному анастомозі. При цьому гіперплазія інтими несе елементи адаптації діаметра шунта до діаметра приймаючої артерії.

Значну допомогу в попередженні тромбозу коронарних шунтів має профілактична медикаментозна терапія антиагрегантними препаратами. Порушення медикаментозного режиму мають прямий негативний вплив на стан коронарних анастомозів та шунтів. У препаратах венозного шунта, затромбованого через 4 роки після операції АКШ у пацієнта, який не дотримувався антиагрегантної терапії, відзначалися виражені ознаки проліферації фібром'язових елементів інтими. За цей період гіпертрофія інтими досягла значних видимих розмірів і звуження просвіту шунта, що надалі спричинило тромбоз венозного шунта на тлі порушення медикаментозного лікування. Внутрішній шар судини був різко потовщений,

з хвилястим контуром і збільшенням кількості колагену в міжклітинних просторах (рис. 3.39).



Рис. 3.39 Тромбоз венозного шунта через 4 роки після операції КШ. Інтима потовщена та гофрована. Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення $\times 40$

На відміну від тромбозу, який є переважаючим з патологічних процесів, що відбуваються в ранньому періоді після операції, в більш пізні терміни основним процесом стає інтимальна гіпертрофія. У випадках менш істотної різниці між діаметрами, відповідно меншим діаметром шунта в його стінці спостерігалася нерівномірна інтимальна гіперплазія. Якщо невідповідність діаметрів вирішується в гострому періоді без тромбозу, то вена згофрується, адаптуючи свій діаметр і може функціонувати протягом багатьох років. Доказом цього може служити дослідження коронарних шунтів і анастомозів пацієнта, який помер через 20 років після операції коронарного шунтування в результаті гострого інфаркту міокарда в басейні нешунтованої огинаючої артерії на тлі прогресування атеросклерозу. При цьому шунт до міжшлуночкової гілки лівої коронарної артерії продовжував функціонувати. Стінки його були різко звиті і фіброзовані, лакуни звивин заповнювалися тромбами, які, у свою чергу, піддавалися фіброзу, що забезпечувало поступове згладжування внутрішнього контуру звуженого просвіту вени (рис. 3.40, рис. 3.41).

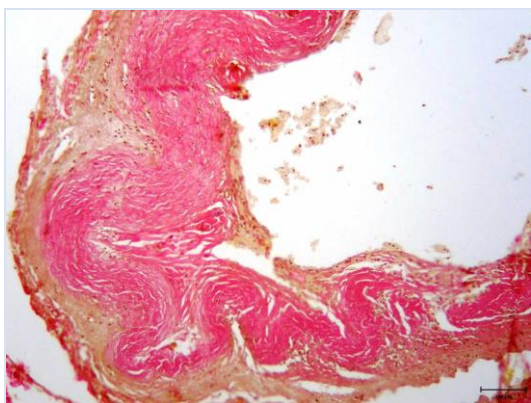


Рис. 3.40 Коронарний венозний шунт через 20 років після операції. Забарвлення пікрофуксином за ван Гізоном, збільшення x100

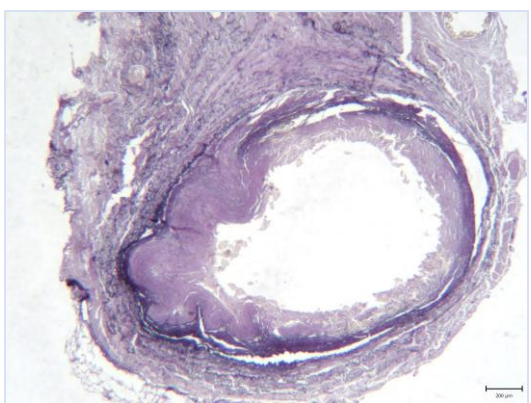


Рис. 3.41. Коронарний венозний шунт через 20 років після операції. Забарвлення фукселином на еластику за Вейгертом, збільшення x40

Тромби в лакунах звивин гіпертрофованої інтими венозних шунтів можуть не тільки фіброзуватися, але й бути місцем розвитку запальних процесів, які так само можуть призводити до тромбозу коронарного анастомозу й шунта. У венозному шунті, отриманому від пацієнта, який помер через 10 років після операції, тромби, що заповнювали лакуни інтими, мали ознаки розплавлення в результаті запального процесу в стінці судини (рис. 3.42).

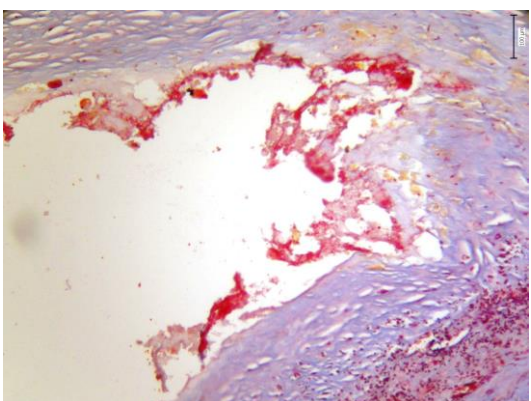


Рис. 3.42 Фрагмент коронарного венозного шунта, отриманого через 10 років після операції. Лізис тромбів, які заповнювали поглиблення інтими, лейкоцитарна інфільтрація стінки судини (правий нижній кут)

У препаратах, отриманих з венозного шунта через 14 років після операції коронарного шунтування, тромбоз судини був так само пов'язаний з вираженим запальним процесом, який перейшов у стінку вени з боку епікарда після перенесеної хворим пневмонії (рис. 3.43). Вена була неширока, суттєвої деформації її стінок не виявлено.

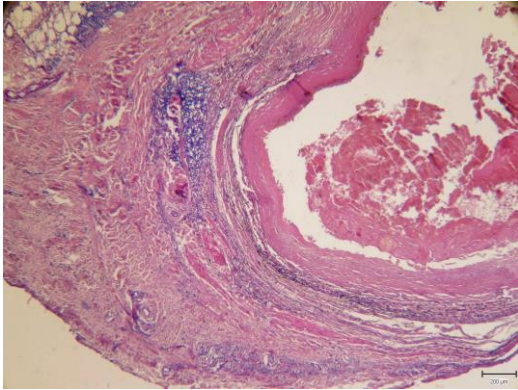


Рис. 3.43 Фрагмент коронарного венозного шунта, через 14 років після операції. Лейкоцитарна інфільтрація перикарда і стінки вени з тромбами в її просвіті. Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення x40

Як видно з описаних випадків, існує безліч факторів, що впливають на процеси запалення, гіпертрофії інтими судин і розвитку тромбоутворення в коронарних анастомозах і шунтах. Крім перерахованих вище, таких як механічне пошкодження, значна різниця в діаметрах і комплаєнсах між судинами, виборі місця для шунтування, особливе значення має конфігурація коронарного анастомозу (зокрема, взаємне розташування шарів стінок судин) і розподіл гемодинамічних факторів, відповідальних за особливості розвитку інтимальної гіперплазії.

В одному із спостережень просвіт вени в зоні з'єднання з артерією був звужений за рахунок підгортання всередину шарів венозної стінки (рис. 3.44). При цьому одна зі стінок була перерозтягнута, інша навпаки – формувала складки. Як в артерії, так й у вені зазначалося формування тромбів (рис. 3.45).

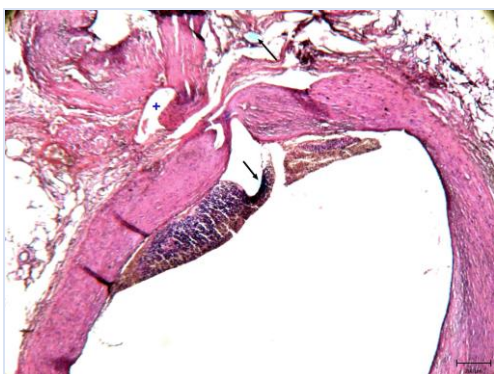


Рис. 3.44 Коронарний анастомоз. Стінка вени підгорнута в її просвіт, який злегка зміщений відносно до розрізу на стінці артерії. Забарвлення гематоксиліном і еозином

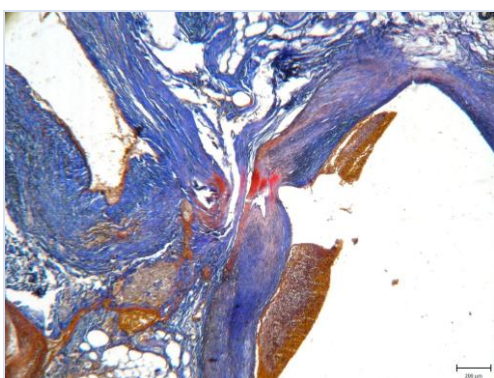


Рис. 3.45 Коронарний анастомоз. Стінка вени, зображена в лівому верхньому кутку, праворуч. Перерозтягнута стінка судини, ліва стінка сформувала своєрідну кишеню з хвилястим внутрішнім контуром. Збільшення x40, Забарвлення - MSB

Про вплив гемодинамічних факторів, обумовлених зміною коронарного анастомозу, можна судити по реакції ендотеліального шару судин. В полі зору іноді трапляються елементи злущування ендотеліального шару коронарних артерій з подальшою проліферацією інтими (рис. 3.46).

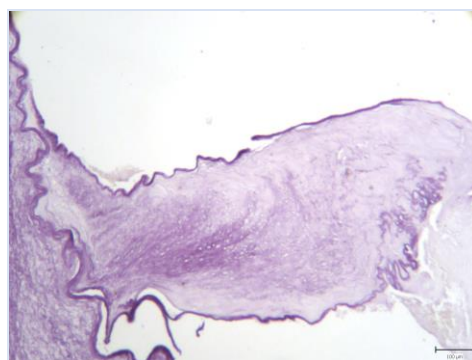
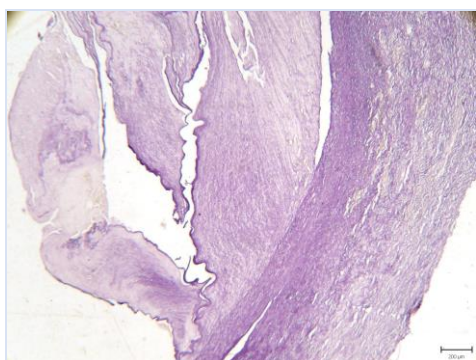


Рис. 3.46 Просвіт коронарної артерії. Новостворена інтима обмежується еластичною мембраною, на якій починає розвиватися нова інтима. Однак вона також починає слущуватися та розшаровуватися. Забарвлення фукселином на еластику за Вейгертом, збільшення x40

Іноді розвиток інтимальної гіперплазії відбувається періодами. Таким чином, можна говорити про явища, що вказують на хронічну гемодинамічну травму. Проводячи диференційний аналіз отриманих знімків і з огляду на те, що ендотелій є досить швидко проліферуючим шаром стінки судин і має виражені репаративні властивості, можна сказати, що одноразові травмуючі фактори інструментами не матимуть драматичних наслідків. Тоді як при постійному впливі турбулентних патологічних потоків крові, у внутрішньому шарі починають розвиватися хронічні процеси (інтимальна гіперплазія й атеросклероз).

У пацієнтки, яка померла через 8 років після коронарного шунтування, фібром'язова проліферація інтими відзначалася не тільки в стінках вени, але й в стінках коронарної артерії зі значним звуженням просвіту останньої. При цьому максимальне потовщення артеріальної стінки було виявлено в області проленових швів коронарного анастомозу. Нитки пролена були оточені фіброзними капсулами, в яких реєструвалися невеликі осередки хронічного запалення (рис. 3.47).

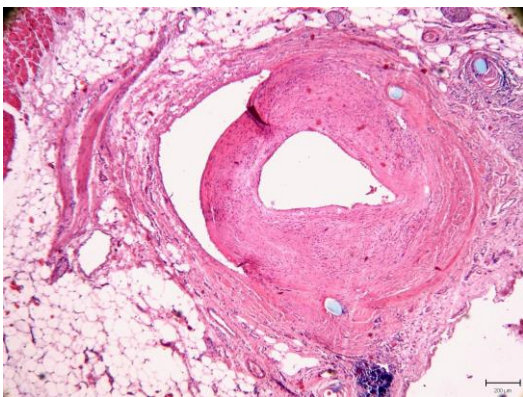


Рис. 3.47 Дрібна коронарна артерія в області сполучення з венозним шунтом через 8 років після операції. Потовщення стінок під проленовими швами. Забарвлення гематоксиліном і еозином, збільшення x40

Такий розподіл інтимальної гіпертрофії однозначно вказує на присутність в даній області (шва) найбільш виражених травмуючих факторів.

Таким чином, в даному розділі представлені результати досліджень пропускної спроможності коронарних анастомозів у групах порівняння, створених різними способами та з різними анатомічними передумовами (визначення об'ємного кровотоку за власною методикою та за допомогою

ультразвукового флоуметра). В групах порівнянь визначені абсолютні дані та встановлена достовірність відмінностей в значеннях об'ємного кровотоку між анастомозами, відмінними за досліджуваним параметром. Визначені абсолютні дані та відсоток різниці в показниках внутрішньої будови анастомозів (поздовжній та поперечні діаметри, площа анастомозів) за допомогою внутрішньосудинного та рентгенологічного досліджень. Зроблений аналіз морфологічної будови та особливостей змін судин в ділянці коронарних анастомозів з встановленням залежності від використаної техніки виконання анастомозу та анатомічних передумов судин.

Матеріали розділу викладені в друкованих роботах [4, 5, 6, 13, 14, 55].

РОЗДІЛ 4

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

У світовій медичній літературі залишається нез'ясованим питання про загальні правила і вимоги до техніки виконання коронарного анастомозу. Так само не визначені оптимальні параметри анастомозу, які б дозволяли йому досягати найбільших показників пропускної здатності. Таким чином, вивчення і визначення найбільш оптимальних параметрів і технік виконання коронарних анастомозів залишається актуальним питанням в коронарній хірургії [59]. В європейських рекомендаціях з реваскуляризації міокарда (коронарне шунтування) (2014 року) зібрані деякі загальні принципи, що сприяють тривалому функціонуванню коронарних шунтів. Результати статистичних досліджень вказують на те, що тривалість їх функціонування залежить від характеристики коронарної артерії (діаметр судини, ступінь проксимального звуження, дистального русла), виду шунта, а також техніки виконання та самої конфігурації анастомозу. Переважний вибір артеріальних шунтів, крім структурних і функціональних особливостей, обумовлений відповідністю діаметрів з коронарними артеріями. Значна різниця в діаметрах при використанні венозних шунтів може призводити до стазу крові в шунтах з подальшим їх тромбозом, що ми спостерігали при морфологічному дослідженні коронарних шунтів і анастомозів (рис. 3.37). Результати морфологічного дослідження показують, що якщо шунт не тромбується в ранньому періоді, то різниця в діаметрах компенсується за рахунок розвитку інтимальної гіпертрофії в стінці венозного шунта як адаптації до умов артеріального тиску і діаметра коронарної артерії (рис. 3.40, рис. 3.41). Bonert M, 2002 [29] вважає співвідношення діаметрів судин як 5:3 більш оптимальним ніж 1:1. Glineur D [61] вважає обов'язковою умовою переважання діаметра шунта над коронарною артерією. Milner R. [116] і Schanzer A. [145] вважають неприпустимим використання венозних

шунтів менше ніж 3,5 мм діаметром. Однак питання про оптимальне співвідношення діаметрів судин залишається відкритим.

Поширення інтимальної гіперплазії на область коронарного шва, що ми спостерігали при морфологічному дослідженні, вказувало на порушення місцевої гемодинаміки (рис. 3.47). Такі порушення гемодинаміки в області анастомозів широко відомі й спостерігалися в дослідженнях на моделях сонних артерій (Ku DN та ін.) [91], стегнових артеріях собак (Morinaga K і ін.) [119], а так само на цифрових моделях коронарних артерій (He X та ін.) [73]. Нерівномірність розвитку інтимальної гіперплазії в області шовної лінії згадувалося в багатьох дослідженнях [43, 129, 151, 153, 156, 180] і також є реакцією судинної стінки на механічну травму шовною ниткою, що говорить про важливість вибору шовного матеріалу і його механічної складової впливу на область шва. Це збігається з думкою Gehrke C [56], який досліджував можливості зменшення невідповідностей анастомозованих судин.

В європейських рекомендаціях також вказується, що функціонування коронарних шунтів залежить від якості стінки коронарної артерії в області анастомозу [69]. Одержані нами при морфологічному дослідженні дані свідчать, що наявність зруйнованої атеросклеротичної бляшки в безпосередній близькості до анастомозу може призвести до його тромбозу і смерті пацієнта (рис. 3.36). Механічні пошкодження стінки коронарної артерії в області шва також провокують тромбоз анастомозу (рис. 3.33-3.35). Таку думку поділяють вчені Dai Une і Alexander Kulik, 2013, в дослідженні «CASCADE». Вони вважають, що саме відносно здорова ділянка судини повинна бути обрана при формуванні коронарного анастомозу, оскільки тромботичні ускладнення в ранньому післяопераційному періоді частіше спостерігаються на кальцинованих і атеросклеротично змінених ділянках судин [113]. Деякі вчені також вважають недоцільним шунтування коронарної артерії відразу за місцем звуження атеросклеротичної бляшки з точки зору гемодинамічних умов в області анастомозу Su CM, 2005 [159],

Ballarin F, 2017 [22], Koepl T, 2018 [89]. Ці дослідження, проведені на цифрових моделях судин, показують необхідність достатньої відстані «звуження-шунт», щоб профіль потоку крові встиг стабілізуватися, дійшовши області анастомозу.

В ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України» з 2012 по 2015 роки було проведено порівняльний аналіз 516 коронарних анастомозів. Анастомози виконувалися з різними анатомічними параметрами (передумовами) та різними хірургічними техніками. При цьому анастомози створювалися між одними й тими ж судинами, що дозволило зберегти ідентичність інших параметрів (діаметри судин, якість дистального коронарного русла тощо) між анастомозами, змінюючи тільки значення досліджуваних параметрів. Анастомози вивчалися і досліджувалися за допомогою гідродинамічного методу визначення об'ємного кровотоку через них. Аналогічно вивчали внутрішню будову й особливості внутрішньої конфігурації коронарних анастомозів за допомогою внутрішньосудинного ультразвукового дослідження та рентгеноконтрастного дослідження. Кінцевим етапом роботи стало морфологічне дослідження тканин судин, що анастомозувалися, і коронарних анастомозів з метою визначення особливостей їх еволюції після формування коронарних анастомозів з різними параметрами. У наших дослідженнях в першому випадку метод був заснований на власній розробці визначення об'ємного кровотоку через анастомоз за допомогою каліброваної вертикальної воронки і розчину з в'язкістю, подібною до крові. У другому випадку, визначення об'ємного кровотоку проводилося з використанням ультразвукової флоуметрії. Всі анастомози були розділені на групи порівняння по вивченню кожного певного параметра. Всього було створено 9 груп.

Середнє значення об'ємного кровотоку по всіх досліджуваних анастомозах склало 124 мл/хв, що є хорошим показником прохідності створених анастомозів. Найнижчі значення об'ємного кровотоку – 10-20

мл/хв, були відзначені в групі порівняння анастомозів з різним «захопленням краю шунта», а саме при захопленні краю в 2 і 3 мм від краю. Для підтвердження вірності результату, прохідність венозного шунта й коронарної артерії були перевірені ще раз на предмет наявності перешкод для потоку рідини. Водночас час захоплення краю в 1 мм показав результат в 40 мл/хв. Результатом аналізу випадку стало те, що малий потік був обумовлений критично малим діаметром коронарної артерії – 1 мм і вшивання великого венозного шунта – 4 мм зі значним гофруванням стінки шунта за умови широкого захоплення його краю – 2 і 3 мм призвело до низького значення пропускної здатності цих анастомозів. Така низька (20 мл/хв) пропускна здатність, на думку багатьох дослідників та з точки зору європейських рекомендацій, призводить до швидкої оклюзії шунта в післяопераційному періоді й вимагає ревізії анастомозу на предмет технічних погрішностей його виконання (Kim K., 2011 [86], McLean RC, 2011 [111], Niclauss L., 2017 [124] та ін.).

Найвищі значення пропускної здатності – 400-408 мл/хв були відзначені в групі порівняння кута анастомозу, а саме в анастомозах, створених між судинами великих діаметрів (венозним шунтом 5 мм і коронарною артерією 2,5 мм) під максимально гострим кутом – 30° з використанням найбільш тонкої шовної нитки – 8/0 поліпропілен. Таке поєднання сприятливих параметрів і анатомічних передумов судин, що анастомозуються з найбільшими значеннями об'ємного кровотоку дозволило б такому коронарному анастомозу в реальних клінічних умовах функціонувати максимально довго з хорошими віддаленими результатами.

Розглядаючи всі досліджувані параметри коронарного анастомозу, варто зупинитися на кожному окремо. Результати порівняння пропускної спроможності анастомозів, створених з використанням шовного матеріалу різного діаметра, вказують на однозначну перевагу ($p \leq 0,01$) використання ниток найменшого діаметра (8/0 поліпропілен). Проведений нами гідродинамічний метод оцінки кровотоку через анастомози показав, що

відмінності між використанням ниток 8/0 і 7/0 поліпропілен для їх створення склали до $20 \pm 2,5\%$ на користь нитки найменшого діаметра – 8/0 поліпропілен, а в порівнянні з ниткою 6/0 поліпропілен до $50 \pm 13,5\%$. Таким чином, можна спостерігати явне прогресуюче збільшення пропускної спроможності анастомозів зі зменшенням діаметра шовного матеріалу. Аналізуючи результати внутрішньосудинного ультразвукового дослідження (IVUS) внутрішньої будови анастомозів, створених з використанням шовних ниток різного діаметра (8/0 і 6/0 поліпропілен), так само були відзначені явні переваги матеріалу 8/0 поліпропілен. 8/0 поліпропілен дозволяв збільшити розміри анастомозу, в порівнянні з 6/0 поліпропілен, на $12,5 \pm 1,2\%$ (поздовжній діаметр), на $13,0 \pm 1,4\%$ (поперечний) і загальну площу анастомозу на $25 \pm 2,5\%$. Паралельне порівняння пропускних можливостей цих анастомозів показує їх збільшення до 20% в групі 8/0 поліпропілен, проводячи дослідження на судинах великого діаметра (3,5 мм венозний шунт та 3,0 мм коронарна артерія). На нашу думку, шовний матеріал найменшого діаметра (8/0 поліпропілен) дозволяє створювати коронарні анастомози з найменшою деформацією шовної лінії в порівнянні з більшою ниткою (6/0 поліпропілен). Більший діаметр нитки гофрує шов анастомозу, який звужує просвіт анастомозу, що ми спостерігали в дослідженнях IVUS» та знижує об'ємний кровотік через нього. При роботі з великими судинами (3,0-3,5 мм) таке гофрування шва може незначно зменшувати об'ємний кровотік (на 16%, як було при дослідженні «IVUS»). Тоді як для коронарних артерій з діаметром $\leq 1,5$ мм така деформація шва призводить до значних змін в пропускної здатності (зниження до 60%). Тому, шовний матеріал найменшого діаметра (8/0 поліпропілен) вважаємо найбільш відповідним з точки зору максимальних показників об'ємного кровотоку та внутрішніх параметрів анастомозів, створених з його використанням. Таке твердження збігається з думкою Акчурина Р.С., 2012 [1], який вважає допустимим використання виключно матеріалу 8/0 поліпропілен. Однак деякі хірурги як і

раніше використовують матеріал більшого діаметра – 7/0 поліпропілен [45, 35, 38].

При проведенні дослідження функціональності анастомозів з різними кутами нами були виявлені значні відмінності в пропускній здатності анастомозів з кутами 45° та 90° на користь конфігурацій анастомозів з 45° ($p \leq 0,01$). Значних відмінностей між анастомозами з кутами 30° та 45° не спостерігалось ($p > 0,05$). При цьому перевага анастомозів з кутом 45° не залежала від діаметра коронарних артерій. Однак значний відсоток (50%) збільшення пропускної спроможності анастомозу з кутом в 45° частіше трапляється у випадках анастомозування з коронарною артерією малого діаметра ($\leq 1,5$ мм). Аналіз зображень ангіографії, яка часто використовується в коронарній хірургії, показав, що методика створення коронарних анастомозів з кутом 45° між тими ж судинами, що і з кутом 90°, дозволяє, відповідно, збільшити подовжній розмір анастомозу на $50 \pm 4,4\%$ і його поперечний розмір на $65 \pm 5,8\%$. Такі результати говорять про однозначну перевагу коронарних анастомозів з кутом в 45°, які повинні переважно використовуватися в хірургічній практиці. Така думка підтверджується дослідженнями Keynton et al. , 2001 [84], та Niels-Henrik Staalsen, 1995 [156], які вивчали гемодинамічні особливості анастомозів. Запропоновані Jackson ZS, 2001 [77] анастомози під кутом 90° для зменшення вираженості інтимальної гіперплазії вважаємо неприпустимими в коронарній хірургії, особливо з точки зору їх можливого здавлення навколишніми тканинами (перикард). Також не можемо погодитись з поглядами хірургів Lowrence Cohn [35] та Hendrick B. Varner [24]. В своїх працях вони пропонують кут 90° для шунтів з діаметром понад 3 мм, тоді як шунти з меншим діаметром зрізаються під гострим кутом, вказуючи, що тільки в такому випадку буде дотриманий принцип, при якому діаметр анастомозу перевищує діаметр меншої судини в 1,5 рази. На думку Hendrick B. Varner, поперечний перетин шунта призводить до найменшої витрати часу для його виконання і дозволяє розташувати шунт в будь-якому напрямку («універсальний анастомоз»).

Наші дослідження довели їх гірші гемодинамічні параметри. Окрім цього, даний кут анастомозу повністю суперечить думці проф. Літтманна, який вказує, що якщо кінець трансплантатів зрізаний не в косому напрямку, а в поперечному, то після його вшивання і відновлення кровотоку відбувається випинання протеза. Цей невдало вшитий шунт може бути здавлений та перегнутий м'якими тканинами після зашивання рани. Гудз І.М. [7] також вважає неприйнятним кут в 90° , вказуючи, що найбільш сприятливі умови кровотоку в зоні анастомозу створюються тоді, коли кут між трансплантатом і артерією по можливості гострий і в жодному разі не повинен перевищувати 45° . Кут 45° прийнятий хірургом Donald B. Doty як оптимальний [45].

Слід згадати, що різні кути між судинами припускають, відповідно, різну довжину країв судин і різну довжину артеріотомії коронарних артерій. Тому різницю кутів анастомозів можна розглядати як різницю поздовжніх розмірів анастомозів. Про розмір анастомозу проф. Літтманн І. судить, виходячи з розміру зрізаної частини кінцевої ділянки шунта. Як зазначалося раніше, цей розмір повинен в 2,5 раза перевищувати діаметр шунта. При цьому Гудз І.М. вважає, що цей розмір повинен мінімум в 3 рази перевищувати діаметр як шунта, так і самої артерії, в яку вшивається шунт, стверджуючи, що гемодинамічно сприятливі умови досягаються у «довгих» анастомозів, особливо для артерій дрібного калібру. Такої ж думки дотримується й Селянинов К.В. [2], вказуючи, що довжина сполучення повинна дорівнювати 2-3 діаметрам судини меншого калібру. Як згадувалося вище, хірурги Lowrence Cohn та Hendrick B. Varner дотримуються принципу, що діаметр анастомозу повинен перевищувати діаметр меншої судини (коронарної артерії) в 1,5 раза, що в середньому, становить 2,5-5,0 мм. Однак, за умови наявності коронарної артерії, що вимагає артеріотомії в 3,0 мм для анастомозу, і вени з діаметром 6,0 мм, артеріотомію виконують в 6,0 мм для найкращого результату. Деякі зарубіжні хірурги вказують конкретні цифри розмірів анастомозів. Так К. Konstantakos та Frank W. Sellke вказують на артеріотомію в розмірі від 4 до 6 мм [148], а Donald B. Doty від 4 до 5 мм.

Однак Timothy J. Gardner пропонує виконувати більшу артеріотомію – в розмірі 6-8 мм [147]. При тому, автор диференціює розміри анастомозів для мамарно-коронарних анастомозів в розмірі 3-4 мм, а для анастомозів за типом «бік-у-бік» розмір становить 2-3 мм. Акчурин Р.С. та Ширяев А.А. так само розширюють розріз коронарної артерії до 4-8 мм [1]. Таким чином, єдиної загальноприйнятої думки про оптимальний кут анастомозу й поздовжнього розміру коронарного анастомозу на даний момент в літературі не існує.

На нашу думку, кут 45° , що вимагає більшої довжини краю шунта й артеріотомії, відповідно, в порівнянні з поперечним перетином шунта для кута в 90° , створює таким чином більші розміри анастомозу. У свою чергу, великі розміри анастомозу дозволяють нівелювати можливе гофрування і деформацію шовної лінії анастомозу, дозволяючи досягати максимальних значень об'ємного кровотоку. Огляд літературних даних, проведений Dhanjoo N Ghista, 2013 [59] показує, що цей кут також призводить до менших збурень кровотоку в області коронарного анастомозу і більш плавного потоку крові з шунта в коронарну артерію. Наша точка зору збігається з такою деяких іноземних дослідників. Marc Gerdisch, 2003 [58] вважає, що збільшена площа анастомозу є бажаною з огляду на зменшення можливих нерівностей конфігурації анастомозу та має більш фізіологічні умови кровотоку. А вчений Tsukui H, 2017 [170] вважає, що більший поздовжній розмір анастомозу завдяки більшій площі, меншому куту та меншому вигину анастомозу забезпечує меншу енергетичну втрату коронарного кровотоку через такий анастомоз.

Дослідження взаємного розташування шарів судин на пропускну здатність анастомозу виявило, що значних відмінностей в об'ємних кровотоках через коронарні анастомози з розташуванням шарів стінок судин «адвентиція-до-адвентиції» або «інтима-до-інтими» не спостерігалось ($p > 0,05$). Це дещо суперечить думці І. Літтман, 1985, який вважає, що взаємне розташування шарів стінок має бути тільки внутрішніми оболонками

(«інтима-до-інтими»), що є одним з загальних принципів формування судинного анастомозу [8]. Такої ж думки дотримується проф. Байтінгер В.Ф., 2005 [2], який заперечує інтерпозицію середньої або зовнішньої (адвентиції) оболонок судинної стінки в просвіті анастомозу, що може послужити причиною тромбозу.

З метою більш детального вивчення внутрішньої будови анастомозів з різним взаємним розташуванням шарів стінок судин ми провели ряд внутрішньосудинних ультразвукових (IVUS) досліджень і рентгенологічних досліджень з контрастуванням, а також вивчили гістологічний матеріал таких анастомозів. Проведені рентгенологічні дослідження вказують на збільшення розмірів анастомозу за умови розташування шарів судин «інтима-до-інтими»: поздовжній розмір збільшується на $65 \pm 5,5\%$, поперечний розмір – на $30 \pm 4,8\%$. Отримані результати порівняння внутрішньої конфігурації (дослідження IVUS) анастомозів і, додатково, об'ємних кровотоків вказують на збільшення розмірів анастомозу (поздовжнього діаметра анастомозу на $10 \pm 1,9\%$, поперечного – на $20 \pm 3,8\%$ й тим самим загальної площі анастомозу на $30 \pm 3,2\%$) і збільшення об'ємного кровотоку (до 40%) через нього за умови розташування шарів за типом «інтима-до-інтими» в порівнянні з розташуванням шарів «адвентиція-до-адвентиції». Проведений нами аналіз гістологічного матеріалу дозволив спостерігати явища тромбозу в шунті та коронарній артерії з підгортанням зовнішнього шару судин в просвіт коронарного анастомозу (рис. 3.44, 3.45). Всі дані дослідження особливостей взаємного розташування шарів судин як анатомічних передумов судин, що анастомозуються, вказують на те, що розташування «адвентиція-до-адвентиції» є згубним для коронарних анастомозів, оскільки зменшує пропускну здатність анастомозу (гідродинамічні дослідження), звужує його внутрішній просвіт (дослідження IVUS та рентгенологічне) і є чинником тромбоутворення (морфологічне дослідження). Тому використання методики описаної проф. Беловим Ю.В., 2000 [3], при якій відбувається одномоментне проколювання стінок прилеглих один до одного судин без проміжного

перехоплення голки, прийнятною, можливо, для анастомозування судин великого діаметра, вважаємо неприпустимою в коронарній хірургії. Така думка збігається з думкою вищезгаданого проф. Байтінгер В.Ф., 2005 [2], а так само Hendrick B. Barner, 2013 [25] про обов'язкову умову формування коронарного анастомозу з розташуванням шарів «інтима-до-інтими». На додаток до цього, Lowtence H. Cohn, 2008 [35] вказує, що протилежне формування може так само викликати надмірний опір кровотоку, що теж сприятиме тромбозу коронарного шунта.

При проведенні досліджень нами також вивчався вплив глибини захоплення венозної стінки на пропускну здатність шунта. Результати гідродинамічного методу дослідження показали, що всі трійки та пари порівнюваних анастомозів з різною глибиною проколу краю венозної стінки показали приблизно однакові значення їх пропускну спроможності без значних відмінностей ($p > 0,05$). Однак, при виділенні підгрупи анастомозів, сформованих з коронарними артеріями малого діаметра ($\leq 1,5$ мм), було встановлено, що анастомози мали більшу (на $21 \pm 4,3\%$) пропускну здатність ($p \leq 0,05$) при найменшій глибині проколу (1 мм) краю венозної стінки шунта, ніж при більш глибокому захопленні краю (2 і 3 мм). Це може означати, що при формуванні анастомозів з коронарними артеріями малого діаметра, конфігурація і внутрішні розміри анастомозу набувають критично важливого значення. Для вивчення цього аспекту нами були проведені внутрішньосудинні ультразвукові дослідження (IVUS) геометричних параметрів анастомозів цієї групи. Результати цих досліджень вказують на незначне збільшення пропускну спроможності анастомозу (до 11%) при мінімальному відступі від краю стінки – 1 мм в порівнянні з 2 мм. Однак варто зазначити, що при цьому спостерігається значна відмінність у внутрішній будові анастомозу, а зокрема: збільшення на $44 \pm 5,8\%$ його поперечного діаметра і на $32 \pm 3,2\%$ до його загальної площі. Варто припустити, що ті відмінності у внутрішній будові анастомозів, які не грають суттєвої ролі в судинах відносно великих діаметрів (наприклад, венозний

шунт – 3,5 мм з коронарною артерією – 3,0 мм, як було в досліджуваному випадку) стають значущими при малих діаметрах коронарних артерій і позначаються на їх пропускній здатності.

У групі порівняння товщини проколу венозного шунта так само не відзначалося значних відмінностей в пропускній здатності сформованих анастомозів ($p>0,05$). Однак, відмінності стають помітними (на 15%) на користь методики прошивання всіх шарів гіпертрофованої стінки венозного шунта ($p\leq 0,01$) при виділенні підгрупи анастомозів з коронарними артеріями малого діаметра (менше ніж 1,5 мм). Вочевидь це може бути пов'язано формуванням умовного міцного каркаса для тонкої коронарної артерії в області анастомозу за рахунок прошивання шовною ниткою всіх шарів гіпертрофованої стінки венозного шунта. Однак в загальній кількості досліджень в цій групі дані відмінності втрачають свою значущість.

Також були досліджені анастомози з групи порівняння «секвенційні шунти» – анастомози У-подібних шунтів та анастомози «бік-у-бік». Дані види анастомозів найчастіше трапляються при використанні методики послідовного (секвенційного) шунтування. Результати гідродинамічних методів дослідження об'ємного кровотоку через такі коронарні анастомози не показали значних відмінностей між ними ($p>0,05$). Таким чином, можна вважати, що використання обох типів анастомозів при секвенціальному шунтуванні не позначиться на пропускній здатності когось із них. Більш того, широке використання цих видів анастомозів при секвенційному шунтуванні збільшує загальний об'ємний кровотік по шунту і потенційно сприяє зниженню летальності у пацієнтів, зокрема з цукровим діабетом, а також призводить до високих ангіографічних показників функціонування шунтів у віддаленому післяопераційному періоді (Nordgaard H, 2009 [125], Kim HJ, 2011 [86]).

Проведене нами порівняння об'ємних кровотоків в анастомозах типів «кінець-у-бік» і «бік-у-бік» не показали значних відмінностей ($p>0,05$). Такі результати збігаються з думкою хірургів (Kawahito K, 2014 [83], Katsuhiko M,

2014 [110]), які використовують тип анастомозу «бік-у-бік» не тільки для послідовних (проксимальних), але й для одиночних (дистальних) анастомозів з коронарними артеріями. Вчений Bonert M, 2002 [29] на цифрових моделях судин описав порівняно високі гемодинамічні властивості цього типу анастомозу. Таким чином, можна вважати виправданим використання обох типів анастомозів нарівні один з одним в коронарній хірургії.

Нами також проаналізовано вплив техніки виконання анастомозів на пропускну здатність шунта. Результати порівняння об'ємних кровотоків через коронарні анастомози, створених з використанням різних технік, вказують на те, що парашутна техніка, яка використовується більшістю хірургів має однаковий вплив на пропускну здатність анастомозу у порівнянні з технікою П-подібного шва на «п'яті» і з технікою зав'язування вузла на першому стежці коронарного шва. Тому, незважаючи на думку Літмана І., 1985 [8] про звуження просвіту при використанні П-подібного шва, всі перераховані техніки, з нашої точки зору, не впливають на пропускну здатність коронарного анастомозу.

З метою виявлення особливостей підготовки кінця шунта, що впливають на якість анастомозу ми порівнювали анастомози зі скошеними і зубчастими краями артеріальних і венозних шунтів. Результати гідродинамічного дослідження їх об'ємних кровотоків вказують на те, що використання різних методик підготовки краю шунтів (скошені або зубчасті шунти) не має значного впливу ($p > 0,05$) на об'ємний кровотік через них. Таким чином, за нашою думкою, коронарні шунти артеріального або венозного типу можуть бути як зі скошеним так і з зубчастим краєм, що не впливає на їх пропускну здатність.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі представлені результати порівняльного аналізу різних конфігурацій коронарних анастомозів з урахуванням техніки їх виконання. Визначення оптимальних параметрів дозволяє забезпечити ефективну пропускну здатність анастомозів, що створює умови для більш тривалого функціонування коронарних шунтів. Отримані нами результати дозволили сформулювати наступні висновки:

1. Розроблена експериментальна модель коронарного анастомозу, яка відтворює гемодинамічні умови функціонування коронарного шунта та дозволяє провести кількісну оцінку об'ємного кровотоку в залежності від анатомічних передумов та техніки виконання анастомозу.

2. Виконання анастомозу з гострим кутом (30° - 45°) дозволяє забезпечити максимальний об'ємний кровотік в порівнянні з методикою з кутом 90° (на $50 \pm 17,5\%$) ($p \leq 0,01$). Результати рентгеноконтрастного дослідження вказують, що формування анастомозів з кутом 45° дозволяє збільшити його поздовжній та поперечний розміри (на $50 \pm 4,4\%$ та $65 \pm 5,8\%$, відповідно).

3. Використання шовного матеріалу найменшого діаметра (8/0 поліпропілен) при формуванні коронарних анастомозів дозволяє отримати максимальні показники їх пропускну здатності ($p \leq 0,01$) в порівнянні з 7/0 і 6/0 поліпропілен (більше на $22 \pm 2,5\%$ в порівнянні 8/0 з 7/0 поліпропілен, та на $60 \pm 15,5\%$ в порівнянні з ниткою 6/0 поліпропілен ($p \leq 0,01$). Внутрішньосудинне ультразвукове дослідження встановило збільшення поздовжнього та поперечного діаметрів (на $12,5 \pm 1,2\%$ та $13 \pm 1,4\%$, відповідно) і загальну площу анастомозу на $25 \pm 2,5\%$.

4. Хоча у загальному обсязі досліджень товщини та глибини проколу венозної стінки не виявлено відмінностей, в умовах шунтування коронарних артерій малого ($<1,5$ мм) діаметра прошивання всіх шарів стінки збільшує кровотік на $14,8 \pm 3,5\%$, а відступ від краю на 1 мм дозволяє збільшити пропускну здатність коронарних анастомозів на $21 \pm 4,3\%$. Додаткове

внутрішньосудинне ультразвукове дослідження показало збільшення на $44 \pm 5,8\%$ поперечного діаметра і на $32 \pm 3,2\%$ площі анастомозу при відступі в 1 мм, що може обумовлювати збільшення пропускної спроможності коронарного анастомозу.

5. Тип анастомозу («кінець-у-бік» та «бік-у-бік»), різні методики створення секвенційних шунтів, особливості підготовки кінця шунта (скошені або зубчасті шунти), техніка накладання стібків, товщина проколу венозного шунта, глибина проколу венозної стінки та взаємне розташування шарів судин не впливають достовірно на кровотік через коронарний анастомоз. Разом з тим, проведене морфологічне дослідження показало, що взаємне розташування шарів стінок судин за типом «адвентиція-до-адвентиції» сприяє тромбуванню анастомозу за рахунок підгортання в просвіт анастомозу тромбогенних елементів стінок.

6. Проведене морфологічне дослідження показало, що порушення в коронарних шунтах у ранньому післяопераційному періоді обумовлено тромбозом коронарних анастомозів, який був асоційований з грубим механічним пошкодженням судинної стінки та значною різницею діаметрів між шунтом і коронарною артерією. Порушення функцій коронарних анастомозів в більш пізніх періодах, як правило, обумовлене інтимальною гіперплазією. Розвиток інтимальної гіпертрофії спостерігався переважно в області шовної лінії анастомозу з наявністю фіброзних капсул навколо ниток шовного матеріалу з осередками хронічного запалення. Встановлено, що тромби в лакунах звивин гіпертрофованої інтими венозних шунтів могли не тільки фіброзуватися, але й бути місцем розвитку запальних процесів, які також могли призводити до тромбозу коронарного анастомозу і шунта.

7. Вибір техніки виконання коронарних анастомозів має включати гострий кут шунта (45°), техніку мінімального відступу від краю стінки шунта, використання шовного матеріалу з ниткою меншого діаметра та взаємне розташування шарів стінок судин за типом «інтима-до-інтими».

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. При виконанні коронарних анастомозів повинна використовуватись техніка мінімального відступу від краю стінки в 1 мм, яка дозволяє збільшити розміри поперечного діаметра й площі анастомозу та має гемодинамічні переваги особливо у випадках коронарних артерій малого діаметра.

2. Техніка виконання анастомозів має містити взаємне розташування шарів судин, що анастомозуються, за типом «інтима-до-інтими», що є сприятливим фактором для тривалого функціонування коронарних шунтів за рахунок збільшення розмірів анастомозів і запобігти розвитку тромбозу в коронарному анастомозі.

3. При формуванні коронарних анастомозів при коронарному шунтуванні повинен використовуватись шовний матеріал з ниткою найменшого діаметра (8/0 поліпропілен), що дозволяє домогтися максимальних показників об'ємного кровотоку через коронарні анастомози ($p \leq 0,01$).

4. Дистальний кінець шунта повинен зрізатися під кутом 45° для досягнення максимальних значень пропускної здатності таких анастомозів за рахунок збільшення розмірів анастомозу, що нівелює можливі нерівності шовної лінії.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Акчурин РС, Ширяев АА. Микрохирургия коронарных артерий: руководство. Москва: ГЭОТАР-Медиа; 2012; с. 74-80.
2. Байтингер ВФ, ред. Сосудистый шов. Томск; 2005; с. 92-4.
3. Белов ЮВ. Руководство по сосудистой хирургии с атласом оперативной техники. Москва: ДуНово; 2000. 448 с.
4. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Влияние угла между шунтом и коронарной артерией на объемную скорость кровотока через коронарный анастомоз. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019;1(24):50-7.
5. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Зависимость объемного кровотока через коронарные анастомозы от техники наложения шва и шовного материала. Вісник серцево-судинної хірургії. 2018;4(33):22-6.
6. Галич СС, Федорова ЛС. Влияние методики выполнения сосудистого анастомоза на величину объемного кровотока через него. Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; вип. 21:71-5.
7. Гудз ІМ, Бальцер К. Реконструктивна та ендovasкулярна хірургія інфраренальної аорти та артерій нижніх кінцівок. Івано-Франківськ; 2004. 224 с.
8. Литтманн И. Оперативная хирургия. Будапешт: Akademiai Kiad6; 1985; с. 785-7.
9. Пат. на винахід 111109 Україна, МПК G 09 B 23/30, A 61 B 17/11. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № а201408894; заявл. 06.08.14; опубл. 25.03.16, Бюл. № 6.
10. Пат. на корисну модель 96886 Україна, МПК: A 61 B 17/11, G 01 P 13/00,

G 01 P 5/00. Спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу / Гаврилишин А.Ю., Сало С.В., Галич С.С., Руденко А.В.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408893; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. № 4.

11. Пат. на корисну модель 96887 Україна, МПК: А 61 В 17/11, G 09 В 23/28. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408895; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. 4.

12. Руденко АВ, Галич СС, Гутовский ВВ, Купчинский АВ. Коронарное шунтирование с помощью секвенциальных шунтов. Вісник серцево-судинної хірургії. 2015; вип. 23:198-204.

13. Руденко АВ, Захарова ВП, Галич СС. Миниинвазивный способ выделения большой подкожной вены с использованием ларингоскопа. Серце і судини. 2010;3(31):54-8.

14. Руденко АВ, Сало СВ, Галич СС, Гаврилишин АЮ. Использование ультразвукового внутрисосудистого исследования (IVUS) для определения оптимальных условий формирования коронарного анастомоза. Вісник серцево-судинної хірургії. 2015; вип. 23:219-23.

15. Фанта СМ, Невмержицька ЛЮ, Лебедєва ЄО, Панченко СП, Руденко КВ, Лазоришинець ВВ. Причини повторних звернень до кардіохірургічної клініки хворих на ішемічну хворобу серця з коронарним шунтуванням в анамнезі. Вісник серцево-судинної хірургії. 2016;3(26):31-5.

16. 2011 ACCF/AHA Guideline for Coronary Artery Bypass Graft Surgery A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. Circulation. 2011;124:e652-e735.

17. Abbate A, Biondi-Zoccai GG, Agostoni P, Lipinski MJ, Vetrovec GW. Recurrent angina after coronary revascularization: a clinical challenge. *Eur Heart J*. 2007;28(9):1057-65.
18. Afilalo J, Rastin M, Ohayon SM, Shimony A, Eisenberg MJ. Off-pump vs. on-pump coronary artery bypass surgery: an updated meta-analysis and meta-regression of randomized trials. *Eur Heart J*. 2012;33:1257-67.
19. Ahmadi I, Herle P, Miller G, Hunter-Smith DJ, Leong J, Rozen WM. End-to-End versus End-to-Side Microvascular Anastomosis: A Meta-analysis of Free Flap Outcomes. *J Reconstr Microsurg*. 2017 Jul;33(6):402-11.
20. Amin S, Werner RS, Madsen PL, Krasopoulos G, Taggart DP. Intraoperative Bypass Graft Flow Measurement with Transit Time Flowmetry: A Clinical Assessment. *Ann Thorac Surg*. 2018 Aug; 106(2): 532-8.
21. Angelini GD, Breckenridge IM, Williams HM, Newby AC. A surgical preparative technique for coronary bypass grafts of human saphenous vein which preserves medial and endothelial functional integrity. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1987;94:393-8.
22. Ballarin F, Faggiano E, Manzoni A, Quarteroni A, Rozza G, Ippolito S, et al. Numerical modeling of hemodynamics scenarios of patient-specific coronary artery bypass grafts. *Biomech Model Mechanobiol*. 2017 Aug;16(4):1373-99.
23. Ballyk PD, Walsh C, Butany J, Ojha M. Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses. *J Biomech*. 1997;31:229-37.
24. Barner HB, Farkas EA. Conduits for Coronary Bypass: Vein Grafts. *Korean J Thorac Cardiovasc Surg*. 2012;45:275-86.
25. Barner HB. Conduits for Coronary Bypass: Arteries Other Than the Internal Thoracic Artery's. *Korean J Thorac Cardiovasc Surg*. 2013;46:165-77.
26. Bazylev VV, Nemchenko EV, Rosseikin EV, Mikuliak AI. Flowmetric and angiographic predictors of occlusion of coronary bypass grafts. *Angiol Sosud Khir*. 2018;24(2):49-55.

27. Bertolotti C, Deplano V, Fuseri J, Dupouy P. Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses. *J Biomech.* 2001;34:1049-64.
28. Biancari F, Anttila V, Dell'Aquila AM, Airaksinen JKE, Brascia D. Control angiography for perioperative myocardial Ischemia after coronary surgery: meta-analysis. *J Cardiothorac Surg.* 2018 Feb 27;13(1):24.
29. Bonert M, Myers JG, Fremes S, Williams J, Ethier CR: A numerical study of blood flow in coronary artery bypass graft side-to-side anastomoses. *Ann Biomed Eng.* 2002;30:599-611.
30. Boujo E, Gallaire F. Manipulating flow separation: sensitivity of stagnation points, separatrix angles and recirculation area to steady actuation. *Proc Math Phys Eng Sci.* 2014 Oct 8;470(2170):20140365.
31. Brasselet C, Durand E, Addad F, Vitry F, Chatellier G, Demerens C. Effect of local heating on restenosis and in-stent neointimal hyperplasia in the atherosclerotic rabbit model: a dose-ranging study. *Eur Heart J.* 2008 Feb;29(3):402-12.
32. Cameron AA, Davis KB, Rogers WJ. Recurrence of angina after coronary artery bypass surgery: predictors and prognosis (CASS Registry). *Coronary Artery Surgery Study.* *J Am Coll Cardiol.* 1995 Oct;26(4):895-9.
33. CASS Principal Investigators and theirs associates. Coronary Artery Surgery Study (CASS): a randomized trial of coronary artery bypass surgery, quality of life in patients randomly assigned to threatment groups. *Circulation.* 1983;68(5):951-60.
34. Chiu JJ, Usami S, Chien S. Vascular endothelial responses to altered shear stress: pathologic implications for atherosclerosis. *Ann Med.* 2009;41(1):19-28.
35. Cohn LH. *Cardiac Suregry in the Adult.* 3rd ed. The McGraw-Hill Companies; 2008.
36. Cole JS, Wijesinghe LD, Watterson JK, Scott DJA: Computational and experimental simulations of the haemodynamics at cuffed arterial bypass graft anastomoses. *P I Mech Eng H.* 2002;216:135-43.

37. Country statistics and global health estimates by WHO and UN partners for more information visit the Global Health Observatory. World Health Organization [Internet]. Last updated January 2015. Available from: http://who.int/gho/mortality_burden_disease/en/.
38. D'Ancona GFM. Intraoperative Flow Measurement in Coronary Artery Surgery. Optima Grafische Communicatie, Rotterdam, Netherlands. 2009.
39. Davierwala PM, Verevkin A, Leontyev S, Misfeld M, Borger MA, Mohr FW. Impact of expeditious management of perioperative myocardial ischemia in patients undergoing isolated coronary artery bypass surgery. *Circulation*. 2013;128(11 Suppl 1): S226-34.
40. De Vries MR, Quax PHA. Inflammation in Vein Graft Disease. *Front Cardiovasc Med*. 2018 Jan 24;5:3.
41. DeSimone JP, Malenka DJ, Weldner PW, Iribarne A. Coronary Revascularization With Single Versus Bilateral Mammary Arteries: Is It Time to Change? *Ann Thorac Surg*. 2018 Aug;106(2):466-472.
42. Di Giammarco G, Marinelli D, Foschi M, Di Mauro M. Intraoperative graft verification in coronary surgery. *J Cardiovasc Med (Hagerstown)*. 2017 May;18(5):295-304.
43. Di Giammarco G, Rabozzi R. Can transit-time flow measurement improve graft patency and clinical outcome in patients undergoing coronary artery bypass grafting? *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2010 Nov;11(5):635-40.
44. Dolan EB, Gunning GM, Davis TA, Cooney G, Eufrazio T, Murphy BP. The development and mechanical characterisation of a novel reinforced venous conduit that mimics the mechanical properties of an arterial wall. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Jul;71:23-31.
45. Doty DB, Doty JR. Doty John R. *Cardiac Surgery: Operative Technique*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier; 2012. 640 p.
46. Elsharawy MA, Naim MM, El-Daharawy MH, Shekidef MH, Ahmed IH. Effect of anastomotic length on the development of intimal hyperplasia in the distal anastomosis of bypass graft. *Vascular*. 2010 Sep-Oct;18(5):256-63.

47. European Coronary Study Group. Long-term results of prospective randomized study of coronary artery bypass surgery in stable angina pectoris. *Lancet*. 1982;2:1173-80.
48. Fan T, Lu Y, Gao Y, Meng J, Tan W, Huo Y, et al. Hemodynamics of left internal mammary artery bypass graft: Effect of anastomotic geometry, coronary artery stenosis, and postoperative time. *J Biomech*. 2016 Mar 21;49(5):645-52.
49. Farooq V, Serruys PW, Garcia-Garcia HM, Zhang Y, Bourantas CV. The negative impact of incomplete angiographic revascularization on clinical outcomes and its association with total occlusions: the SYNTAX (Synergy Between Percutaneous Coronary Intervention with Taxus and Cardiac Surgery) trial. *J Am Coll Cardiol*. 2013;61(3):282-94.
50. Ferguson TB Jr, Chen C, Kim S, Jacobs K, Peng Z, Zhu Z, et al. Noninvasive Quantification of Blood Flow in Epicardial Coronary Arteries, Coronary Artery Bypass Grafts, and Anastomoses. *Innovations (Phila)*. 2017 Jan/Feb;12(1):50-9.
51. Fitzgibbon GM, Kafka HP, Leach AJ, et al. Coronary bypass graft fate and patient outcome: angiographic follow-up of 5,065 grafts related to survival and reoperation in 1,388 patients during 25 years. *J Am Coll Cardiol*. 1996;28:616.
52. Fok PW, Sanft R. A biochemical and mechanical model of injury-induced intimal thickening. *Math Med Biol*. 2017 Mar 1;34(1):77-108.
53. Fukui T. Intraoperative graft assessment during coronary artery bypass surgery. *Gen Thorac Cardiovasc Surg*. 2015 Mar;63(3):123-30.
54. Gallo D, Bijari PB, Morbiducci U, Qiao Y, Xie YJ, Etesami M, et al. Segment-specific associations between local haemodynamic and imaging markers of early atherosclerosis at the carotid artery: an *in vivo* human study. *J R Soc Interface*. 2018;15(147).
55. Galych S, Solomka S, Batsak B, Rudenko A, Starodub U. Internal mammary artery with side-branch. *Asian Cardiovasc Thorac Annals*. 2017;25(3):210-2. DOI: <https://doi.org/10.1177%2F0218492315607150>.

56. Gehrke C, Li H, Sant H, Gale B, Agarwal J. Design, fabrication and testing of a novel vascular coupling device. *Biomed Microdevices*. 2014 Feb;16(1):173-80.
57. Gentile AT, Mills JL, Gooden MA, Hagerty RD, Berman SS, Hughes JD, et al. Vein patching reduces neointimal thickening associated with prosthetic graft implantation. *Am J Surg*. 1998;176:601-7.
58. Gerdisch M, Hinkamp T, Ainsworth SD. Blood Flow Pattern and Anastomotic Compliance for Interrupted versus Continuous Coronary Bypass Grafts. *Heart Surg Forum*. 2003;6(2):65-71.
59. Ghista DN, Kabinejadian F. Coronary artery bypass grafting hemodynamics and anastomosis design: a biomedical engineering review. *BioMedical Engineering Online*. 2013;12:129.
60. Glineur D, D'hoore W, El Khoury G, Sondji S, Kalscheuer G, Funken JC, et al. Angiographic predictors of 6-month patency of bypass grafts implanted to the right coronary artery a prospective randomized comparison of gastroepiploic artery and saphenous vein grafts. *J Am Coll Cardiol*. 2008 Jan 15;51(2):120-5.
61. Glineur D, Hanet C. Competitive flow and arterial graft a word of caution. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2012 Apr;41(4):768-9.
62. Glineur D, Hanet C. Competitive flow in coronary bypass surgery: is it a problem? *Curr Opin Cardiol*. 2012 Nov;27(6):620-8.
63. Gooch KJ, Firstenberg MS, Shrefler BS, Scandling BW. Biomechanics and Mechanobiology of Saphenous Vein Grafts. *J Biomech Eng*. 2018 Feb 1; 140(2):020804-16.
64. Grinda JM, Zegdi R, Couetil JP, Chauvaud S, Deloche A, Fabiani JN, et al. Coronary reoperations: indications, techniques and operative results. Retrospective study of 240 coronary reoperations. *J Cardiovasc Surg*. 2000;41:703.
65. Grus T, Lambert L, Matěcha J, Grusová G, Špaček M, Mlček M. The ratio of diameters between the target artery and the bypass modifies hemodynamic parameters related to intimal hyperplasia in the distal end-to-side anastomosis. *Physiol Res*. 2016 Dec 13;65(6):901-8.

66. Grus T, Lindner J, Vidim T, Tosovsky J, Matecha J, Rohn V, et al. The anastomosis angle is a key to improved long-term patency of proximal femoropopliteal bypass. *Ann Vasc Surg.* 2009 Sep-Oct;23(5):598-605.
67. Guerciotti B, Vergara C, Ippolito S, Quarteroni A, Antona C, Scrofani R. Computational study of the risk of restenosis in coronary bypasses. *Biomech Model Mechanobiol.* 2017 Feb;16(1):313-32.
68. Guerciotti B, Vergara C, Ippolito S, Quarteroni A, Antona C, Scrofani R. A computational fluid-structure interaction analysis of coronary Y-grafts. *Med Eng Phys.* 2017 Sep;47:117-27.
69. Guidelines on myocardial revascularization. The Task Force on Myocardial Revascularization of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur Heart J.* 2014 Oct 1;35(37):2541-619.
70. Ha H, Choi W, Lee SJ. Beneficial fluid-dynamic features of pulsatile swirling flow in 45 end-to-side anastomosis. *Med Eng Phys.* 2015 Mar;37(3):272-9.
71. Hameau DR, Veas PN, Mendez LM, Martinez RG. Focal Arterialization and Neoatherosclerosis of a Saphenous Vein Graft. Improving our Understanding of Late Graft Failures. *Arq Bras Cardiol.* 2016;107(5):495-6.
72. Harskamp RE, Alexander JH, Ferguson TB Jr, Hager R, Mack MJ, Englum B, et al. Frequency and Predictors of Internal Mammary Artery Graft Failure and Subsequent Clinical Outcomes: Insights From the Project of Ex-vivo Vein Graft Engineering via Transfection (PREVENT) IV Trial. *Circulation.* 2016;133:131-8.
73. He X, Ku DN. Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: average conditions. *J Biomech Eng.* 1996;118:74-82.
74. Head SJ, Kieser TM, Falk V, Huysmans HA, Kappetein AP. Coronary artery bypass grafting: Part 1: the evolution over the first 50 years. *Eur Heart J.* 2013;34(37):2862-72.

75. Heise M, Husmann I, Grüneberg AK, Knobel A, Kirschner P, Heidenhain C. Comparison of straight and Venaflow-type cuffed arteriovenous ePTFE grafts in an animal study. *J Vasc Surg.* 2011 Jun;53(6):1661-7.
76. Hotonu SA, Johnson CHN, Kansal N, Bhattacharya V. Common femoral artery aneurysm repair using bifurcated graft. *BMJ Case Rep.* 2018 Jun 15;2018. pii: bcr-2017-223331.
77. Jackson ZS, Ishibashi H, Gotlieb AI: Effects of anastomotic angle on vascular tissue responses at end-to-side arterial grafts. *J Vasc Surg.* 2001;34:300-7.
78. Johansson B, Samano N, Souza D, et al. The no-touch vein graft for coronary artery bypass surgery preserves the left ventricular ejection fraction at 16 years postoperatively: long-term data from a longitudinal randomised trial. *Open Heart.* 2015;2(1):e000204.
79. Jokinen JJ, Werkkala K, Vainikka T, Peräkylä T, Simpanen J, Ihlberg L. Clinical value of intra-operative transit-time flow measurement for coronary artery bypass grafting: a prospective angiography-controlled study. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2011 Jun;39(6):918-23.
80. Kabinejadian F, Chua LP, Ghista DN, Tan YS. CABG models flow simulation study on the effects of valve remnants in the venous graft. *J Mech Med Biol.* 2010;10:593-609.
81. Kabinejadian F, Ghista DN, Su B, Nezhadian MK, Chua LP, Yeo JH, Leo HL. In vitro measurements of velocity and wall shear stress in a novel sequential anastomotic graft design model under pulsatile flow conditions. *Med Eng Phys.* 2014 Oct;36(10):1233-45.
82. Kabinejadian F, McElroy M, Ruiz-Soler A, Leo HL, Slevin MA, Badimon L, et al. Numerical Assessment of Novel Helical/Spiral Grafts with Improved Hemodynamics for Distal Graft Anastomoses. *PLoS One.* 2016;11(11):e0165892.
83. Kawahito K, Muraoka A, Misawa Y. Side-to-side anastomosis using 4 interrupted sutures in small coronary arteries. *Asian Cardiovasc Thorac Ann.* 2014 Jan;22(1):115-7.

84. Keynton RS, Evancho MM, Sims RL, Rodway NV, Gobin A, Rittgers SE. Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study. *J Biomech Eng.* 2001;123:464-73.
85. Kieser TM, Rose S, Kowalewski R, Belenkie I. Transit-time flow predicts outcomes in coronary artery bypass graft patients: a series of 1000 consecutive arterial grafts. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2010 Aug;38(2):155-62.
86. Kim HJ. The impact of sequential versus single anastomoses on flow characteristics and midterm patency of saphenous vein grafts in coronary bypass grafting. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2011;141:750-4.
87. Klein B, Destephens A, Dumeny L, Hu Q, He Y, O'Malley K, et al. Hemodynamic Influence on Smooth Muscle Cell Kinetics and Phenotype During Early Vein Graft Adaptation. *Ann Biomed Eng.* 2017 Mar;45(3):644-55.
88. Kleinstreuer C, Hyun S, Buchanan JR Jr, Longest PW, Archie JP Jr, Truskey GA. Hemodynamic Parameters and Early Intimal Thickening in Branching Blood Vessels. *Crit Rev Biomed Eng.* 2017;45(1-6):319-82.
89. Koepl T, Santin G, Haasdonk B, Helmig R. Numerical modelling of a peripheral arterial stenosis using dimensionally reduced models and kernel methods. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2018;6:e3095.
90. Koniari I, Koletti B, Apostolakis E. Perioperative myocardial infarction following coronary artery bypass grafting. *Interact CardioVasc Thorac Surg.* 2011;12(4):599.
91. Ku DN, Giddens DP, Zarins CK, Glagov S. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress. *Arteriosclerosis* 1985;5:293-302.
92. Kumar A, Hung OY, Piccinelli M, Eshtehardi P, Corban MT, Sternheim D. Low Coronary Wall Shear Stress Is Associated With Severe Endothelial Dysfunction in Patients With Nonobstructive Coronary Artery Disease. *JACC Cardiovasc Interv.* 2018 Oct 22;11(20):2072-80.

93. Kurlansky PA, Traad EA, Dorman MJ, Galbut DL, Zucker M, Ebra G. Thirty-year follow-up defines survival benefit for second internal mammary artery in propensity-matched groups. *Ann Thorac Surg.* 2010;90(1):101-8.
94. Lacolley P, Regnault V, Avolio AP. Smooth muscle cell and arterial aging: basic and clinical aspects. *Cardiovasc Res.* 2018 Mar 15;114(4):513-28.
95. Laflamme M, DeMey N, Bouchard D, Carrier M, Demers P, Pellerin M, et al. Management of early postoperative coronary artery bypass graft failure. *Interact CardioVasc Thorac Surg.* 2012;14(4):452-6.
96. Lamy A, Devereaux PJ, Prabhakaran D, Taggart DP, Hu S, Paolasso E. Off-pump or on-pump coronary-artery bypass grafting at 30 days. *N Engl J Med.* 2012;366:1489-97.
97. Leacche M, Balaguer JM, Byrne JG. Intraoperative grafts assessment. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2009 Fall;21(3):207-12.
98. Leong CM, Nackman GB, Wei T. Flow patterns through vascular graft models with and without cuffs. *PLoS One.* 2018 Feb 23;13(2):e0193304.
99. Li H, Leow WK, Chiu IS. Predictive simulation of bidirectional Glenn shunt using a hybrid blood vessel model. *Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2009;12(Pt 2):266-74.
100. Li J, Liu Y, Zheng J, Bai T, Liu Y, Wang X, et al. The Patency of Sequential and Individual Vein Coronary Bypass Grafts: A Systematic Review. *Ann Thorac Surg.* 2011 Oct;92(4):1292-8.
101. Linton RR, Darling RC. Autogenous saphenous vein bypass grafts in femoropopliteal obliterative arterial disease. *Surgery.* 1962;51:62-73.
102. Liu J, Peng Y, Lai J, Gao W, Song A, Zhang G. Fluid upstream shear stress of rabbit aortic stenosis inhibits neointimal hyperplasia by promoting endothelization after balloon injury. *BMC Cardiovasc Disord.* 2017 Oct 30;17(1):273.
103. Loth F, Fischer PF, Bassiouny HS. Blood flow in end-to-side anastomoses. *Annu Rev Fluid Mech.* 2008;40:367-93.

104. Lucas TC, Tessarolo F, Jakitsch V, Caola I, Brunori G, Nollo G, et al. Blood flow in hemodialysis catheters: a numerical simulation and microscopic analysis of in vivo-formed fibrin. *Artif Organs*. 2014 Jul;38(7):556-65.
105. Magee MJ, Alexander JH, Hafley G, Ferguson TB Jr, Gibson CM, Harrington RA. Coronary artery bypass graft failure after on-pump and off-pump coronary artery bypass: findings from PREVENT IV. *Ann Thorac Surg*. 2008 Feb;85(2):494-9; disc. 499-500.
106. Magruder JT, Young A, Grimm JC, Conte JV, Shah AS, Mandal K, et al. Bilateral internal thoracic artery grafting: Does graft configuration affect outcome? *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2016 Jul;152(1):120-7.
107. Martínez-González B, Reyes-Hernández CG, Quiroga-Garza A, Rodríguez-Rodríguez VE, Esparza-Hernández CN, et al. Conduits Used in Coronary Artery Bypass Grafting: A Review of Morphological Studies. *Ann Thorac Cardiovasc Surg*. 2017;23(2):55-65.
108. Martorell J, Santomá P, Molins JJ, García-Granada AA, Bea JA, Edelman ER, et al. Engineered arterial models to correlate blood flow to tissue biological response. *Ann N Y Acad Sci*. 2012 Apr;1254:51-6.
109. Matsuura K, Jin WW, Liu H, Matsumiya G. Computational fluid dynamics study of the end-side and sequential coronary artery bypass anastomoses in a native coronary occlusion model. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2018 Apr 1;26(4):583-9.
110. Matsuyama K, Kuinose M, Koizumi N, Iwasaki T, Toguchi K, Ogino H. Coronary Artery Bypass Grafting Using Side-to-Side Anastomosis with Distal End Clipping of the Saphenous Vein Graft. *J Vasc Med Surg*. 2014 July;26(2):3.
111. McLean RC. Relative importance of patient, procedural and anatomic risk factors for early vein graft thrombosis after coronary bypass graft surgery. *J Cardiovasc Surg*. 2011 Dec;52(6):877-85.
112. McNally A, Akingba AG, Sucosky P. Effect of arteriovenous graft flow rate on vascular access hemodynamics in a novel modular anastomotic valve device. *J Vasc Access*. 2018 Sep;19(5):446-54.

113. Merna N, Wong AK, Barahona V, Llanos P, Kunar B, Palikuqi B, et al. Laminar shear stress modulates endothelial luminal surface stiffness in a tissue-specific manner. *Microcirculation*. 2018 Jul;25(5):e12455.
114. Miller JH, Foreman RK, Ferguson L, Faris I. Interposition vein cuff for anastomosis of prosthesis to small artery. *Aust NZ J Surg*. 1984;54:283-5.
115. Mills B, Robb T, Larson DF. Intimal hyperplasia: slow but deadly. *Perfusion*. 2012 Nov;27(6):520-8.
116. Milner R. Commentary. Pathophysiology of vein graft failure: a review. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2011 Sep;42(Suppl 1):S30-1.
117. Mohammed AA, Agnihotri AK, van Kimmenade RR, Martinez-Rumayor A, Green SM, Quiroz R, et al. Prospective, comprehensive assessment of cardiac troponin T testing after coronary artery bypass graft surgery. *Circulation*. 2009;120:843-50.
118. Mohr FW, Morice MC, Kappetein AP. Coronary artery bypass graft surgery versus percutaneous coronary intervention in patients with three-vessel disease and left main coronary disease: 5-year follow-up of the randomised, clinical SYNTAX trial. *Lancet*. 2013 Feb 23;381(9867):629-38.
119. Morinaga K, Okadome K, Kuroki M. Effect of wall shear stress on intimal thickening of arterially transplanted autogenous veins in dogs. *J Vasc Surg*. 1985;2:430-3.
120. Murphy ML, Hultgren HN, Detre K, et al. Treatment of chronic stable angina: a preliminary report of survival data of the randomized Veterans Administration Cooperative Study. *N Engl J Med*. 1977;297:621-7.
121. Neville RF, Elkins CJ, Alley MT, Wicker RB. Hemodynamic comparison of differing anastomotic geometries using magnetic resonance velocimetry. *J Surg Res*. 2011;169(2):311-8.
122. Ngaage D, Hashmi I, Griffin S, Cowen ME, Cale AR, Guvendik L. To graft or not to graft? Do coronary artery characteristics influence early outcomes of coronary artery bypass surgery? Analysis of coronary anastomoses of 5171 patients. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2010 July;140(1):66-72.e1.

123. Ngai CY, Yao X. Vascular Responses to Shear Stress: The Involvement of Mechanosensors in Endothelial Cells. *The Open Circulation and Vascular Journal*. 2010;3:85-94.
124. Niclauss L. Techniques and standards in intraoperative graft verification by transit time flow measurement after coronary artery bypass graft surgery: a critical review. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2017 Jan;51(1):26-33.
125. Nordgaard H. Transit-time blood flow measurement in sequential saphenous coronary artery bypass grafts. *Ann Thorac Surg*. 2009;87:1409-15.
126. Ojha M, Cobbold RS, Johnston KW. Influence of angle on wall shear stress distribution for an end-to-side anastomosis. *J Vasc Surg*. 1994 Jun;19:1067-73.
127. Otsuka F, Yahagi K, Sakakura K, Virmani R. Why is the mammary artery so special and what protects it from atherosclerosis? *Ann Cardiothorac Surg*. 2013;2:519-26.
128. Owida AA, Do H, Morsi YS. Numerical analysis of coronary artery bypass grafts: an over view. *Comput Methods Programs Biomed*. 2012 Nov; 108(2):689-705.
129. Pafitanis G, Veljanoski D, Ghanem AM, Myers S. Intimal Surface Suture Line (End-Product) Assessment of End-to-Side Microvascular Anastomosis. *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2017 Jul 24;5(7):e1409.
130. Papakonstantinou NA, Baikoussis NG, Goudevenos J, Papadopoulos G, Apostolakis E. Novel no touch technique of saphenous vein harvesting: Is great graft patency rate provided? *Ann Card Anaesth*. 2016 Jul-Sep;19(3):481-8.
131. Parang P, Arora R. Coronary vein graft disease: Pathogenesis and prevention. *Can J Cardiol*. 2009;25(2):e57-e62.
132. Perek B, Malinska A, Stefaniak S, Ostalska-Nowicka D, Misterski M, Zabel M, et al. Predictive factors of late venous aortocoronary graft failure: ultrastructural studies. *PLoS One*. 2013 Aug 5;8(8):e70628.
133. Qiao A, Liu Y: Influence of graft-host diameter ratio on the hemodynamics of CABG. *Bio-Med Mater Eng*. 2006;16:189-201.

134. Rahman SM, Eichinger CD, Hlady V. Effects of upstream shear forces on priming of platelets for downstream adhesion and activation. *Acta Biomater.* 2018 Jun;73:228-35.
135. Ramchandani M, Bedeir K. Vascular connector devices increase the availability of minimally invasive cardiac surgery to ischemic heart patients. *HSR Proc Intensive Care Cardiovasc Anesth.* 2011;3(4):239-43.
136. Rickard RF, McPhaden AR, Hudson DA. Healing of two microarterial anastomoses with diameter mismatch. *J Surg Res.* 2014 Sep;191(1):239-49.e3.
137. Rossi M, Jiritano F, Malta E, Renzulli A. Competitive flow between a vein and an arterial graft at transit-time flow measurement. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2012 Aug;15(2):288-9.
138. Roussis PC, Giannakopoulos AE, Charalambous HP. Analytical Side-to-Side Related Anastomotic Strategies and Artery Patching. *Open Biomed Eng J.* 2015 Feb 27;9:1-9.
139. Roussis PC, Giannakopoulos AE, Charalambous HP. Suture Line Response of End-to-Side Anastomosis: A Stress Concentration Methodology. *Cardiovasc Eng Technol.* 2015;6(1):36-48.
140. Ruiz-Soler A, Kabinejadian F, Slevin MA, Bartolo PJ, Keshmiri A. Optimisation of a Novel Spiral-Inducing Bypass Graft Using Computational Fluid Dynamics. *Sci Rep.* 2017;7:1865.
141. Sabik JF 3rd, Blackstone EH, Houghtaling PL, Walts PA, Lytle BW. Is reoperation still a risk factor in coronary artery bypass surgery? *Ann Thorac Surg.* 2005;80(5):1719-27.
142. Sabik JF 3rd, Blackstone EH. Coronary artery bypass graft patency and competitive flow. *J Am Coll Cardiol.* 2008 Jan 15;51(2):126-8.
143. Sabik JF. Understanding Saphenous Vein Graft Patency Circulation. 2011;124:273-5.
144. Sankaran S, Esmaily Moghadam M, Kahn AM, Tseng EE, Guccione JM, Marsden AL. Patient-specific multiscale modeling of blood flow for coronary artery bypass graft surgery. *Ann Biomed Eng.* 2012 Oct; 40(10):2228-42.

145. Schanzer A, Hevelone N, Owens CD, Belkin M, Bandyk DF, Clowes AW, et al. Technical factors affecting autogenous vein graft failure: observations from a large multicenter trial. *J Vasc Surg.* 2007;46:1180-90, disc. 1190.
146. Schmitto JD, Rajab TK, Cohn LH. Prevalence and variability of internal mammary graft use in contemporary multivessel coronary artery bypass graft. *Curr Opin Cardiol.* 2010;25(6):609-12.
147. Selke F, Gardner TJ, Spray TL, editors. *Operative Cardiac Surgery.* 5th ed. by CRC Press; 2004. 832 p.
148. Sellke F, Ruel M, editors. *Atlas of Cardiac Surgical Techniques.* 1st ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier; 2010.
149. Sergeant P, Blackstone E, Meyns B. Is return of angina after coronary artery bypass grafting immutable, can it be delayed, and is it important? *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1998 Sep;116(3):440-53.
150. Serruys PW, Ong ATL, van Herwerden LA, Sousa JE. Five-year outcome after coronary stenting versus bypass surgery for the treatment of multivessel disease. The final analysis of the Arterial Revascularization Therapies Study (ARTS) randomized trial. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:575-81.
151. Shintani Y, Iino K, Yamamoto Y, Kato H, Takemura H, Kiwata T. Analysis of Computational Fluid Dynamics and Particle Image Velocimetry Models of Distal-End Side-to-Side and End-to-Side Anastomoses for Coronary Artery Bypass Grafting in a Pulsatile Flow. *Circ J.* 2017 Dec 25;82(1):110-7.
152. Siasos G, Tsigkou V, Zaromytidou M, Sara JD, Varshney A, Coskun AU, et al. Role of local coronary blood flow patterns and shear stress on the development of microvascular and epicardial endothelial dysfunction and coronary plaque. *Curr Opin Cardiol.* 2018 Nov;33(6):638-44.
153. Sottiurai VS. Distal anastomotic intimal hyperplasia: histocytomorphology, pathophysiology, etiology, and prevention. *Int J Angiol.* 1999;8:1-10.
154. Souza D, Gomes WJ. The future of saphenous vein graft for coronary artery bypass surgery. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2008;23(3):III-VII.

155. Souza DS, Johansson B, Bojö L, Karlsson R, Geijer H, Filbey D, et al. Harvesting the saphenous vein with surrounding tissue for CABG provides long-term graft patency comparable to the left internal thoracic artery: Results of a randomized longitudinal trial. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2006;132:373-8.
156. Staalsen NH: The anastomosis angle does change the flow fields at vascular end-to-side anastomoses in vivo. *Vasc Surg.* 1995;21:460-71.
157. Stecher D, Bronkers G, Noest JO, Tulleken CA, Hoefer IE, van Herwerden LA, et al. Evaluation of a Novel Laser-assisted Coronary Anastomotic Connector – the Trinity Clip-in a Porcine Off-pump Bypass Model. *J Vis Exp.* 2014;93:e52127.
158. Steward R Jr, Tambe D, Hardin CC, Krishnan R, Fredberg JJ. Fluid shear, intercellular stress, and endothelial cell alignment. *Am J Physiol Cell Physiol.* 2015 Apr 15;308(8):C657-64.
159. Su CM, Lee D, Tran-Son-Tay R, Shyy W. Fluid flow structure in arterial bypass anastomosis. *J Biomech Eng.* 2005;127:611-8.
160. Sunamura M, Ishibashi H, Karino T. Flow patterns and preferred sites of intimal thickening in bypass-grafted arteries. *Int Angiol.* 2012 Apr;31(2):187-97.
161. Suyker WJL, Borst C. Coronary connector devices: analysis of 1,469 anastomoses in 1,216 patients. *Ann Thorac Surg.* 2008;85:1828-36.
162. Taylor RS, Loh A, McFarland RJ, Cox M, Chester JF. Improved technique for polytetrafluoroethylene bypass grafting: long-term results using anastomotic vein patches. *Br J Surg.* 1992;79:348-54.
163. Thielmann M, Massoudy P, Jaeger BR, Neuhauser M, Marggraf G, Sack S, et al. Emergency re-revascularization with percutaneous coronary intervention, reoperation, or conservative treatment in patients with acute perioperative graft failure following coronary artery bypass surgery. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2006;30(1):117-25.
164. Thygesen K, Alpert JS, Jaffe AS, Simoons ML, Chaitman BR, White HD; Writing Group on the Joint/ACCF/AHA/Task Force for the Universal Definition

- of . Myocardial Infarction WHF, ESC Committee for . Practice Guidelines. Third universal definition of myocardial infarction. *Eur Heart J*. 2012;33:2551-67.
165. Thygesen K, Alpert JS, White HD. Joint ESC/ACCF/AHA/WHF Task Force for the Redefinition of Myocardial Infarction. *J Am Coll Cardiol*. 2007 Nov 27;50(22):2173-95.
 166. Tintoiu IC, Underwood MJ, Cook SP, Kitabata H, Abbas A. Coronary graft failure: state of the art. Switzerland: Springer International Publishing; 2016. 745 p.
 167. Tokuda Y, Song MH, Ueda Y, Usui A, Akita T. Predicting early coronary artery bypass graft failure by intraoperative transit time flow measurement. *Ann Thorac Surg*. 2007 Dec;84(6):1928-33.
 168. Totic D, Rustempasic N, Djedovic M, Solakovic S, Vukas H, Aslani I, et al. Distal vein patch as a form of autologous modification for infragenicular prosthetic bypass. *Med Arch*. 2013;67(4):245-8.
 169. Trachiotis GD. Value of diastolic flow with transit-time flow meters in coronary artery bypass surgery. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2011 Mar;39(3):431; author reply 431-2.
 170. Tsukui H, Shinke M, Park YK, Yamazaki K. Longer coronary anastomosis provides lower energy loss in coronary artery bypass grafting. *Heart Vessels*. 2017 Jan;32(1):83-89.
 171. Turk T. Early graft failure after coronary artery bypass grafting: diagnosis and treatment. *Eur Res J*. 2016;2(2):85-92.
 172. Tyrell MR, Chester MJF, Vipond MN, ClarkeGH, Taylor RS, Wolfe JHN. Experimental evidence to support the use of interposition vein collars/patches in distal PTFE anastomoses. *Eur J Vasc Surg*. 1990;4:95-101.
 173. Ueda K, Mukai T, Ichinose S, Koyama Y, Takakuda K. Bioabsorbable device for small-caliber vessel anastomosis. *Microsurgery*. 2010 Sep;30(6):494-501.
 174. Une D, Kulik A, Voisine P, Le May M, Ruel M. Correlates of Saphenous Vein Graft Hyperplasia and Occlusion 1 Year After Coronary Artery Bypass

Grafting Analysis From the CASCADE Randomized Trial Circulation. 2013;128:S213-S218.

175. Uzarski JS, Scott EW, McFetridge PS. Adaptation of endothelial cells to physiologically modeled, variable shear stress. PLoS One. 2013;8(2):e57004.

176. Vieira de Melo RM, Hueb W, Rezende PC. Comparison between off-pump and on-pump coronary artery bypass grafting in patients with severe lesions at the circumflex artery territory: 5-year follow-up of the MASS III trial. Eur J Cardiothorac Surg. 2015 Mar;47(3):455-8.

177. Vimmr J, Jonášová A, Bublík O. Numerical analysis of non-Newtonian blood flow and wall shear stress in realistic single, double and triple aorto-coronary bypasses. Int J Numer Method Biomed Eng. 2013 Oct;29(10): 1057-81.

178. Wallitt EJ, Jevon M, Hornick PI. Therapeutics of vein graft intimal hyperplasia: 100 years on. Ann Thorac Surg. 2007 Jul;84(1):317-23.

179. Wang D, Uhrin P, Mocan A, Waltenberger B, Breuss JM. Vascular smooth muscle cell proliferation as a therapeutic target. Part 1: molecular targets and pathways. Biotechnol Adv. 2018 Nov 1;36(6):1586-607.

180. Wang QQ, Ping BH, Xu QB, Wang W. Rheological effects of blood in a nonplanar distal end-to-side anastomosis. J Biomech Eng. 2008 Oct;130(5):051009.

181. Xiong FL, Chong CK. A parametric numerical investigation on haemodynamics in distal coronary anastomoses. Med Eng Phys. 2008 Apr;30(3):311-20.

182. Xiong FL, Chong CK. Numerical study of the influence of anastomotic configuration on hemodynamics in miller cuff models. Ann Biomed Eng. 2009 Feb;37(2):301-14.

183. Yamane Y, Uchida N, Okubo S, Morimoto H, Mukai S. Impact of the size mismatch between saphenous vein graft and coronary artery on graft patency. Gen Thorac Cardiovasc Surg. 2017;65(1):25-31.

184. Yap CH, Sposato L, Akowuah E, Theodore S, Dinh DT, Shardey GC, et al. Contemporary results show repeat coronary artery bypass grafting remains a risk factor for operative mortality. Ann Thorac Surg. 2009;87(5):1386-91.

185. Yau JM, Alexander JH, Hafley G, Mahaffey KW, Mack MJ, Kouchoukos N, et al. Impact of perioperative myocardial infarction on angiographic and clinical outcomes following coronary artery bypass grafting (from PProject of Ex-vivo Vein graft ENgineering via Transfection [PREVENT] IV). *Am J Cardiol*. 2008 Sep 1;102(5):546-51.
186. Zahab ZE, Divo E, Kassab A: Minimisation of the wall shear stress gradients in bypass grafts anastomoses using meshless CFD and genetic algorithms optimisation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2010;13:35-47.
187. Zarifis J, Grammatikou V, Kallistratos M, Katsivas A. Antianginal Efficacy of Ivabradine in Patients With History of Coronary Revascularization *Angiology*. 2017 Jan;68(1):10-8.
188. Zhang B, Gu J, Qian M, Niu L, Zhou H, Ghista D. Correlation between quantitative analysis of wall shear stress and intima-media thickness in atherosclerosis development in carotid arteries. *Biomed Eng Online*. 2017 Dec 6;16(1):137.
189. Zhao DX, Leacche M, Balaguer JM. Routine intraoperative completion angiography after coronary artery bypass grafting and 1-stop hybrid revascularization results from a fully integrated hybrid catheterization laboratory/operating room. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53(3):232-41.

ДОДАТОК А

АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ (Сканкопії)

2

Затверджую

Головний лікар ДУ «Національний інститут
серцево-судинної хірургії імені
М.М. Амосова НАМН України»
Д-м.н. Сіромаха С.О.



3 червня 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: *Спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу*
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки: *ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України», відділення хірургічного лікування хірургічного лікування ішемічної хвороби серця. Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.*
3. Джерело інформації (назва, рік видання, метод рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук, публікацій, патенту тощо) *Пат. 96886 Україна, МПК А 61 В 17/11 (2006.01) G01P 5/00. Спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу/ Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.; заявник і патентоутримувач Національний інститут серцево-судинної хірургії АМН України, НІССХ ім. М. М. Амосова НАМН України, № у 2014 08893; заявл. 06.08.2014; опубл. 25.02.2015, Бюл. № 4.*
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка: *ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України».*
5. Термін впровадження *2017-2019 рр.*
6. Загальна кількість спостережень: *32 випадки*
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект) *Впровадження способу порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу дозволило встановлювати оптимальні параметри їх виконання*
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) *Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних центрів/відділень*

Відповідальний за впровадження
завідувач відділення екстреної та невідкладної хірургії

“3” червня 20__р.

Руденко М.Л.

Затверджую
Головний лікар ДУ «Національний інститут
серцево-судинної хірургії імені
М.М. Амосова НАМН України»
М.М. Амосова, М.М. Амосова С.О.



3 червня 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: *Спосіб моделювання коронарного анастомозу*
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки: *ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України», відділ хірургічного лікування хірургічного лікування ішемічної хвороби серця. Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.*
3. Джерело інформації (назва, рік видання, метод рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук, публікацій, патенту тощо). *Пат. на винахід 111109 Україна, МПК А 61 В 17/11 (2006.01) G09В 23/30 (2006.01) (2016). Спосіб моделювання коронарного анастомозу/ Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.; заявник і патентоутримувач інститут серцево-судинної хірургії АМН України, НІССХ ім. М. М. Амосова НАМН України, № и 2010 05410; заявл. 06.08.14; опубл. 10.02.15. Бюл. № 3.*
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка: *ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМНУ»*
5. Термін впровадження *2017-2019 рр.*
6. Загальна кількість спостережень: *33 випадки*
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект) *Впровадження способу моделювання коронарного анастомозу дозволило досліджувати внутрішню будову коронарних анастомозів для визначення оптимальних параметрів їх виконання*
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) *Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних центрів/відділень*

Відповідальний за впровадження
зав. відділення екстреної та невідкладної хірургії

“3” червня 2019 р.

[Signature] Руденко М.Л.

3

Затверджую

Головний лікар ДУ «Науково-практичний
медичний центр дитячої кардіології та
кардіохірургії МОЗ України»,
д.мед.н. Жовнір В.А.

10 червня 2019р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. Назва наукової розробки для впровадження: *Спосіб моделювання коронарного анастомозу*
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки: *ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України», відділ хірургічного лікування хірургічного лікування ішемічної хвороби серця. Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.*
3. Джерело інформації (назва, рік видання, метод рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук, публікацій, патенту тощо). *Пат. на винахід 111109 Україна, МПК А 61 В 17/11 (2006.01) G09В 23/30 (2006.01) (2016). Спосіб моделювання коронарного анастомозу/ Сало С.В., Руденко А.В., Галич С.С., Гаврилишин А.Ю.; заявник і патентотримувач інститут серцево-судинної хірургії АМН України, НІССХ ім. М. М. Амосова НАМН України, № и 2010 05410; заявл. 06.08.14; опубл. 10.02.15, Бюл. № 3.*
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка: *ДУ «Науково-практичний медичний центр дитячої кардіології та кардіохірургії МОЗ України»*
5. Термін впровадження *2018-2019 рр.*
6. Загальна кількість спостережень: *23 випадки*
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект) *Впровадження способу моделювання коронарного анастомозу дозволило дослідити внутрішню будову коронарних анастомозів для визначення оптимальних параметрів їх виконання*
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) *Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних центрів/відділень*

Відповідальний за впровадження,
завідувач відділення вроджених та набутих вад у дітей та дорослих

6 червня 2019 р.

Варбанець С.В.

ДОДАТОК Б
СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ ТА ВІДОМОСТІ
ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Galych S, Solomka S, Batsak B, Rudenko A, Starodub U. Internal mammary artery with side-branch. Asian Cardiovasc Thorac Annals. 2017;25(3):210-2. DOI: <https://doi.org/10.1177%2F0218492315607150>.
2. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Влияние угла между шунтом и коронарной артерией на объемную скорость кровотока через коронарный анастомоз. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019;1:50-6.
3. Руденко АВ, Захарова ВП, Галич СС. Миниинвазивный способ выделения большой подкожной вены с использованием ларингоскопа. Серце і судини. 2010;3(31):54-8.
4. Галич СС, Федорова ЛС. Влияние методики выполнения сосудистого анастомоза на величину об'ємного кровотока через него. Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; вип. 21:71-5.
5. Руденко АВ, Сало СВ, Галич СС, Гаврилишин АЮ. Использование ультразвукового внутрисосудистого исследования (IVUS) для определения оптимальных условий формирования коронарного анастомоза. Вісник серцево-судинної хірургії. 2015; вип. 23:219-23.
6. Галич СС, Руденко АВ, Настенко ЕА, Стародуб ЮС. Зависимость об'ємного тока крови через коронарные анастомозы от техники наложения шва и шовного материала. Вісник серцево-судинної хірургії. 2018; вип. 4:22-26.
7. Пат. на винахід 111109 Україна, МПК G 09 B 23/30, A 61 B 17/11. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова

Національної академії медичних наук України". – № а201408894; заявл. 06.08.14; опубл. 25.03.16, Бюл. № 6.

8. Пат. на корисну модель 96886 Україна, МПК: А 61 В 17/11, G 01 Р 13/00, G 01 Р 5/00. Спосіб порівняльного дослідження функціональних характеристик різних конфігурацій коронарного анастомозу / Гаврилишин А.Ю., Сало С.В., Галич С.С., Руденко А.В.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408893; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. № 4.

9. Пат. на корисну модель 96887 Україна, МПК: А 61 В 17/11, G 09 В 23/28. Спосіб моделювання коронарного анастомозу / Руденко А.В., Галич С.С., Сало С.В., Гаврилишин А.Ю.; заявитель та патентовласник Державна установа "Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України". – № u201408895; заявл. 06.08.14; опубл. 25.02.15, Бюл. 4.

Результати досліджень були оприлюднені на V конгресі серцево-судинних хірургів України і Польщі «Актуальні питання серцево-судинної хірургії» (Ужгород, 2013 р., усна доповідь) та на VII Українсько-польському з'їзді кардіохірургів «Прогресивні досягнення в кардіохірургії – обмін досвідом» (Івано-Франківськ, 2017 р., усна доповідь), на спільному засіданні Вченої Ради ДУ “Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України” та кафедри серцево-судинної хірургії Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика.