

КСЕНОБИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ В ЛЕВЫХ ОТДЕЛАХ СЕРДЦА

Дмитрий Александрович Астапов¹, Владимир Михайлович Назаров¹, Юрий Всеволодович Желтовский²,
 Михаил Владимирович Исаян¹, Денис Петрович Демидов¹, Наталья Алексеевна Каганская¹
 (¹НИИ патологии кровообращения им. акад. Е.Н. Мешалкина, Новосибирск, директор – д.м.н., проф.,
 акад. РАМН А.М. Караськов, Центр приобретенных пороков сердца и биотехнологий, зав. – д.м.н., проф.
 С.И. Железнев; ²Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования,
 ректор – д.м.н., проф. В.В. Шпрах)

Резюме. Рассматриваются исторические этапы развития проблемы биопротезирования митрального и аортального клапанов сердца, обсуждается современное состояние вопроса.

Ключевые слова: приобретенные пороки сердца, биологические протезы клапанов сердца, кардиохирургия.

USE OF XENOBIOLOGICAL TISSUE VALVES FOR AORTIC AND MITRAL POSITION

D.A. Astapov¹, V.M. Nazarov¹, J.V. Zheltovsky², M.V. Isayan¹, D.P. Demidov¹, N.A. Kaganskaya¹
 (¹Academician E.N. Meshalkin Novosibirsk State Research Institute of Circulation Pathology,
²Irkutsk State Medical Academy of Continuing Education)

Summary. The paper covers the historical aspect of mitral and aortic valve replacement with tissue prostheses, and the present state of the problem.

Key words: acquired heart valve disease, bioprosthesis, tissue valve, cardiac surgery.

Биологические протезы при хирургическом лечении пороков аортального клапана

Исторически, первое замещение аортального клапана бескаркасной конструкцией независимо друг от друга выполнили В. Barrat-Boyes и D. Ross [9,44]. Однако, несовершенство анестезиологического обеспечения, ограниченное безопасное время аноксии миокарда и небольшой банк гомографтов, не способствовали широкому применению аллотрансплантатов в кардиохирургической практике. Технически более простая и воспроизводимая методика имплантации механических протезов, а также их доступность, определяли выбор хирургов в пользу этих конструкций [48]. Тем не менее, проблема биологического протезирования продолжала свое развитие. Проблему нехватки материала решили применением ксеногенных тканей, а упрощение техники имплантации было достигнуто созданием каркасных биопротезов. На сегодняшний день существует два принципиально различных типа биопротезов для аортальной позиции – каркасные и бескаркасные. Нет единого мнения о том, какую модель протеза имплантировать предпочтительней. В качестве примера различных подходов к биопротезам в аортальной позиции, можно привести две научно-исследовательские работы последних лет. В одной из них, опубликованной группой авторов под руководством M. Vrandecic, сообщается об очевидных преимуществах бескаркасных ксеноклапанов в сравнении с каркасными – большая эффективная площадь отверстия, низкие чреспротезные градиенты, более выраженный регресс процессов ремоделирования полостей сердца. Кроме того, авторы отмечают меньший процент протезобусловленных осложнений, в т.ч. структурной дегенерации биоткани и лучшую отдаленную выживаемость [55]. В другом сообщении, опубликованном M. Doss и соавт., отмечается отсутствие существенных различий в гемодинамических показателях и выраженности регресса гипертрофии миокарда между группами пациентов, которым были имплантированы каркасные и бескаркасные биопротезы [21].

Имплантация бескаркасных протезов обычно требует несколько более продолжительной окклюзии аорты и, как следствие, времени искусственного кровообращения [18]. Тем не менее, этот факт не отражается на ранних результатах оперативного лечения. В большинстве исследований не выявлено значимых различий при сравнении результатов имплантации каркасных и бескаркасных клапанов в частоте таких осложнений, как кровотечение, инфаркт миокарда, острое нарушение

мозгового кровообращения, изменение ритма и проводимости сердца [57].

Существует мнение, что имплантация бескаркасных протезов предпочтительна у пациентов со значительным снижением сократительной способности миокарда левого желудочка. Одной из причин лучших показателей раннего послеоперационного периода в сравнении с каркасными клапанами называются низкие чреспротезные градиенты, демонстрируемые бескаркасными протезами, особенно при использовании техники полного замещения корня аорты [23,58].

Кроме того, как отмечает ряд авторов, применение бескаркасных протезов позволяет избежать проблемы «пациент-протезного несоответствия», характерной для механических и каркасных биологических протезов, что также облегчает течение раннего послеоперационного периода [56].

При изучении отдаленных результатов не отмечается значимых различий в выживаемости пациентов, перенесших протезирование аортального клапана каркасным или бескаркасным протезами. Также сопоставимыми оказываются и гемодинамические характеристики протезов при динамическом наблюдении [34,56]. Наблюдение в течение 10 лет за функцией таких моделей, как “Medtronic Freestyle” и “SJM Toronto SPV”, демонстрирует отличные результаты с достаточно низким риском развития структурной дисфункции [8]. Тем не менее, дегенеративные изменения биоткани, остаются центральной проблемой бескаркасных протезов – при хороших результатах 8-10 летнего периода наблюдения, уже после 12 года функционирования возрастает риск нарушения их структуры [20,31,35]. Такая же ситуация складывается и при изучении результатов имплантации каркасных протезов (например, по данным Ruqqieri V.G. от структурной дисфункции биопротезов «Carpentier-Edwards Supraannular» составила 86% к концу 15 года наблюдения [45]).

Риск тромбоэмболических осложнений, характерный для механических искусственных клапанов, при биологическом протезировании не отличается от риска у пациентов, не подвергавшихся замещению аортального клапана [25]. Как правило, вероятность развития тромбоэмболических осложнений у таких пациентов определяется индивидуальными особенностями, а не моделью ксеноклапана.

В литературе опубликованы данные, подтверждающие, что при имплантации бескаркасных биологических протезов пациентам с сопутствующей ишемиче-

ской болезнью сердца, отдаленные клинические и гемодинамические результаты лучше, чем при применении каркасных конструкций. Авторы связывают этот эффект с сохранением подвижности структур корня аорты при бескаркасном протезировании, а также с более быстрым и выраженным обратным развитием процессов ремоделирования полостей сердца [45].

При анализе чреспротезных градиентов на каркасных протезах, практически во всех исследованиях отмечена зависимость этого показателя (как и площади аортального отверстия) от диаметра имплантированного клапана. При бескаркасном протезировании такой зависимости не выявлено, но большинство авторов отмечают формирование меньших градиентов при использовании техники полного замещения корня аорты ксенографтами [36].

Формирование потоков крови, максимально приближенных к физиологической норме, всегда было основным аргументом в пользу применения бескаркасных конструкций в хирургии аортального корня. На этом факте стоит остановиться подробнее. На самом деле, опубликованы различные результаты сравнения каркасных и бескаркасных конструкций. Так, например, P. Totaro и соавт., сообщают о более низких средних градиентах и большей эффективной площади отверстия у каркасных протезов "Edwards Perimount Magna" в сравнении с бескаркасными клапанами той же фирмы – "Edwards Prima Plus" [51]. Коллективы авторов под руководством G. Cohen и S. Vevillacca сообщают об отсутствии различий в формировании чреспротезных градиентов, отмечая только более быстрое и выраженное восстановление функции левого желудочка после имплантации бескаркасных протезов [12,19]. G. Van Nooten опубликовал данные, которые доказывают превосходство бескаркасных протезов "SJM Toronto SPV" в сравнении с клапанами "Carpentier-Edwards Supra-annular". Особенно заметно различие при использовании протезов диаметром менее 25 мм [19]. Практически идентичные результаты получены в исследовании V. Rao и соавт. [43].

Большинство исследований посвящено изучению градиентов давления, создаваемых на протезах различных конструкций в покое. Однако наибольший интерес представляют изменения, происходящие при нагрузке. При увеличении скорости и объема потока крови, проходящего через клапана, изменение градиента давления играет немаловажную роль в оценке функции протеза. В работе S. Morsy, посвященной результатам аортального протезирования, автор проводит сравнение градиентов на механических протезах и бескаркасных ксеноклапанах при проведении стресс-теста с добутамином и отмечает значительное увеличение сопротивления на механических конструкциях при стабильных градиентах на бескаркасных [39]. Эти результаты подтверждаются и в других исследованиях [43]. S. Silberman и соавт. при сравнении результатов аортального протезирования, пришли к выводу, что бескаркасные протезы практически не отличаются по своей функции от нативного клапана аорты [47]. В исследовании R. Fries, посвященном сравнению клапанов "SJM Toronto SPV" и "Carpentier-Edwards Perimount", не отмечается разницы между градиентами на бескаркасном протезе и нативном клапане, но указывается на значительный рост градиента на каркасной конструкции. При этом сравнивались только протезы размером 23 мм [22]. Таким образом, в большинстве исследований, посвященных изучению функции биопротезов под нагрузкой, отмечаются лучшие результаты при имплантации бескаркасных протезов, в сравнении с каркасными или механическими клапанами.

Формирование потоков крови, приближенных к естественным, и незначительное их изменение при нагрузке должно приводить к более выраженному клиническому эффекту. Это, в первую очередь, отражается на выраженности обратного развития процессов ремоделирования левого желудочка. Имплантация как каркасных, так и бескаркасных протезов, приводит к зна-

чительному уменьшению массы миокарда уже в раннем периоде после операции [50,52]. В большинстве исследований указывается на большую выраженность этих процессов при использовании бескаркасных протезов. Однако существует и иная точка зрения. Например, M. Jasinski не находит различий в скорости и выраженности регресса массы миокарда левого желудочка при сравнении результатов имплантации клапанов "Medtronic Freestyle" и "Medtronic Mosaic". Стоит отметить небольшое количество пациентов, принявших участие в этом исследовании (28 наблюдений) [33]. В целом же, исходя из анализа доступной литературы, можно сделать вывод о преимуществе бескаркасных протезов в обеспечении лучшего клинического результата, выраженного в обратном развитии массы миокарда левого желудочка, особенно в раннем (до 1 года) периоде после операции.

При динамическом наблюдении основным фактором, ответственным за сохранение функции биологических протезов, выступает их структурная состоятельность. В большинстве работ отмечается значительное влияние возраста на риск перерождения ксено- или аллогенной ткани в отдаленном периоде. Интересный факт выявили G. Melina и соавт. – они сообщают о более раннем (в среднем) выявлении кальцификатов в ткани аллогraftов, чем ксенографтов [38]. Этот факт, как считают авторы, должен способствовать более широкому применению ксеноклапанов. Однако стоит оговориться, что аллогraftы, в основном, имплантировали больным молодого и среднего возраста, в связи с чем (на наш взгляд) сравнение является не совсем корректным.

Подводя краткий итог обзору, посвященному применению биологических протезов в аортальной позиции, следует отметить, что на сегодняшний день каркасные модели все же преобладают в хирургической практике, в первую очередь за счет более простой и воспроизводимой техники имплантации. Бескаркасные протезы в свое время рассматривались как революционная модель, способная со временем практически полностью вытеснить с рынка каркасные аналоги. К настоящему моменту эти надежды оправдались только отчасти. До сих пор, число имплантированных протезов, фиксированных на опорном каркасе, превышает число бескаркасных моделей. В 2008 г. только 12% от всех имплантированных протезов в странах Западной и, частично, Восточной Европы были бескаркасными [28]. Главной причиной столь редкого использования этого типа протезов большинство авторов называют более требовательную технику имплантации. Субкоронарная техника всегда подразумевает вероятность изменения геометрической формы протеза, что может привести к формированию высоких чреспротезных градиентов или значительного обратного тока крови. Методика полного замещения корня аорты ксенографтом демонстрирует хорошие гемодинамические результаты при невысоком риске развития дисфункции клапана в раннем или отдаленном периоде. Но необходимость реимплантации устьев коронарных артерий и общий объем оперативного вмешательства, заставляя большинство хирургов воздерживаться от широкого применения данной техники, несмотря на доказанную сопоставимость периоперационных рисков в сравнении с изолированным аортальным протезированием.

Возможно, ситуация несколько изменится с появлением на рынке не так давно разработанных бескаркасных протезов, имплантация которых осуществляется однорядным швом. Это такие модели, как "Sorin Freedom Solo" (Sorin Group, Италия) и "БиоЛАБ Моно" (НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Россия) [27,29]. Первые сообщения, появляющиеся в литературе, позволяют говорить о положительном опыте применения подобных конструкций при коррекции аортальных пороков – время окклюзии аорты сокращается до аналогичного при использовании каркасных протезов, при этом сохраняются все положительные эффекты бескаркасного замещения [7,10].

Биологические протезы при хирургическом лечении пороков митрального клапана

В 1964-1969 гг. были проведена серия независимых экспериментов на животных по ортотопической имплантации митральных и трикуспидальных аллотрансплантатов подопытным животным [11]. Благодаря этим опытам стала понятна техническая возможность подобных операций, однако несостоятельность пересаженных клапанов, развившаяся в первые месяцы у всех животных, заставила авторов отказаться от дальнейших попыток внедрения в клиническую практику идеи аллотрансплантации в атриовентрикулярные позиции. Кроме того, некоторые исследователи считали, что трудности с подбором размера атриовентрикулярного гомографта для атриовентрикулярной позиции в условиях ограниченной их доступности являются труднопреодолимым препятствием на пути внедрения их в хирургическую практику [30].

Не оправдала надежд и имплантация аортального комплекса в митральную и трикуспидальную позиции [13]. Часто возникала недостаточность пересаженного клапана из-за плохого сопоставления створок, кроме того, наблюдались разрывы створок и отрыв полосок ткани аортального клапана, фиксированных к стенке левого желудочка. Дело в том, что во время сокращения левого желудочка происходит деформация пересаженного клапана, приводящая к нарушению функции створок и последующей его недостаточности.

В результате многочисленных экспериментальных и клинических исследований наиболее приемлемыми для имплантации в атриовентрикулярные позиции были признаны биологические протезы, предварительно фиксированные на опорном кольце из ксеноперикарда и аортального клапана свиный [49].

Первое клиническое применение ксеноперикардальных клапанов характеризовалось большим количеством неудач вследствие развития ранней послеоперационной недостаточности имплантированного протеза.

Скрупулезное моделирование клапана на опорном каркасе, точная фиксация с хорошей коаптацией створок предотвращали развитие центральной регургитации, уменьшали вероятность раннего его износа вследствие равномерного распределения напряжения на все створки.

Дальнейшее усовершенствование конструкции опорных каркасов и методов моделирования позволили применять биологические протезы для замещения аортального и атриовентрикулярных клапанов сердца [3].

Согласно сообщениям различных авторов, непосредственные результаты биопротезирования атриовентрикулярных клапанов сердца были вполне удовлетворительными [16]. Однако обнаруженные впоследствии новые осложнения заметно уменьшили первоначальный энтузиазм.

Основными причинами неудовлетворительных исходов оказались дегенерация и кальцификация ксеноперикарда клапанов, отрыв створок от опорного кольца [54]. Анализ отдаленных результатов позволил выявить основные факторы, определяющие судьбу имплантированного клапана.

Как показал опыт, длительность и полноценность функционирования протеза во многом связаны с выбором биологической ткани, конструкцией каркаса, методикой моделирования, способом стерилизации и хранения, позицией имплантации, а также иммунобиологической реакцией организма на пересаженный клапан [1].

Применение гибких опорных каркасов способствовало снижению напряжений и демпфированию нагрузок в створчатом аппарате протеза за счет появления осевых и радиальных перемещений стоек каркаса [4].

Следует отметить, однако, что первоначальные благоприятные представления о демпфирующей функции гибких опорных каркасов, способствующей увеличению долговечности протезов, впоследствии сменились менее оптимистичными. Так, было доказано, что в течение

первого года после имплантации происходит эндотелизация стоек каркаса, одна из которых, впоследствии «врастает» в миокард межжелудочковой перегородки, снижая эффект гибкости каркаса [2].

Тем не менее, благодаря этим разработкам, 70-80е годы XX века были ознаменованы внезапным бумом в развитии биопротезирования клапанов сердца. Однако во второй половине 80-х годов частота использования биологических протезов заметно сократилась. Это связано с тем, что в отдаленном послеоперационном периоде были выявлены специфические клапанообусловленные осложнения, которые не только снижали качество жизни, но и приводили к повторным операциям и даже фатальным исходам.

Патогенез разрушения биопротеза сложен. Уже в ранние сроки после операции на поверхности биологического клапана отмечают отложения слоя фибрина, липидную и белковую инфильтрацию, внедрение макрофагов и полиморфноядерных клеток, разрушение клеток биоматериала, расщепление коллагена, потерю эластичности эластических волокон [17]. Разрушение коллагена является важным фактором, определяющим долговечность протеза.

Было установлено, что в отдаленные сроки после операции развитие дисфункций протеза более чем в 50% наблюдений обусловлено разрывом или кальцинозом. Частота этих структурных изменений четко зависит от позиции имплантации и возраста пациентов [32].

Выявлена закономерность – чем моложе пациент, тем выше риск кальцификации. У пожилых пациентов развитие первичного кальциноза достаточно редкое осложнение, которое связывают с нарушением обмена кальция при патологии почек или паразитовидных желез. У детей и подростков это осложнение встречается значительно чаще. В дальнейшем это приводит к стенозированию клапана и необходимости его замены. Если у пациентов старше 30 лет данное осложнение развивается через 8-10 лет после операции в 20-40% случаев, то у пациентов моложе 20 лет – 45-55% биопротезов оказываются кальцинированными уже через 2-3 года [42].

До настоящего времени остается до конца не изученным вопрос о причине быстрого развития дегенерации и кальциноза клапана у детей. Тем не менее, некоторые исследователи связывают данный факт с высокой активностью щелочной фосфатазы, скоростью метаболического обмена ионов кальция, гормональным фоном и более высокой, по сравнению с взрослыми, частотой сердечных сокращений, гормональным фоном [46].

Развитию раннего кальциноза могут способствовать повреждение клапана при его обработке и моделировании, а также высыхание тканей протеза при его имплантации [37].

Через 12-15 лет после операции появляются дисфункции второго типа – без кальцификации. Они обусловлены усталостными деформациями химически сшитого, «мертвого» коллагена. При электронномикроскопическом исследовании таких биопротезов выявляются разрыхление и фрагментация коллагеновых волокон, явления дезорганизации коллагена вплоть до превращения его в гомогенную массу [2].

С целью уменьшения стенозирующего эффекта и сохранности коллагена была разработана и успешно внедрена методика «нулевого» и «низкого» давления при консервации биопротезов. Эта технология, как показали экспериментальные исследования I. Vesely, способствует уменьшению механического стресса и улучшает биохимические свойства самих створок биопротеза, что подтверждается клиническими данными о меньшей частоте дисфункций [53].

U. Bortolotti и соавт. представили данные сравнительного исследования биопротезов «Hancock Standard» и «Hancock II» в отдаленном послеоперационном периоде, в которых отмечена меньшая частота первичных дисфункций у биопротезов, консервированных под «низким» давлением [14].

При сравнении второй генерации биопротезов («Hancock Standard» и «Hancock II»), консервированных под «низким» давлением, с биопротезами по третьего поколения («Mosaic» и «BioCor»), консервированных под «нулевым» давлением, у последних обнаружено меньшее количество клапанообусловленных осложнений в отдаленном послеоперационном периоде [15,40].

Интересное исследование провела в 2011 г. группа ученых под руководством J. Hinge. Авторы выполнили имплантацию в митральную позицию протезов «Carpentier-Edwards» девяти молодым (!) подопытным свиньям. Пережили ранний период только 5 животных, которые через шесть месяцев были подвергнуты контрольному УЗИ и рентгенологическому исследованию с последующей эксплантацией протезов. На всех ксеноклапанах обнаружено формирование микротромбов в области крепления створок к комиссурам (животным не вводили антикоагулянтов на протяжении эксперимента), а при рентгенологическом исследовании – кальцификацию в этих областях (различной выраженности). При гистологическом исследовании авторы отмечали образование фиброзной оболочки с незначительной клеточной инфильтрацией, но не разрастание окружающего протез эндотелия. В целом, работа посвящена изучению возможности и целесообразности использования свиней в качестве подопытных животных для тестирования новых моделей ксеноклапанов, но с клинической точки зрения интересен факт подверженности самых современных каркасных биологических протезов тем же проблемам, что и в 60-70х годах XX века – формирование структурных изменений ткани в процессе функционирования в организме реципиента, в первую очередь – в области наибольшего напряжения

створок (зона крепления к комиссурам) [26].

Адекватная коррекция расстройств кровообращения уже в раннем послеоперационном периоде была и остается важнейшим фактором, привлекающим кардиохирургов к использованию биопротезов. Близкий к физиологическому центральный кровоток, минимальная турбулентность потока в зоне протеза и за ее пределами обеспечивают быстрое восстановление внутрисердечной гемодинамики. Хорошие функциональные результаты применения биопротезов отмечают уже в первые 6-12 месяцев после имплантации [5,41].

Риск отдаленной летальности и неудовлетворительных результатов после биопротезирования митрального клапана обусловлен, главным образом, возможными специфическими осложнениями, которые не только снижают качество жизни пациентов, но и могут служить непосредственной причиной повторных операций, инвалидизации и смертности в отдаленном периоде [6,24].

Таким образом, накопленный за полувековую историю биопротезирования клинический опыт, показывает, что ксеноклапаны могут и успешно конкурируют с механическими протезами. Индивидуальный подход к каждому больному с учетом всех положительных и отрицательных качеств биологических протезов, позволяет получить хорошие и стабильные клинические и гемодинамические результаты как в раннем, так и в отдаленном периодах после операции. Проблема долговечности ксеноткани, особенно у пациентов молодого и среднего возрастов, остается нерешенной до сих пор и является основным фактором, ограничивающим расширение показаний к имплантации биологических протезов в митральную позицию.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аleshkevich Н.П. Препринтская оценка функции биопротезов «КемКор» для атриовентрикулярных позиций: экспериментальное исследование: Дисс. ... канд. мед. наук. – Кемерово, 2006. – 177 с.
2. Барбараш Л.С. Экспериментально-клиническое обоснование применения новых моделей ксенобиопротезов в хирургии митрального порока сердца: Дисс. ... д-ра мед. наук. – М., 1986. – 258 с.
3. Бокерия Л.А., Каграманов И.И., Кокшенинов И.В. Новые биологические материалы и методы лечения в кардиохирургии. – М., 2002.
4. Дземешкевич С.Л. Экспериментальные и клинические основы биопротезирования митрального клапана сердца: Дисс. ... д-ра мед. наук. – М., 1984.
5. Поддубная Н.В. Клинико-функциональная оценка биопротезов с различной обработкой биоткани в отдаленные сроки после протезирования митрального клапана: Дисс. ... канд. мед. наук. – М., 2005. – 158 с.
6. Хатем А.С. Результаты протезирования митрального клапана ксеноперикардиальными протезами (БиоЛАБ): Дисс. ... канд. мед. наук. – М., 2010. – 127 с.
7. Aymard T., Eckstein F., Englberger L. The Sorin Freedom Solo stentless aortic valve: technique of implantation and operative results in 109 patients // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2010. – Vol. 139. – P.775-777.
8. Bach D.S., Kon N.D., Dumesnil J.G. Ten-year outcome after aortic valve replacement with the freestyle stentless bioprosthesis // Ann. Thorac. Surg. – 2005. – Vol. 80. – P.480-486.
9. Barrat-Boyes B.G. Homograft aortic valve replacement in aortic incompetence and stenosis // Thorax. – 1964. – Vol. 19. – P.131-150.
10. Beholz S., Repossini A., Livi U., et al. The Freedom Solovalue for aortic valve replacement: clinical and hemodynamic results from a prospective multicenter trial // J. Heart Valve Dis. – 2010. – Vol. 19. – P.115-123.
11. Bernhard A., Largiader F., Senning A. Homologous mitral valve transplantation // Langenbecks Arch. Chir. – 1967. – Vol. 319. – P.816-819.
12. Bevilacqua S., Gianetti J., Ripoli A. Aortic valve disease with severe ventricular dysfunction: stentless valve for better recovery // Ann. Thorac. Surg. 2002. – Vol. 74. – P.2016-2021.
13. Bigelow W.G., Trimble A.S., Aldridge H.E. The problem of

- insufficiency following homograft replacement of the aortic valve // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 1967. – Vol. 54. – P.478-490.
14. Bortolotti U., Milano A., Mazzaro E., et al. Hancock II porcine bioprosthesis: excellent durability at intermediate-term follow-up // J. Am. Coll. Cardiol. – 1994. – Vol. 24. – P.676-682.
15. Bottio T., Rizzoli G., Gerosa G., Thiene G. Mid-term follow-up in patients with Biocor porcine bioprostheses // J. Cardiovasc. Surg. – 2002. – Vol. 10. – P.238-244.
16. Carpentier A., Guilmet D., Dubost C. Aortic, mitral and tricuspid valve replacement with frame mounted aortic heterografts // Thoraxchir. Vask. Chir. – 1968. – Vol. 16. – P.618-618.
17. Carpentier A.F., Delache A., Lesson A., et al. Collagen-derived heart valves // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 1971. – Vol. 62. – P.707-713.
18. Cohen G., Christakis G.T., Buth K.J., et al. Early experience with stentless versus stented valves // Circulation. – 1997. – Vol. 96. – P.76-82.
19. Cohen G., Christakis G.T., Joyner C.D., et al. Are stentless valves hemodynamically superior to stented valves? A prospective randomized trial // Ann. Thorac. Surg. – 2002. – Vol. 73. – P.767-775.
20. David T.E., Feindel C.M., Bos J. Aortic valve replacement with Toronto SPV bioprosthesis: optimal patient survival but suboptimal valve durability // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2008. – Vol. 135. – P.19-24.
21. Doss M., Martens S., Wood J.P., et al. Performance of stentless versus stented aortic valve bioprostheses in the elderly patient: a prospective randomized trial // Eur. J. Cardiothorac. Surg. – 2003. – Vol. 23. – P.299-304.
22. Fries R., Wendler O., Schieffer H. Comparative rest and exercise hemodynamics of 23-mm stentless versus 23-mm stented aortic bioprostheses // Ann. Thorac. Surg. – 2000. – Vol. 69. – P.817-822.
23. Gelsomino S., Morocutti G., Frassani R., et al. Early recovery of left ventricular function after stentless versus stented aortic valve replacement for pure aortic stenosis and severe cardiac dysfunction // Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2001. – Vol. 13. – P.120-128.
24. Goldsmith I.R., Spyt T.J., Boehm M. Midterm evaluation of the Tissuemed (Aspire) porcine bioprosthesis: 493 patients, 506 bioprostheses // Ann. Thorac. Surg. – 2001. – Vol. 71. – P.1471-1476.
25. Gulbins H., Florath I., Ennker J. Cerebrovascular events

after stentless aortic valve replacement during a 9-year follow-up period // *Ann. Thorac. Surg.* – 2009. – Vol. 86. – P.769-773.

26. Honge J., Funder J., Pedersen T. Degenerative processes in bioprosthetic mitral valves in juvenile pigs // *J. Cardiothorac. Surg.* – 2011. – Vol. 6. – P.72.

27. <http://www.bakulev.ru/tech/omb/production/>.

28. <http://www.bibaresearch.com/services/bibaresearch---services/european-cardiovascular-monitor>.

29. <http://www.sorin.com/products/international/8/category/88>

30. Ionescu M.I., Wooler G.H., Whitaker W. Heart valve replacement with reinforced aortic heterografts. Technique and results // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1968. – Vol. 56. – P.333-335.

31. Jamieson W.R., Burr L.H., Munro A.I. Carpentier-Edwards standard porcine bioprosthesis: a 21-year experience // *Ann. Thorac. Surg.* – 1998. – Vol. 66. – P.40-43.

32. Jamieson W.R., Lemieux M.D., Sullivan J.A., et al. Medtronic Intact porcine bioprosthesis experience to twelve years // *Ann. Thorac. Surg.* – 2001. – Vol. 71. – P.278-281.

33. Jasinski M.J., Ulbrich P., Kolowca M. Early regional assessment of LV mass regression and function after stentless valve replacement: comparative randomized study // *Heart Surg. Forum.* – 2004. – Vol. 7. – P.462-465.

34. Kunadian B., Vijayalakshmi K., Thornley A.R., et al. Meta-analysis of valve hemodynamics and left ventricular mass regression for stentless versus stented aortic valves // *Ann. Thorac. Surg.* – 2007. – Vol. 84. – P.73-78.

35. Leontyev S., Borger M.A., Davierwala P., et al. Redo aortic valve surgery: early and late outcomes // *Ann. Thorac. Surg.* – 2011. – Vol. 91. – P.1120-1126.

36. Mabue H., Sawa Y., Takashi T., et al. Three-dimensional flow velocity quantification of Freestyle aortic stentless bioprosthesis by magnetic resonance imaging: surgical consideration // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 2001. – Vol. 13. – P.60-66.

37. Marchand M.A., Aupart M.R., Norton R., et al. Fifteen-year experience with the mitral Carpentier-Edwards PERIMOUNT pericardial bioprosthesis // *Ann. Thorac. Surg.* – 2001. – Vol. 71. – P.236-239.

38. Melina G., Rubens M.B., Amrani M. Electron beam tomography for cusp calcification in homograft versus Freestyle xenografts // *Ann. Thorac. Surg.* – 2001. – Vol. 71. – P.368-370.

39. Morsy S., Zahran M., Usama M. Hemodynamic performance of stentless porcine bioprosthesis and mechanical bileaflet prosthesis using dobutamine stress echocardiography // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 2001. – Vol. 13. – P.129-135.

40. Myken P., Bech-Hanssen O., Phipps B. Fifteen years follow up with the St. Jude Medical Biocor porcine bioprosthesis // *J. Heart Valve Dis.* – 2000. – Vol. 9. – P.415-422.

41. Myken P.S., Berggren H.E., Larsson S. Long-term Doppler echocardiographic results of aortic or mitral valve replacement with Biocor porcine bioprosthesis // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1998. – Vol. 116. – P.599-608.

42. Ohata T., Kigawa I., Tohda E. Comparison of durability of

bioprostheses in tricuspid and mitral positions // *Ann. Thorac. Surg.* – 2001. – Vol. 71. – P.240-243.

43. Rao V., Christakis G.T., Sever J., et al. A novel comparison of stentless versus stented valves in the small aortic root // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1999. – Vol. 117. – P.431-436.

44. Ross D.N. Aortic valve replacement // *Lancet.* – 1966. – Vol. 27. – P.461-463.

45. Ruqquiere V.G., Flecher E., Anselmi A., et al. Long-term results of the Carpentier-Edwards Supraannular aortic valve prosthesis // *Ann. Thorac. Surg.* – 2012. – Vol. 7.

46. Shimon D., Merin G., Simeha A., et al. Accelerated calcific degeneration of a bovine pericardial valve in an adolescent // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1982. – Vol. 85. – P.794-795.

47. Silberman S., Shaheen J., Fink D. Comparison of exercise hemodynamics among nonstented aortic bioprostheses, mechanical valves, and normal native aortic valves // *J. Card. Surg.* – 1998. – Vol. 13. – P.412-416.

48. Starr A., Edwards M.L. Mitral valve replacement: clinical experience with a ball-valve prosthesis // *Ann. Surg.* – 1961. – Vol. 154. – P.726-740.

49. Stinson E.B., Griep R.B., Oyer P.E. Long-term experience with porcine aortic valve xenografts // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1977. – Vol. 73. – P.54.

50. Tamim M., Bove T., Van Belleghem Y. Stentless vs stented aortic valve replacement: left ventricular mass regression // *Asian Cardiovasc. Thorac. Ann.* – 2005. – Vol. 13. – P.112-118.

51. Totaro P., Degno N., Zeidi A. Carpentier-Edwards Perimount Magna bioprosthesis: a stented valve with a stentless performance? // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 2005. – Vol. 130. – P.1668-1674.

52. Tsiatas D., Bolognesi R., Beghi C., et al. Stented versus stentless bioprostheses in aortic valve stenosis: effect on left ventricular remodeling // *Heart Surg. Forum.* – 2007. – P.205-210.

53. Vesely I., Lozon A. Natural preload of aortic valve leaflet components during glutaraldehyde fixation: effects on tissue mechanics // *J. Biochem.* – 1993. – Vol. 26. – P.121-131.

54. Vogt P.R., Brunner-LaRocca H., Sidler P. Reoperative surgery for degenerated aortic bioprostheses: predictors for emergency surgery and reoperative mortality // *Eur. J. Cardiovasc. Surg.* – 2000. – Vol. 17. – P.134-139.

55. Vrandečić M., Fantini F.A., Filho B.G., et al. Retrospective clinical analysis of stented vs. stentless porcine aortic bioprostheses // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* – 2000. – Vol. 18. – P.46-53.

56. Walther T., Falk V., Langebartels G., et al. Regression of left ventricular hypertrophy after stentless versus conventional aortic valve replacement // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1999. – Vol. 11. – P.18-21.

57. Westaby S., Jönson A., Payne N., et al. Does the use of stentless bioprostheses increase surgical risk? // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 2001. – Vol. 13. – P.143-147.

58. Williams R.J., Muir D.E., Pathi V. Randomized controlled trial of stented and stentless aortic bioprostheses: hemodynamic performance at 3 years // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1999. – Vol. 11. – P.93-97.

Информация об авторах: Астапов Дмитрий Александрович – врач-сердечно-сосудистый хирург, к.м.н., 630055,

г. Новосибирск, ул. Речкуновская 15, тел. (383) 3322547, e-mail: astapovitsch@gmail.com; Назаров Владимир Михайлович – ведущий научный сотрудник, д.м.н., тел. (383) 3322657, e-mail: vm_nazarov@mail.ru; Желтовский Юрий Всеволодович – заведующий кафедрой, д.м.н., 664049, г. Иркутск, м-н Юбилейный, 100, e-mail: jeltoff@mail.ru; Исаев Михаил Владимирович – младший научный сотрудник, e-mail: crpsc@nrcsr.ru; Демидов Денис Петрович – аспирант; Каганская Наталья Алексеевна – младший научный сотрудник.

© МУНХЖАРГАЛ Б., ПЕТРУНЬКО И.Л., ЦЭРЭНДАШ Б.-У. – 2013

УДК: [616.33-02:616.149-008.341.1]-7

ПОРТАЛЬНАЯ ГИПЕРТЕНЗИОННАЯ ГАСТРОПАТИЯ: ВОПРОСЫ ДИАГНОСТИКИ

Баасан Мунхжаргал^{1,2}, Ирина Леонидовна Петрунько¹, Бат-Улзий Цэрэндаш²

(¹Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования, ректор – д.м.н. проф. В.В. Шпрах; ²Монгольский научно-исследовательский институт медицины имени Т. Шагдарсуреца, директор – акад. АН Монголии, д.м.н., проф. Н. Баасанжав)

Резюме. В обзоре литературы представлены литературные данные о портальной гипертензионной гастропатии, ее распространенности, имеющихся классификациях, патогенезе, клинических проявлениях, эндоскопической и морфологической картине, дифференциальной диагностике.

Ключевые слова: цирроз печени, портальная гипертензионная гастропатия, кровотечения.