

ЧРЕСКОЖНЫЕ КОРОНАРНЫЕ ВМЕШАТЕЛЬСТВА – СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА: ЭВОЛЮЦИЯ СТЕНТОВ

^{1,2}Черняк А. А., ²Дешко М. С., ²Снежицкий В. А., ^{1,2}Янушко А. В., ¹Максимчик А. В.

¹Гродненский областной клинический кардиологический центр, Гродно, Беларусь

²Гродненский государственный медицинский университет, Гродно, Беларусь

Чрескожные коронарные вмешательства (ЧКВ) получили широкое распространение в лечении острых и хронических форм ишемической болезни сердца (ИБС) благодаря положительному эффекту на прогноз (снижение смертности) и качество жизни (толерантность к физической нагрузке) пациентов с коронарным атеросклерозом. Коронарная ангиопластика неизбежно ведет к повреждению сосудистой стенки, активации воспаления и пролиферации клеток в зоне имплантации стента. Тромбоз стента и рестеноз внутри стента ограничивают эффективность ЧКВ, могут быть причиной рецидива симптомов стенокардии, развития инфаркта миокарда и летального исхода, порождают необходимость повторной реваскуляризации миокарда. Начиная с первой процедуры ангиопластики по настоящее время совершенствование технологий производства стентов направлено на снижение риска осложнений ЧКВ и долговременную эффективность стентирования. В статье обсуждаются технические аспекты и эволюция стентов и ЧКВ, современные технологии, преимущества и недостатки интервенционного лечения пациентов с ИБС.

Ключевые слова: атеросклероз коронарных артерий, коронарная ангиопластика, коронарное стентирование, стенты, тромбоз стента, рестеноз внутри стента.

Для цитирования: Чрескожные коронарные вмешательства – современное состояние вопроса: эволюция стентов / А. А. Черняк, М. С. Дешко, В. А. Снежицкий, А. В. Янушко, А. В. Максимчик // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2020. Т. 18, № 4. С. 365-374. <http://dx.doi.org/10.25298/2221-8785-2020-18-4-365-374>

Проблема коронарного атеросклероза

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) во всем мире – ведущая причина заболеваемости и смертности среди лиц трудоспособного возраста, представляющая большое социально-экономическое бремя [1]. Беларусь занимает одну из лидирующих позиций в Европе по данному заболеванию. В 2017 г. число новых случаев и распространенность ИБС, стандартизованные по возрасту, составили 259 и 2021 среди женщин, 520 и 3677 среди мужчин на 100 тысяч населения, соответственно. В Беларуси в 2014 г. ИБС была причиной более 48 тысяч смертей, в том числе значительное число преждевременных, составив 39,3% (мужчины) и 41,3% (женщины) в структуре общей смертности [1].

На фоне атеросклеротических процессов в сосудистой интиме происходит сужение внутреннего диаметра коронарных артерий, которое приводит к ишемии миокарда и приступам стенокардии. Длительное время при неэффективности антиангинальной терапии пациентам выполнялось аортокоронарное шунтирование, но развитие малоинвазивной техники сделало интервенционное лечение неотъемлемой составляющей в оказании помощи пациентам с ИБС [2].

Использование чрескожных коронарных вмешательств (ЧКВ) позволило существенно улучшить статистику смертности у пациентов с сердечно-сосудистой патологией. Методы коронароангиографии и оценки функционального резерва кровотока дают возможность объективно оценить локализацию и степень сужения сосудов. Хроническая окклюзия артерий наблюдается примерно у 20% пациентов с ИБС, согласно результатам селективной ангиографии. Восстановление проходимости сосудов посредством ЧКВ улучшает клинические перспективы паци-

ента. При этом нормализуется функция левого желудочка, снижается частота и выраженность приступов стенокардии, уменьшается вероятность развития инфаркта миокарда (ИМ), исчезает необходимость в аортокоронарном шунтировании, повышается выживаемость пациентов независимо от наличия коллатералей.

В современной клинической практике все этапы баллонной коронаропластики и стентирования выполняются под ангиографическим наблюдением. Доступ обеспечивается через лучевую или бедренную артерию. В сосуд вводят интродьюсер, через который осуществляют катетеризацию нужной коронарной артерии атравматичным катетером с коронарным проводником. По проводнику в свою очередь доставляют баллон (рис. 1), раздуваемый под контролем манометра. После расширения артерии для сохранения широкого внутреннего просвета имплантируют стент (рис. 2), в ряде случаев – несколько последовательных стентов, и такой протяженный участок подвергается существенному риску позднего тромбоза стента (ТС) и рестеноза [3]. Конструктивно различают несколько вариантов стентов. Современные стенты содержат цитостатики (например, эверолимус, зотаролимус), препятствующие гиперплазии интимы сосуда и развитию рестеноза внутри коронарного стента. После окончания вмешательства пациенту назначают антитромботическую терапию с целью минимизировать риск ТС и ассоциированного с ним ИМ [4]. Подробнее антитромботическая терапия обсуждается в соответствующем разделе.

История возникновения и развития техники чрескожного коронарного вмешательства

Впервые баллонную коронарную ангиопластику провел Андреас Грюнциг 16 сентября 1977 г. [5]. Широкое внедрение метода сразу

выявило его недостатки: ТС и острую окклюзию, вызванную эластической отдачей сосудов у 5-10% пациентов сразу после вмешательства. Кроме того, была зафиксирована пролиферация сосудистой интимы с рестенозом у 30% пациентов в первые полгода после процедуры [6, 7].

Чтобы устранить недостатки этого метода, Sigwart et al. разработали и имплантировали в 1986 г. первый саморасширяющийся металлический стент после баллонной ангиопластики – Wallstent (Schneider AG, Швейцария) [8]. Эта модель в 1987 г. стала первым одобренным для применения в США стентом. Усовершенствованная технология снизила эластическую отдачу, однако сохранялись проблемы ТС и рестеноза. Несмотря на эти недостатки, коронарное стентирование становилось стандартом медицинской помощи при ИБС, поскольку его результаты превосходили таковые при выполнении баллонной ангиопластики без стентирования [9,10].

Изследование клеточных и молекулярных механизмов, лежащих в основе сосудистого ответа на ангиопластику и стентирование, обнаружило разрушение слоя эндотелиальных клеток и запуск цепи патологических процессов, способствующих ТС и рестенозу. Повреждение внутренней стенки сосуда приводит к активации и агрегации тромбоцитов, инфильтрации лейкоцитов и моноцитов в районе нарушения целостности эндотелиального слоя. Формирующийся воспалительный ответ провоцирует неинтимальную пролиферацию. Тромбоциты и клетки воспаления выделяют факторы роста, цитокины и хемокины, индуцируют макрофагальный фагоцитоз. Макрофаги поглощают клеточный дебрис, индуцируют миграцию и пролиферацию «спящих» гладкомышечных клеток в сосудистой стенке. Процессы изменения фенотипа гладкомышечных клеток с миграцией их в интиму и отложением внеклеточного матрикса лежат в основе гиперплазии стенки артерии, развивающейся при стентировании [11].

Появление стентов с лекарственным покрытием было обусловлено необходимостью уменьшить гиперплазию эндотелия сосудов. На моделях животных показано, что такие антипролиферативные препараты, как сиролимус (рапамицин) и паклитаксел, при нанесении на поверхность стентов существенно снижали гиперплазию интимы, пролиферацию и миграцию гладкомышечных клеток. Сиролимус является сильным противогрибковым иммунодепрессивным и антипролиферативным средством. Проходя через внутриклеточную мембрану, сиролимус связывается с внутриклеточным 12-кДа FK506-связывающим белком FKBP12, к которому имеет высокую аффинность (50% подавляющая концентрация для ингибирования mTORC1 находится в наномолярном диапазоне). FKBP12 угнетает активность комплекса mTORC1 – внутриклеточного мультимолекулярного сигнального комплекса, основной субъединицей которого является серин-треониновая протеинкиназа mTOR (мишень рапамицина млекопитающих),

участвующая в регуляции клеточного роста [6]. Это в свою очередь приводит к снижению фосфорилирования регуляторов трансляции 4E-связывающего белка 1 (4EBP-1) и S6-киназы (S6K1), а затем – к снижению экспрессии регуляторов клеточного цикла циклина D1, E, B1, а также циклин-зависимых киназ CDK4 и CDK2 и к повышению уровня циклин-зависимого ингибитора киназ p27(Kip1), останавливая клеточный цикл на стадии G1 [12].

В 1999 г. Эдуардо Соуза имплантировал первый стент с покрытием сиролимусом. Как показали дальнейшие исследования, этот стент имел преимущества перед своими предшественниками, поскольку подавлял пролиферацию и улучшал параметры реваскуляризации, однако его установка приводила к повышенному риску ТС, в результате чего в схему лечения добавили усиленную антиагрегантную терапию [13]. Увеличение тромбообразования является следствием нарушения целостности эндотелиального слоя, а элюирование цитостатических препаратов затрудняет регенерацию эндотелия и увеличивает время эндотелизации стента [9].

С момента начала использования стенты с лекарственным покрытием претерпели определенные изменения. Вместо стентов из нержавеющей стали с толщиной страт более 130 мкм начали использоваться изделия из сплавов кобальт-хрома или платины-хрома, которые позволили сделать страты стентов тоньше, не теряя радиальную прочность, и при этом улучшить качество визуализации в силу более высокой рентгеноконтрастности новых сплавов. Кроме паклитакселя и сиролимуса, которые использовались в стентах первого поколения Taxus (Boston Scientific, США) и Cypher (Cordis, Jonson & Jonson, США) – его производные с улучшенными липофильными свойствами, благодаря которым препарат лучше поступает в стенку сосуда – эверолимус и зотаролимус. Стенты второго поколения имели более высокие показатели восстановления кровотока в области установки, низкую частоту и выраженность тромбообразования. Так, в мета-анализе 14 исследований (13434 пациента), в которых сравнивали эверолимус- и сиролимус-элюирующие стенты, шансы развития ТС были на 44% ниже (отношение шансов [ОШ] 0,56, 95% доверительный интервал [ДИ] 0,35-0,90), а реваскуляризация целевого стеноза – на 17% ниже (ОШ 0,83, 95% ДИ 0,70-0,98) [14]. Эффективность и безопасность применения зотаролимус-элюирующих стентов не различалась по сравнению с эверолимус-элюирующими стентами [15]. По вышеописанным причинам, очевидно, голометаллические (непокрытые) стенты уступали новым стентам с лекарственным покрытием [16].

Также были созданы стенты с покрытием на основе биоразлагаемых полимеров, которые по характеристикам сходны со стентами с лекарственным покрытием второго поколения. Так, стент BioMatrix (Biosensors International, Сингапур) – кобальт-хромовый стент с биоразлагаемым покрытием с умиролимусом (биолимус

А9) в исследовании LEADERS (Limus Eluted From A Durable Versus ERodable Stent Coating) продемонстрировал сравнимые клинические и ангиографические результаты относительно сиролимус-элюирующего стента Cypher SELECT (Cordis, США) с постоянным покрытием через 9 месяцев [17] и превосходящие результаты через 5 лет, в частности значимое снижение частоты позднего ТС – 0,7% и 2,5%, соответственно (относительный риск [ОР] 0,26, 95% ДИ 0,10-0,68) [18]. Такие эффекты связывают с наиболее высокой липофильностью умирлимуса среди антипролиферативных препаратов благодаря 2-этоксиэтил группе в позиции С (40) молекулы сиролимуса и использованием биоразлагаемого полимерного покрытия, которое растворяется в течение 6-9 месяцев, не препятствуя эндотелизации [19].

Не так давно появились полностью биоразрушаемые каркасы (скаффолды). Они выполняют свое назначение по поддержанию сосуда в «расправленном» состоянии и доставляют антипролиферативный препарат в течение определенного периода, необходимого для функциональной реставрации суженного участка, а затем постепенно без остатка резорбируются. Предполагалось, что такие стенты улучшают заживление сосудов после ЧКВ и способствуют восстановлению вазомоторной функции эндотелия коронарных артерий [20].

Биоразлагаемые, биосовместимые, термопластичные полимеры представлены полилактидом – полиэфиром, мономером которого является молочная кислота (может существовать в виде 3 стереоизомеров – L (PLLA), D (PDLA) и DL (PDLLA)). После имплантации полимер постепенно разлагается вследствие механического воздействия, температуры и гидролиза. Последний предполагает реакцию с водой, расщепление полимера до олиго- и мономеров; лактат постепенно превращается в пируват, который утилизируется в цикле Кребса до углекислого газа и воды [21]. Остатки материала фагоцитируются макрофагами с привлечением других клеток воспаления, вызывающих локальную воспалительную реакцию. Вместе с тем использование полилактидов в качестве полимера связывают с нарушением вазомоторной функции эндотелия – патологической вазоконстрикцией – после имплантации стентов, как в ответ на воспалительную реакцию и активацию Rho-киназы [22].

Для достижения положительного результата реваскуляризации с использованием биоразлагаемых каркасов (БРК) требовалась максимально оптимальная техника имплантации стента: рекомендовалось избегать имплантации в сосудах с малым диаметром, адекватная подготовка зоны атеросклеротического сужения сосуда, рутинное использование постдилатации баллонами с сопротивлением высокому давлению, внутрикоронарная визуализация, длительная двойная антитромбоцитарная терапия [23]. Технические сложности, связанные с имплантацией БРК, могут иметь место в случае протяженных и би-

фуркационных стенозов, при острых коронарных синдромах вследствие коронаротромбоза, хронических окклюзиях, кальцинированных артериях, не отрицая при этом возможные положительные эффекты с точки зрения физиологии коронарных артерий [23]. Таким образом, сравнительно небольшое число пациентов, исходя из клинических характеристик и особенностей атеросклеротического поражения коронарных артерий, априори подходило для имплантации биорезорбируемых каркасов.

Как следствие, в клинических исследованиях биоразлагаемые каркасы (Absorb, Abbott Vascular, США) по сравнению с металлическими стентами с покрытием эверолимусом (Xience, Abbott Vascular, США), которые включали пациентов с несложным с точки зрения реваскуляризации атеросклеротическим процессом (исследования предусматривали большое количество клинических и ангиографических критериев исключения), была продемонстрирована сравнимая частота неблагоприятных сердечно-сосудистых исходов. Например, в исследовании ABSORB II по результатам наблюдения в течение 1 года – 4,8% и 3,0% ($p=0,35$), включая ИМ (4,2% и 1,2%, $p=0,07$) и реваскуляризацию целевого сосуда (1,2% и 1,8%, $p=0,69$) для скаффолдов и эверолимус-покрытых стентов, соответственно [24]. Не получены и преимущества относительно вазомоторной функции и поздней потери просвета стента, которые служили первичными точками в исследовании [24]. Однолетнее наблюдение в исследовании ABSORB III показало сравнимые результаты исходов при использовании скаффолдов и стентов с лекарственным покрытием – неэффективная реваскуляризация имела место в 7,8% случаях в группе Absorb и 6,1% – в группе Xience. Частота смерти от сердечно-сосудистых причин, ИМ, ассоциированного с целевым сосудом, и реваскуляризация целевого сосуда, связанная с ишемией, не различались [25]. Однако более длительное наблюдение пациентов в указанных исследованиях все же показало более высокую частоту неблагоприятных исходов при использовании биоразлагаемых стентов [26]. В дополнение в исследовании AIDA у пациентов, стентированных Absorb, чаще имел место ТС – 3,5% по сравнению с 0,9%; ОР 3,87; 95% ДИ 1,78-8,42) [27].

Новые результаты привели к изданию управлением по надзору за продуктами питания и лекарственными средствами США (FDA) предупреждения о мерах безопасности при использовании биоразлагаемых каркасов Absorb, по снижению и прекращению их использования в реальной клинической практике [28].

Идея применения биоразрушаемых каркасов привела к разработке не только скаффолдов на основе полимеров, но и металлических биоразлагаемых стентов, например магния. Магний в таких стентах, взаимодействуя с ионами кальция, фосфора и водой, образует оксид магния и гидроксипатит, резорбируемые далее макрофагами. Примером такого стента может быть Magmaris (Biotronik, Германия), скаффолд из

магния с PLLA покрытием. Биоразрушаемые металлические каркасы имеют большую радиальную прочность, чем полимерные скаффолды, в меньшей степени подвержены феномену эластической отдачи стенки сосуда. В клинических исследованиях BIOSOLVE-II и BIOSOLVE-III несостоятельность целевого стеноза составила 3,3% в отсутствие ТС через 1 год после ЧКВ [29].

Промежуточные результаты многоцентрового регистра BIOSOLVE-IV (анализ данных 400 пациентов) соотносятся с результатами ранее завершенных исследований – частота несостоятельности целевого поражения через 12 месяцев составила 4,3%, ТС имел место в 1 случае, т. е. эффективность и безопасность аналогична современным постоянным стентам, например, в сравнении с сиролимус-выделяющим стентом Orsiro (Biotronik, Германия) [30].

Таким образом полностью биоразлагаемые стенты в клинической практике (вне клинических испытаний) в настоящее время не используются из-за высокой вероятности тромбообразования, продолжаются работы по усовершенствованию технологии в целях повышения безопасности и улучшения клинического результата [10].

Классификация стентов и технология их изготовления

Последние поколения стентов с лекарственным покрытием обладают высокой способностью к доставке препаратов (в своей конструкции они содержат биосовместимые и абсорбируемые полимеры), характеризуются высокими показателями безопасности и эффективности [10]. По механизму расширения в просвете артерии стенты классифицируются на расширяемые баллоном и саморасширяющиеся. В первом случае стенты позиционируются с использованием системы доставки стента, а затем разворачиваются путем надувания расширенного баллона. Саморасширяющиеся стенты изготавливаются в своем полном размере, но внутрь сосуда доставляются катетером в сжатом виде, а затем разворачиваются и принимают первоначальный размер [31]. Расширяемые баллоном стенты могут быть точно размещены в целевом локусе, в то время как саморасширяющиеся сложнее устанавливать из-за самостоятельного развертывания по радиальной и продольной оси. Большинство расширяющихся стентов изготовлены из никель-титанового сплава. Расширяемые баллоном стенты после имплантации принимают окончательную форму и не способны подстраиваться под изменяющийся размер сосуда. По этой причине их стараются не устанавливать при аневризмах, в эктатических локусах, в сосудах с тромбами и в тех артериях, которые сужаются в проксимальном или дистальном направлении. В этом случае используют саморасширяющиеся стенты [32].

Для изготовления стента используют биосовместимые сплавы для того, чтобы избежать иммунный ответ и коррозию. Если металл не отвечает указанным требованиям, это приводит к воспалению и последующему рестенозу. Боль-

шое значение придается таким характеристикам, как коэффициент упругости, модуль текучести, предельная прочность на разрыв. Коронарные стенты подвергаются множественным воздействиям в ходе сердечного сокращения и должны противостоять деформации, сохраняя свои свойства продолжительное время. Первые металлические стенты без покрытия состояли из сплава марки 3116L SS, включающего железо, никель, хром и молибден [33]. Этот состав удовлетворял требованиям к стентам, однако высокое содержание железа ограничивало возможность выполнения магнитно-резонансной томографии, если пациент нуждался в таком исследовании. Кроме того, сплав не обеспечивал возможности лекарственной доставки, использование таких стентов часто сопровождалось развитием рестеноза. Позже стали использовать материал кобальт-хром, который обладал повышенной прочностью, что позволяло создавать более тонкие стенки, устойчивые к деформации. Это дало возможность увеличивать внутренний диаметр стента и уменьшать частоту рестеноза. Также были созданы платиново-хромовые изделия с более высокой прочностью [10].

По строению и структуре каркаса стенты делятся на катушки, щелевые трубки и модульные трубки. Катушечные стенты сделаны из тонкой проволоки, скрученной в катушку: они гибкие, но имеют слабую радиальную прочность, что часто приводит к рестенозу. Щелевые трубки изначально формируются в виде металлической трубки, а затем лазерной обработкой наносится соответствующий дизайн: у этих стентов большая радиальная устойчивость, но меньше гибкость и способность к доставке препаратов. Модульные кольцевые стенты появились не так давно и представляют собой несколько повторяющихся модулей, слияние которых создает трубку стента: такая модернизация обеспечивает гибкость и доступ к боковым ветвям [32]. Модульные стенты могут иметь открытые ячейки (связаны друг с другом не со всех сторон) и закрытые. Последние препятствуют выпадению атеросклеротических бляшек и обладают повышенным радиальным сопротивлением. На сегодняшний день в основном используют модульные стенты с открытыми ячейками.

Необходимость подавлять гиперплазию стенки сосуда из-за пролиферации гладкомышечных клеток послужила предпосылкой к созданию стентов с лекарственным покрытием. Для этого в конструкцию стента ввели биосовместимые полимеры, которые длительное время освобождали цитостатический препарат в окружающую среду. В самых первых стентах с покрытием (Cypher, Taxus) использовали такие полимеры, как полиэтилен-винилацетат и поли-N-бутилметакрилат. Современные стенты включают биосовместимые полимеры: поливинилиденфторид, гексафторпропилен, поливинилпирролидон. Несмотря на их хорошую переносимость, эти материалы способны вызывать воспаление и ранний неатеросклероз, замедляя заживление и повышая риск ТС. В результате выявления таких по-

бочных эффектов начали разрабатывать принципиально новые стенты с биоразлагаемыми полимерами. Первым разрешенным к применению в США стентом с биоразлагаемым покрытием был Synergy (Boston Scientific, США), каркас которого выполнен из сплава платины и хрома, а аблюминальная поверхность покрыта биodeградируемым полимером (поли-D,L-лактид-ко-гликолид, PDLGA), выделяющим эверолимус. Предполагалось, что тонкое (4 мкм) покрытие только со стороны сосудистой стенки, рассчитанное на 3 месяца, приведет к более быстрому заживлению сосудистой стенки и снижению частоты осложнений, связанных со стентированием [10]. Тем не менее, клинические испытания не смогли выявить достоверной разницы в эффективности и безопасности между долговечными и биоразлагаемыми полимерами. В исследование EVOLVE II были включены пациенты с хронической ИБС и ОКС без подъема сегмента ST ≤ 3 стенозами нативных коронарных артерий (диаметр $\geq 2,25$ – $\leq 4,00$ мм; протяженность ≤ 34 мм) в ≤ 2 крупных эпикардиальных ветвях. В течение 12 месяцев частота несостоятельности целевого поражения (первичная точка) не различалась в группе пациентов, которым выполнялось ЧКВ с использованием Synergy по сравнению с группой, в которой также использовались стенты с эверолимусом в качестве лекарственного покрытия, но неразлагаемым полимером (PROMUS Element Plus, Boston Scientific, США) – 6,7 и 6,5%, соответственно, как и реваскуляризация целевого стеноза на основе клинических проявлений (2,6 и 1,7%, соответственно) и вероятный или подтвержденный ТС (0,4 и 0,6%, соответственно) [34].

По результатам 5-летнего наблюдения частота первичной точки не различалась в группах пациентов с использованием Synergy и PROMUS Element Plus – 14,3 и 14,2%, соответственно, в том числе в группе пациентов с сахарным диабетом. Частота ТС была одинаковой независимо от используемого стента и составила менее 1%; смертность от сердечно-сосудистых заболеваний, ИМ, необходимость повторной реваскуляризации также не различались [35].

Сравнивая Synergy и другой эверолимус-элюирующий стент с постоянным покрытием Xience Prime (Abbott Vascular, США), получили одинаковые значения неоинтимального заживления, покрытия, прилегания страт обоих исследуемых стентов через 3 месяца после стентирования ствола левой коронарной артерии по результатам оптической когерентной томографии [36].

Несмотря на сравнимые результаты ЧКВ с использованием стентов с постоянным покрытием, технология представляет интерес, число стентов с биоразлагаемым полимерным покрытием растет [37].

Показания и противопоказания к селективной коронарографии

В целом коронарография применяется в трех клинических ситуациях:

- во-первых, чтобы установить наличие (если диагноз не точен и ИБС нельзя исключить на основании данных неинвазивных методов исследований) ишемической болезни сердца и степень выраженности и распространенности обструкции коронарного кровотока (при установленном диагнозе ИБС);
- во-вторых, при выборе методов прямой реваскуляризации миокарда;
- в-третьих, для оценки результатов лечения (медикаментозного или оперативного, включая рентгено-эндоваскулярное), прогрессирования или регрессирования коронарного атеросклероза.

Абсолютных противопоказаний к коронарографии нет. Относительные противопоказания к коронарографии: острая почечная недостаточность, хроническая почечная недостаточность, продолжающееся желудочно-кишечное кровотечение, лихорадка неясного генеза, возможно инфекционного, нелеченый активный инфекционный процесс, острый инсульт, тяжелая форма анемии, злокачественная неконтролируемая артериальная гипертензия, выраженные электролитные нарушения, отсутствие контакта с пациентом в связи с психологическим состоянием или тяжелым заболеванием, тяжелая сопутствующая патология, при которой коронарография может осложнить течение заболевания, отказ пациента от необходимого дальнейшего лечения (коронарная ангиопластика, аортокоронарное шунтирование, протезирование клапана), дигитальная интоксикация, документированная анафилактическая реакция на контрастное вещество, тяжелые заболевания периферических сосудов, затрудняющие доступ в сосудистое русло, декомпенсированная застойная сердечная недостаточность или отек лёгких, тяжелая коагулопатия, эндокардит аортального клапана.

Следует учитывать, что большинство относительных противопоказаний к проведению коронарографии может носить временный или обратимый характер. Поэтому, если проведение коронарографии можно отсрочить, тем самым можно значительно уменьшить риск развития осложнений.

Подготовка пациентов к инвазивной процедуре

С целью структурирования информации, исключения ошибок в подготовке пациента к коронароангиографии, связанных с «человеческим фактором», повышения скорости подготовки новых сотрудников, взаимозаменяемости сотрудников, экономии рабочего времени на базе УЗ «Гродненский областной клинический кардиологический центр» разработан предваряющий процедуру контрольный список:

Предваряющий процедуру контрольный список

Ф. И. О. пациента _____
 № истории болезни _____
 Дата заполнения _____
 Планируемая процедура:
☐ коронароангиография
☐ ангиография грудного отдела аорты
☐ ангиография брюшного отдела аорты
☐ ангиография почечных артерий
☐ ангиография артерий нижних конечностей
☐ ангиография брахицефальных артерий
☐ ангиография и стентирование коронарных артерий
☐ ангиография и стентирование артерий нижних конечностей
☐ ангиография и стентирование брахицефальных артерий
 Выставлены показания к операции ☐

Получено информированное согласие пациента на операцию ☐
 Подготовлено операционное поле ☐
 Выполнена УЗ-диагностика ☐
 Определена группа крови ☐
 Выполнен анализ крови на ВИЧ-инфекцию ☐
 Выполнен анализ крови на маркеры вирусных гепатитов ☐
 Выполнен общий анализ крови ☐
 Выполнен общий анализ мочи ☐
 Выполнен биохимический анализ крови ☐
 Выполнена коагулограмма ☐
 Установлен аллергологический анамнез ☐
 Выполнено ФГДС ☐
 Принимал ли пациент аспирин в последние 24 часа? ☐ да ☐ нет
 Принимал ли пациент клопидогрел в последние 24 часа? ☐ да ☐ нет
 Принимал ли пациент метформин в последние 24 часа? ☐ да ☐ нет
 Принимал ли пациент НМГ в последние 24 часа? ☐ да ☐ нет
 Подпись и Ф. И. О. лечащего врача _____

Заключение

За 40 лет, прошедших с момента первого ЧКВ, технология прошла значительную эволюцию, позволившую ей стать более безопасной и в то же время существенно улучшить прогноз пациентов и качество жизни пациентов с ИБС.

Литература

1. European Society of Cardiology : Cardiovascular Disease Statistics 2019 / A. Timmis [et al.] // European Heart Journal. – 2020. – Vol. 41, № 1. – P. 12-85. – doi: 10.1093/eurheartj/ehz859.
2. 2018 ESC/EACTS Guidelines on myocardial revascularization / F. J. Neumann [et al.] // European Heart Journal. – 2019. – Vol. 40, № 2. – P. 87-165. – doi: 10.1093/eurheartj/ehy394.
3. The Relationship and Threshold of Stent Length with Regard to Risk of Stent Thrombosis after Drug-Eluting Stent Implantation / J. Suh [et al.] // JACC: Cardiovascular Interventions. – 2010. – Vol. 3, № 4. – P. 383-389. – doi: 10.1016/j.jcin.2009.10.033.
4. Clinical Outcomes of Successful Revascularization of Chronic Total Coronary Occlusions with Bioresorbable Vascular Scaffolds : A Systematic Review / R. Marchenko [et al.] // Cureus. – 2018. – Vol. 10, № 11. – P. e3647-e3647. – doi: 10.7759/cureus.3647.
5. Gruntzig, A. Transluminal dilatation of coronary-artery stenosis / A. Gruntzig // Lancet. – 1978. – Vol. 1, № 8058. – P. 263. – doi: 10.1016/s0140-6736(78)90500-7.
6. Gruntzig, A. R. Nonoperative dilatation of coronary-artery stenosis: percutaneous transluminal coronary angioplasty / A. R. Gruntzig, A. Senning, W. E. Siegenthaler // New England Journal of Medicine. – 1979. – Vol. 301, № 2. – P. 61-68. – doi: 10.1056/NEJM197907123010201.
7. Goebel, N. Control angiography after percutaneous transluminal dilatation of coronary artery stenosis / N. Goebel, A. Gruntzig, J. Wellauer // Annals Radiology (Paris). – 1980. – Vol. 23, № 4. – P. 273-274. – doi: 10.1056/NEJM197907123010201.
8. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty / U. Sigwart [et al.] // New England Journal of Medicine. – 1987. – Vol. 316, № 12. – P. 701-706. – doi: 10.1056/NEJM198703193161201.
9. Canfield, J. 40 Years of Percutaneous Coronary Intervention: History and Future Directions / J. Canfield, H. Totary-Jain // Journal of Personalized Medicine. – 2018. – Vol. 8, № 4. – P. 33. – doi: 10.3390/jpm8040033.
10. Schmidt, T. Coronary Stents: History, Design, and Construction / T. Schmidt, J. D. Abbott // Journal of Clinical Medicine. – 2018. – Vol. 7, № 6. – P. 126. – doi: 10.3390/jcm7060126.
11. Patterns and mechanisms of in-stent restenosis. A serial intravascular ultrasound study / R. Hoffmann [et al.] // Circulation. – 1996. – Vol. 94, № 6. – P. 1247-1254. – doi: 10.1161/01.cir.94.6.1247.
12. Habib, A. Antiproliferative Drugs for Restenosis Prevention / A. Habib, A. V. Finn // Interventional Cardiology Clinics. – 2016. – Vol. 5, № 3. – P. 321-329. – doi: 10.1016/j.iccl.2016.02.002.
13. Two-year angiographic and intravascular ultrasound follow-up after implantation of sirolimus-eluting stents in human coronary arteries / J. E. Sousa [et al.] // Circulation. – 2003. – Vol. 107, № 3. – P. 381-383. – doi: 10.1161/01.cir.0000051720.59095.6d.
14. Meta-Analysis of Long-Term Clinical Outcomes of Everolimus-Eluting Stents / T. Toyota [et al.] // American Journal of Cardiology. – 2015. – Vol. 116, № 2. – P. 187-194. – doi: 10.1016/j.amjcard.2015.03.059.
15. Safety and efficacy of resolute zotarolimus-eluting stents compared with everolimus-eluting stents : a meta-analysis / R. Piccolo [et al.] // Circulation: Cardiovascular Interventions. – 2015. – Vol. 8, № 4. – P. e002223. – doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.114.002223.
16. Long-Term Safety of Drug-Eluting and Bare-Metal Stents / T. Palmerini [et al.] // Journal of the American College of Cardiology. – 2015. – Vol. 65, № 23. – P. 2496-2507. – doi: 10.1016/j.jacc.2015.04.017.
17. Biolimus-eluting stent with biodegradable polymer versus sirolimus-eluting stent with durable polymer for coronary revascularisation (LEADERS): a randomised non-inferiority trial / S. Windecker [et al.] // Lancet. – 2008. – Vol. 372, № 9644. – P. 1163-1173. – doi: 10.1016/S0140-6736(08)61244-1.
18. Improved safety and reduction in stent thrombosis associated with biodegradable polymer-based biolimus-eluting stents versus durable polymer-based sirolimus-eluting stents in patients with coronary artery disease: final 5-year report of the LEADERS (Limus Eluted From A Durable

- Versus ERodable Stent Coating) randomized, noninferiority trial / P. W. Serruys [et al.] // *JACC: Cardiovascular Interventions*. – 2013. – Vol. 6, № 8. – P. 777-789. – doi: 10.1016/j.jcin.2013.04.011.
19. Grube, E. BioMatrix Biolimus A9-eluting coronary stent: a next-generation drug-eluting stent for coronary artery disease / E. Grube, L. Buellesfeld // *Expert Review of Medical Devices*. – 2006. – Vol. 3, № 6. – P. 731-741. – doi: 10.1586/17434440.3.6.731.
 20. A bioabsorbable everolimus-eluting coronary stent system for patients with single de-novo coronary artery lesions (ABSORB): a prospective open-label trial / J. A. Ormiston [et al.] // *Lancet*. – 2008. – Vol. 371, № 9616. – P. 899-907. – doi: 10.1016/s0140-6736(08)60415-8.
 21. Understanding the Impact of Stent and Scaffold Material and Strut Design on Coronary Artery Thrombosis from the Basic and Clinical Points of View / A. Sakamoto [et al.] // *Bioengineering (Basel)*. – 2018. – Vol. 5, № 3. – P. 71. – doi: 10.3390/bioengineering5030071.
 22. Beneficial Effects of a Novel Bioabsorbable Polymer Coating on Enhanced Coronary Vasoconstricting Responses After Drug-Eluting Stent Implantation in Pigs in Vivo / K. Nishimiya [et al.] // *JACC: Cardiovascular Interventions*. – 2016. – Vol. 9, № 3. – P. 281-291. – doi: 10.1016/j.jcin.2015.09.041.
 23. Contemporary practice and technical aspects in coronary intervention with bioresorbable scaffolds: a European perspective / C. Tamburino [et al.] // *EuroIntervention*. – 2015. – Vol. 11, № 1. – P. 45-52. – doi: 10.4244/EIJY15M01_05.
 24. Comparison of an everolimus-eluting bioresorbable scaffold with an everolimus-eluting metallic stent for the treatment of coronary artery stenosis (ABSORB II): a 3 year, randomised, controlled, single-blind, multicentre clinical trial / P. W. Serruys [et al.] // *Lancet*. – 2016. – Vol. 388, № 10059. – P. 2479-2491. – doi: 10.1016/S0140-6736(16)32050-5.
 25. Everolimus-Eluting Bioresorbable Scaffolds for Coronary Artery Disease / S. G. Ellis [et al.] // *New England Journal of Medicine*. – 2015. – Vol. 373, № 20. – P. 1905-1915. – doi: 10.1056/NEJMoa1509038.
 26. 3-Year Clinical Outcomes with Everolimus-Eluting Bioresorbable Coronary Scaffolds: The ABSORB III Trial / D. J. Kereiakes [et al.] // *Journal of the American College of Cardiology*. – 2017. – Vol. 70, № 23. – P. 2852-2862. – doi: 10.1016/j.jacc.2017.10.010.
 27. Bioresorbable Scaffolds versus Metallic Stents in Routine PCI / J. J. Wykrzykowska [et al.] // *New England Journal of Medicine*. – 2017. – Vol. 376, № 24. – P. 2319-2328. – doi: 10.1056/NEJMoa1614954.
 28. Uptake of Drug-Eluting Bioresorbable Vascular Scaffolds in Clinical Practice: An NCDR Registry to Practice Project / K. H. Chau [et al.] // *JAMA. Cardiology*. – 2019. – Vol. 4, № 6. – P. 564-568. – doi: 10.1001/jamacardio.2019.0388.
 29. Safety and clinical performance of a drug eluting absorbable metal scaffold in the treatment of subjects with de novo lesions in native coronary arteries: Pooled 12-month outcomes of BIOSOLVE-II and BIOSOLVE-III / M. Haude [et al.] // *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. – 2018. – Vol. 92, № 7. – P. E502-E511. – doi: 10.1002/ccd.27680.
 30. Comparison of clinical outcomes between Magmaris and Orsiro drug eluting stent at 12months: Pooled patient level analysis from BIOSOLVE II-III and BIOFLOW II trials / A. Hideo-Kajita [et al.] // *International Journal of Cardiology*. – 2020. – Vol. 300. – P. 60-65. – doi: 10.1016/j.ijcard.2019.11.003.
 31. Duerig, T. W. A comparison of balloon- and self-expanding stents / T. W. Duerig, M. Wholey // *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. – 2002. – Vol. 11, № 4. – P. 173-178. – doi: 10.1080/136457002760273386.
 32. Engineering aspects of stents design and their translation into clinical practice / G. Sangiorgi [et al.] // *Annali dell'Istituto Superiore di Sanità*. – 2007. – Vol. 43, № 1. – P. 89-100.
 33. Coronary stents: A materials perspective / G. Mani [et al.] // *Biomaterials*. – 2007. – Vol. 28, № 9. – P. 1689-1710. – doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.11.042.
 34. Efficacy and safety of a novel bioabsorbable polymer-coated, everolimus-eluting coronary stent: the EVOLVE II Randomized Trial / D. J. Kereiakes [et al.] // *Circulation: Cardiovascular Interventions*. – 2015. – Vol. 8, № 4. – P. e002372. – doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.114.002372.
 35. Clinical Outcomes Following Implantation of Thin-Strut, Bioabsorbable Polymer-Coated, Everolimus-Eluting SYNERGY Stents / D. J. Kereiakes [et al.] // *Circulation: Cardiovascular Interventions*. – 2019. – Vol. 12, № 9. – P. e008152. – doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.119.008152.
 36. Сравнительный анализ эндотелиального покрытия эверолимус-выделяющих стентов SYNERGY с биodeградируемым покрытием и XIENCE с постоянным полимером с помощью оптической когерентной томографии через 3 месяца после чрескожного коронарного вмешательства на стволе левой коронарной артерии / П. У. Ибрагимов [и др.] // *Патология кровообращения и кардиохирургия*. – 2017. – Vol. 21, № 4. – P. 59-68. – doi: 10.21688-1681-3472-2017-4-59-68.
 37. Current State of Bioabsorbable Polymer-Coated Drug-Eluting Stents / A. Akinapelli [et al.] // *Current Cardiology Reviews*. – 2017. – Vol. 13, № 2. – P. 139-154. – doi: 10.2174/1573403X12666161222155230.

References

1. Timmis A, Townsend N, Gale CP, Torbica A, Lettino M, Petersen SE, Mossialos EA, Maggioni AP, Kazakiewicz D, May HT, De Smedt D, Flather M, Zuhke L, Beltrame JF, Huculeci R, Tavazzi L, Hindricks G, Bax J, Casadei B, Achenbach S, Wright L, Vardas P. European Society of Cardiology: Cardiovascular Disease Statistics 2019. *European Heart Journal*. 2020;41(1):12-85. doi: 10.1093/eurheartj/ehz859.
2. Neumann FJ, Sousa-Uva M, Ahlsson A, Alfonso F, Banning AP, Benedetto U, Byrne RA, Collet JP, Falk V, Head SJ, Jüni P, Kastrati A, Koller A, Kristensen SD, Niebauer J, Richter DJ, Seferovic PM, Sibbing D, Stefanini GG, Windecker S, Yadav R, Zembala MO. 2018 ESC/EACTS Guidelines on myocardial revascularization. *European Heart Journal*. 2019;40(2):87-165. doi: 10.1093/eurheartj/ehy394.
3. Suh J, Park D-W, Lee J-Y, Jung IH, Lee S-W, Kim Y-H, Lee CW, Cheong S-S, Kim J-J, Park S-W, Park S-J. The Relationship and Threshold of Stent Length with Regard to Risk of Stent Thrombosis after Drug-Eluting Stent Implantation. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2010;3(4):383-389. doi: 10.1016/j.jcin.2009.10.033.
4. Marchenko R, Nazir S, Malla S, Donato A. Clinical Outcomes of Successful Revascularization of Chronic Total Coronary Occlusions with Bioresorbable

- Vascular Scaffolds: A Systematic Review. *Cureus*. 2018;10(11):e3647-e3647. doi: 10.7759/cureus.3647.
5. Gruntzig A. Transluminal dilatation of coronary-artery stenosis. *Lancet*. 1978;1(8058):263. doi: 10.1016/s0140-6736(78)90500-7.
 6. Gruntzig AR, Senning A, Siegenthaler WE. Nonoperative dilatation of coronary-artery stenosis: percutaneous transluminal coronary angioplasty. *New England Journal of Medicine*. 1979;301(2):61-68. doi: 10.1056/NEJM197907123010201.
 7. Goebel N, Gruntzig A, Wellauer J. Control angiography after percutaneous transluminal dilatation of coronary artery stenosis. *Annals Radiology (Paris)*. 1980;23(4):273-274. doi: 10.1056/NEJM197907123010201.
 8. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch V, Joffe F, Kappenberger L. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. *New England Journal of Medicine*. 1987;316(12):701-706. doi: 10.1056/NEJM198703193161201.
 9. Canfield J, Totary-Jain H. 40 Years of Percutaneous Coronary Intervention: History and Future Directions. *Journal of Personalized Medicine*. 2018;8(4):33. doi: 10.3390/jpm8040033.
 10. Schmidt T, Abbott JD. Coronary Stents: History, Design, and Construction. *Journal of Clinical Medicine*. 2018;7(6):126. doi: 10.3390/jcm7060126.
 11. Hoffmann R, Mintz GS, Dussaillant GR, Popma JJ, Pichard AD, Satler LF, Kent KM, Griffin J, Leon MB. Patterns and mechanisms of in-stent restenosis. A serial intravascular ultrasound study. *Circulation*. 1996;94(6):1247-1254. doi: 10.1161/01.cir.94.6.1247.
 12. Habib A, Finn AV. Antiproliferative Drugs for Restenosis Prevention. *Interventional Cardiology Clinics*. 2016;5(3):321-329. doi: 10.1016/j.iccl.2016.02.002.
 13. Sousa JE, Costa MA, Sousa AGMR, Abizaid AC, Seixas AC, Abizaid AS, Feres F, Mattos LA, Falotico R, Jaeger J, Popma JJ, Serruys PW. Two-year angiographic and intravascular ultrasound follow-up after implantation of sirolimus-eluting stents in human coronary arteries. *Circulation*. 2003;107(3):381-383. doi: 10.1161/01.cir.0000051720.59095.6d.
 14. Toyota T, Shiomi H, Morimoto T, Kimura T. Meta-Analysis of Long-Term Clinical Outcomes of Everolimus-Eluting Stents. *American Journal of Cardiology*. 2015;116(2):187-194. doi: 10.1016/j.amjcard.2015.03.059.
 15. Piccolo R, Stefanini GG, Franzoni A, Spitzer E, Blochlinger S, Heg D, Juni P, Windecker S. Safety and efficacy of resolute zotarolimus-eluting stents compared with everolimus-eluting stents: a meta-analysis. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2015;8(4):e002223. doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.114.002223.
 16. Palmerini T, Benedetto U, Biondi-Zoccai G, Della Riva D, Bacchi-Reggiani L, Smits PC, Vlachojannis GJ, Jensen LO, Christiansen EH, Berencsi K, Valgimigli M, Orlandi C, Petrou M, Rapezzi C, Stone GW. Long-Term Safety of Drug-Eluting and Bare-Metal Stents. *Journal of the American College of Cardiology*. 2015;65(23):2496-2507. doi: 10.1016/j.jacc.2015.04.017.
 17. Windecker S, Serruys PW, Wandel S, Buszman P, Trznadel S, Linke A, Lenk K, Ischinger T, Klauss V, Eberli F, Corti R, Wijns W, Morice MC, di Mario C, Davies S, van Geuns RJ, Eerdman P, van Es GA, Meier B, Juni P. Biolimus-eluting stent with biodegradable polymer versus sirolimus-eluting stent with durable polymer for coronary revascularisation (LEADERS): a randomised non-inferiority trial. *Lancet*. 2008;372(9644):1163-1173. doi: 10.1016/S0140-6736(08)61244-1.
 18. Serruys PW, Farooq V, Kalesan B, de Vries T, Buszman P, Linke A, Ischinger T, Klauss V, Eberli F, Wijns W, Morice MC, Di Mario C, Corti R, Antoni D, Sohn HY, Eerdman P, Rademaker-Havinga T, van Es GA, Meier B, Juni P, Windecker S. Improved safety and reduction in stent thrombosis associated with biodegradable polymer-based biolimus-eluting stents versus durable polymer-based sirolimus-eluting stents in patients with coronary artery disease: final 5-year report of the LEADERS (Limus Eluted From A Durable Versus ERodable Stent Coating) randomised, noninferiority trial. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2013;6(8):777-789. doi: 10.1016/j.jcin.2013.04.011.
 19. Grube E, Buellesfeld L. BioMatrix Biolimus A9-eluting coronary stent: a next-generation drug-eluting stent for coronary artery disease. *Expert Review of Medical Devices*. 2006;3(6):731-741. doi: 10.1586/17434440.3.6.731.
 20. Ormiston JA, Serruys PW, Regar E, Dudek D, Thuesen L, Webster MWI, Onuma Y, Garcia-Garcia HM, McGreevy R, Veldhof S. A bioabsorbable everolimus-eluting coronary stent system for patients with single de-novo coronary artery lesions (ABSORB): a prospective open-label trial. *Lancet*. 2008;371(9616):899-907. doi: 10.1016/s0140-6736(08)60415-8.
 21. Sakamoto A, Jinnouchi H, Torii S, Virmani R, Finn AV. Understanding the Impact of Stent and Scaffold Material and Strut Design on Coronary Artery Thrombosis from the Basic and Clinical Points of View. *Bioengineering (Basel)*. 2018;5(3):71. doi: 10.3390/bioengineering5030071.
 22. Nishimiya K, Matsumoto Y, Uzuka H, Ogata T, Hirano M, Shindo T, Hasebe Y, Tsuburaya R, Shiroto T, Takahashi J, Ito K, Shimokawa H. Beneficial Effects of a Novel Bioabsorbable Polymer Coating on Enhanced Coronary Vasoconstricting Responses after Drug-Eluting Stent Implantation in Pigs in Vivo. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2016;9(3):281-291. doi: 10.1016/j.jcin.2015.09.041.
 23. Tamburino C, Latib A, van Geuns R-J, Sabate M, Mehilli J, Gori T, Achenbach S, Alvarez MP, Nef H, Lesiak M, Di Mario C, Colombo A, Naber CK, Caramanno G, Capranzano P, Brugaletta S, Geraci S, Araszkiwicz A, Mattesini A, Pyxaras SA, Rzeszutko L, Depukat R, Diletti R, Boone E, Capodanno D, et al. Contemporary practice and technical aspects in coronary intervention with bioresorbable scaffolds: a European perspective. *EuroIntervention*. 2015;11(1):45-52. doi: 10.4244/EIJY15M01_05.
 24. Serruys PW, Chevalier B, Sotomi Y, Cequier A, Carrie D, Piek JJ, Van Boven AJ, Dominici M, Dudek D, McClean D, Helqvist S, Haude M, Reith S, de Sousa Almeida M, Campo G, Iniguez A, Sabate M, Windecker S, Onuma Y. Comparison of an everolimus-eluting bioresorbable scaffold with an everolimus-eluting metallic stent for the treatment of coronary artery stenosis (ABSORB II): a 3 year, randomised, controlled, single-blind, multicentre clinical trial. *Lancet*. 2016;388(10059):2479-2491. doi: 10.1016/S0140-6736(16)32050-5.
 25. Ellis SG, Kereiakes DJ, Metzger DC, Caputo RP, Rizik DG, Teirstein PS, Litt MR, Kini A, Kabour A, Marx SO, Popma JJ, McGreevy R, Zhang Z, Simonton C, Stone GW. Everolimus-Eluting Bioresorbable Scaffolds for Coronary Artery Disease. *New England Journal of Medicine*. 2015;373(20):1905-1915. doi: 10.1056/NEJMoa1509038.

26. Kereiakes DJ, Ellis SG, Metzger C, Caputo RP, Rizik DG, Teirstein PS, Litt MR, Kini A, Kabour A, Marx SO, Popma JJ, McGreevy R, Zhang Z, Simonton C, Stone GW. 3-Year Clinical Outcomes with Everolimus-Eluting Bioresorbable Coronary Scaffolds: The ABSORB III Trial. *Journal of the American College of Cardiology*. 2017;70(23):2852-2862. doi: 10.1016/j.jacc.2017.10.010.
27. Wykrzykowska JJ, Kraak RP, Hofma SH, van der Schaaf RJ, Arkenbout EK, Ijsselmuiden AJ, Elias J, van Dongen IM, Tijssen RYG, Koch KT, Baan J, Vis MM, de Winter RJ, Piek JJ, Tijssen JGP, Henriques JPS. Bioresorbable Scaffolds versus Metallic Stents in Routine PCI. *New England Journal of Medicine*. 2017;376(24):2319-2328. doi: 10.1056/NEJMoa1614954.
28. Chau KH, Kennedy KF, Messenger JC, Garratt KN, Maddox TM, Yeh RW, Kirtane AJ. Uptake of Drug-Eluting Bioresorbable Vascular Scaffolds in Clinical Practice: An NCDR Registry to Practice Project. *JAMA. Cardiology*. 2019;4(6):564-568. doi: 10.1001/jamacardio.2019.0388.
29. Haude M, Ince H, Kische S, Abizaid A, Tölg R, Alves Lemos P, Van Mieghem NM, Verhey S, von Birgelen C, Christiansen EH, Barbato E, Garcia-Garcia HM, Waksman R. Safety and clinical performance of a drug eluting absorbable metal scaffold in the treatment of subjects with de novo lesions in native coronary arteries: Pooled 12-month outcomes of BIOSOLVE-II and BIOSOLVE-III. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. 2018;92(7):E502-E511. doi: 10.1002/ccd.27680.
30. Hideo-Kajita A, Garcia-Garcia HM, Kolm P, Azizi V, Ozaki Y, Dan K, Ince H, Kische S, Abizaid A, Tölg R, Lemos PA, Van Mieghem NM, Verhey S, von Birgelen C, Christiansen EH, Wijns W, Lefevre T, Windecker S, Waksman R, Haude M. Comparison of clinical outcomes between Magmaris and Orsiro drug eluting stent at 12months: Pooled patient level analysis from BIOSOLVE II-III and BIOFLOW II trials. *International Journal of Cardiology*. 2020;300:60-65. doi: 10.1016/j.ijcard.2019.11.003.
31. Duerig TW, Wholey M. A comparison of balloon- and self-expanding stents. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. 2002;11(4):173-178. doi: 10.1080/136457002760273386.
32. Sangiorgi G, Melzi G, Agostoni P, Cola C, Clementi F, Romitelli P, Virmani R, Colombo A. Engineering aspects of stents design and their translation into clinical practice. *Annali dell'Istituto Superiore di Sanità*. 2007;43(1):89-100.
33. Mani G, Feldman MD, Patel D, Agrawal CM. Coronary stents: A materials perspective. *Biomaterials*. 2007;28(9):1689-1710. doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.11.042.
34. Kereiakes DJ, Meredith IT, Windecker S, Jobe RL, Mehta SR, Sarembock IJ, Feldman RL, Stein B, Dubois C, Grady T, Saito S, Kimura T, Christen T, Allocco DJ, Dawkins KD. Efficacy and safety of a novel bioabsorbable polymer-coated, everolimus-eluting coronary stent: the EVOLVE II Randomized Trial. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2015;8(4):e002372. doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.114.002372.
35. Kereiakes DJ, Windecker S, Jobe RL, Mehta SR, Sarembock IJ, Feldman RL, Stein B, Dubois C, Grady T, Saito S, Kimura T, Underwood P, Allocco DJ, Meredith IT. Clinical Outcomes Following Implantation of Thin-Strut, Bioabsorbable Polymer-Coated, Everolimus-Eluting SYNERGY Stents. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2019;12(9):e008152. doi: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.119.008152.
36. Ibragimov RU, Badoyan AG, Krestyaninov OV, Pokushalov EA, Naryshkin IA, Kretov EI, Prokhorikhin AA, Khelinskiy DA. Sravnitelnyy analiz jendotelialnogo pokrytiya jeverolimus-vydeljajushhih stentov SYNERGY s biodegradiruemyim pokrytiem i XIENCE s postojannym polimerom s pomoshhu opticheskoy kogerentnoj tomografii cherez 3 mesjaca posle chreskozhnogo koronarnogo vmeshatelstva na stvole levoj koronarnoj arterii [Optical coherence tomography for evaluating SYNERGY everolimus-eluting stents with biodegradable polymer and XIENCE durable polymer everolimus-eluting stents following percutaneous coronary intervention in patients with left main coronary artery stenosis]. *Patologija krovoobrashhenija i kardiohirurgija* [Circulation Pathology and Cardiac Surgery]. 2017;21(4):59-68. doi: 10.21688-1681-3472-2017-4-59-68. (Russian).
37. Akinapelli A, Chen JP, Roy K, Donnelly J, Dawkins K, Huibregtse B, Hou D. Current State of Bioabsorbable Polymer-Coated Drug-Eluting Stents. *Current Cardiology Reviews*. 2017;13(2):139-154. doi: 10.2174/1573403X12666161222155230.

PERCUTANEOUS CORONARY INTERVENTIONS – CURRENT STATE OF DEVELOPMENT: STENTS EVOLUTION

^{1,2}Chernyak A. A., ²Dzeshka M. S., ²Snezhitskiy V. A., ^{1,2}Yanushka A. V., ¹Maksimchik A. V.

¹Grodno Regional Clinical Cardiology Center, Grodno, Belarus

²Grodno State Medical University, Grodno, Belarus

Percutaneous coronary interventions (PCI) are essential for treatment of acute and chronic forms of coronary artery disease (CAD) due to beneficial prognostic effect (reduction in mortality) and improvement of quality of life (exercise tolerance) in patients with coronary atherosclerosis. Coronary angioplasty inevitably results in damage to the vascular wall, activation of inflammation and cellular proliferation within the area of stent implantation. Stent thrombosis and in-stent restenosis limit the effectiveness of the PCI. Recurrent angina, myocardial infarction as well as death are possible outcomes. Repeated myocardial revascularization is required therefore. From the very first angioplasty performed until now technologies of stents production have been subject to continuous development towards decreasing PCI complications and increasing long-term effectiveness of stenting. Technical aspects and evolution of stents are discussed in the current review in line with up-to-date technologies, advantages and disadvantages of interventional treatment of patients with CAD.

Keywords: coronary artery atherosclerosis, coronary angioplasty, coronary stenting, stents, stent thrombosis, in-stent restenosis.

For citation: Chernyak AA, Dzeshka MS, Snezhitskiy VA, Janushka AV, Maksimchik AV. Percutaneous coronary interventions – current state of development: stents evolution. *Journal of the Grodno State Medical University*. 2020;18(4):365-374. <http://dx.doi.org/10.25298/2221-8785-2020-18-4-365-374>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Об авторах / About the authors

*Черняк Александр Александрович / Chernyak Alexander, e-mail: chernyak.evs@gmail.com, ORCID: 0000-0001-5017-9019
Дешко Михаил Сергеевич / Dzeshka Mikhail, e-mail: mikhail.dzeshka@grsmu.by, ORCID: 0000-0002-8446-5651
Снежицкий Виктор Александрович / Snezhitskiy Viktor, e-mail: snezh@grsmu.by, ORCID: 0000-0002-1706-1243
Янушко Андрей Вячеславович / Janushka Andrey, e-mail: kardio@mail.grodno.by
Максимчик Алексей Владимирович / Maksimchik Aleksej, e-mail: kardio@mail.grodno.by
* автор, ответственный за переписку / corresponding author

Поступила / Received: 16.06.2020

Принята к публикации / Accepted for publication: 01.07.2020



Бойко, Светлана Леонидовна. Имидж здравоохранения: формирование и методология оценки : монография / С. Л. Бойко ; Министерство здравоохранения Республики Беларусь, Учреждение образования "Гродненский государственный медицинский университет". – Гродно : ГрГМУ, 2020. – 203 с. : рис., табл. – Библиогр.: с. 143-164. – ISBN 978-985-595-241-2.

Монография посвящена разработке структурно-методологической концепции имиджа здравоохранения, подходам к оценке корпоративного, социального, организационного и индивидуального уровней имиджа. Автором предложен метод контент-анализа субъектов-прообразов имиджа системы здравоохранения в электронных средствах массовой информации; обозначены возможности и границы применения социологических методов для изучения социального портрета врача и руководителя, а также для оценки антикоррупционного поведения; введено новое понимание приверженности лечению как формы социальной ответственности пациента. Монография подготовлена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (договор с БРФФИ № Г19-061 от 02.05.2019 г., договор с БРФФИ № М19М-013 от 02.05.2019 г.).

Материал, изложенный в данной монографии, может быть использован организаторами здравоохранения, слушателями факультетов повышения квалификации специалистами центров мониторинга профессиональных рисков и психологической поддержки медицинских работников, студентами всех профилей субординатуры, обучающимися по специальности 1-79 01 01 «Лечебное дело», студентами, обучающимися по специальностям 1-79 01 02 «Педиатрия», 1-79 01 04 «Медико-диагностическое дело», 1-79 01 06 «Сестринское дело», магистрантами, аспирантами и научными работниками, выполняющими научные исследования в сфере социологии медицины, менеджмента и сестринского дела, общественного здоровья и здравоохранения.