

МЕТОДЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПОРОКОВ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА У ПАЦИЕНТОВ СТАРШЕЙ ВОЗРАСТНОЙ ГРУППЫ

А. Н. Молчанов, И. А. Урванцева

Цель – провести анализ (обзор литературы) современных кардиохирургических подходов лечения дегенеративных пороков аортального клапана. Последнее десятилетие отмечается значительное увеличение интереса к проблеме хирургического лечения пациентов старшей возрастной группы с приобретенными пороками сердца. Широкий спектр моделей искусственных биологических протезов позволяет хирургу правильно подобрать метод коррекции порока сердца. Таким образом, правильный подбор модели протеза и метода коррекции порока сердца позволит улучшить отдаленные результаты хирургических методик этой категории тяжелых больных.

Ключевые слова: пожилой больной, аортальный порок, протезирование аортального клапана, транскатетерное протезирование аортального клапана.

ВВЕДЕНИЕ

Последние 20 лет отмечается значимый прогресс в хирургии аортальных пороков у пациентов пожилого и старческого возраста. Однако при всем многообразии хирургических методов коррекции дегенеративных пороков аортального клапана остается ряд нерешенных проблем. Хирургическая тактика при аортальных пороках в большей степени определяется возрастом пациента, нежели анатомо-гемодинамическим вариантом патологии. У пациентов трудоспособного возраста актуальным остается вопрос выбора типа протеза для имплантации в аортальную позицию. Новые методики операций и их обеспечения приводят к изменениям границ операбельности пациентов, позволяют снизить риск операций, в том числе в группах больных, которые считались ранее неоперабельными, у лиц преклонного возраста с тяжелыми сопутствующими заболеваниями [1].

Цель работы – провести анализ (обзор литературы) современных кардиохирургических подходов лечения дегенеративных пороков аортального клапана.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На сегодняшний день существует множество протезов, используемых для коррекции порока аортального клапана. Идеальный протез аортального клапана должен быть прост в имплантации, широкодоступен и долговечен. Он не должен иметь резидуального градиента давления, склонности к возникновению роста микроорганизмов, собственных конструктивных факторов тромбообразования. В настоящее время такого клапанного протеза не существует. Все имеющиеся протезы, как механические, так и биологические, имеют определенные конструктивные особенности, клинические преимущества и недостатки, которые могут варьироваться в зависимости от производителя и типа модели. Основная цель и идея создания биологических протезов клапанов сердца – повторение гемодинамических и физиологических характеристик нативного клапана [2–5].

В настоящее время существует мнение, что имплантация именно биологического протеза безусловно показана пациентам старше 70 лет из-за доказанной медленной структурной дегенерации [3].

METHODS OF SURGICAL TREATMENT OF AORTIC VALVE FAILURES IN PATIENTS OF SENIOR AGE GROUP

A. N. Molchanov, I. A. Urvantseva

The aim of the article is to review modern cardiac surgery approaches to treatment of degenerative aortic valve failures. In the past decade there has been a growing interest in the problem of surgical treatment of patients of the senior age group with valvular heart diseases. A wide range of artificial bioprosthetic heart valves allows a surgeon to select properly the method for correction of a heart defect. Therefore the correct selection of the prosthesis model and the method of correction for the heart defect will allow improving the long-term results of surgical techniques for this severe category of patients.

Keywords: elderly patient, aortic disease, aortic valve replacement, transcatheter aortic valve replacement.

Изобретение и использование биологических протезов, в том числе и клапанов сердца произошло еще в прошлом веке 20 столетия. Развитие биопротезов проходило этапы становления и совершенствования методик, таких как первые пересадки натуральных трансплантатов, так и позднее трансплантатов с фиксацией в формалине, биопротезов, из перикарда крупного рогатого скота или клапанов свиньи, обработанных глутаровым альдегидом и на несущих каркасах [2].

Биопротезирование для лечения пороков клапанов сердца получило распространение в 70-е годы прошлого века в связи с разработкой метода консервации биоматериала. Данная методика создает у биоткани структурную инертность, биологическую стабильность и обеспечивает стерильность биопротеза. Данная усовершенствованная категория протезов, в отличие от механических, имеет важную особенность – более низкий риск тромбозов, тромбоэмболических осложнений и гипокоагуляционных кровотечений, и исключает необходимость приема антикоагулянтов до конца жизни. Современные биопротезы формируют структуру потока, близкую к физиологической, а в случаях развития кардиодисфункции дают возможность планомерно выполнить повторную операцию [6].

Центрами разработки и производства биопротезов клапанов сердца в России стали Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева и Российский научный центр хирургии им. акад. Б. В. Петровского. В 1968 г. в нашей стране были выполнены первые операции с использованием биологических протезов клапанов сердца [4].

В 2009 г. Кемеровский кардиологический центр совместно с закрытым акционерным обществом «НеоКор» (г. Кемерово) разработали и запустили в производство новый отечественный ксеноперикардальный биопротез «ЮниЛайн». Композитный каркас протеза «ЮниЛайн» состоит из полипропиленовой основы, контур которой продублирован проволокой из сверхэластичного сплава никелида титана, что позволяет демпфировать нагрузки на стойки протеза, тем самым снижая нагрузки на створчатую часть, сохраняя структуру биоматериала [2, 4].

С целью сохранности створчатой части биопротеза была разработана технология лазерного раскроя створок [7]. Технология позволяет производить раскрой составных частей протеза в точном соответствии с необходимой толщиной и «запаивать» край биоматериала, сохраняя целостность края детали и препятствуя разрыву створок. Максимальная однородность створчатого аппарата по толщине способствует равномерному распределению нагрузки по всей поверхности створки, что в целом повышает эффективность работы протеза. В Кемеровском ксеноперикардальном биопротезе «ЮниЛайн» в обшивке каркаса протеза использован биоматериал, обеспечивающий возможность дополнительной обработки протеза с целью придания ему собственной антибактериальной активности, антитромботических свойств или устойчивости к кальцификации. Экспериментальные и клинические исследования показали, что отечественный биопротез «ЮниЛайн» по своим гемодинамическим характеристикам не уступает наиболее популярному зарубежному протезу PERIMOUNT (Edwards Lifesciences) [8].

Так, по данным А. Hurlé и соавт. [9], при использовании протеза PERIMOUNT 21-го размера для замещения аортального клапана максимальный градиент на протезе на момент выписки составил $22,0 \pm 6$ мм рт. ст., средний – $12,0 \pm 3$ мм рт. ст., эффективная площадь отверстия – $1,44 \pm 0,24$ см². При использовании биопротеза «ЮниЛайн» аналогичного размера в аортальную позицию максимальный градиент составил $18,1 \pm 5,3$ мм рт. ст., средний – $13,8 \pm 4,1$ мм рт. ст., эффективная площадь отверстия – $2,5 \pm 0,12$ см², что значительно превосходит такой показатель биопротеза PERIMOUNT [10].

С 2009 по 2015 годы в НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний (г. Кемерово) и ФГБНУ «НИИПК им. акад. Е. Н. Мешалкина» (г. Новосибирск) имплантировано 215 биопротезов «ЮниЛайн». Такое оперативное вмешательство проведено пациентам старше 60 лет. Актуарные показатели выживаемости и отсутствия реопераций к концу пятого года наблюдения были 91 и 96,5 % соответственно. Линейный показатель протезного эндокардита и первичной тканевой несостоятельности с кальцификацией составил 0,65 и 0,22 % пациентов в год соответственно. Полученные результаты достаточно оптимистичны, хотя небольшой срок наблюдения (5 лет) не позволяет в настоящее время представить полную картину первичной тканевой дегенерации и требует дальнейшего наблюдения [4].

Начало клинического использования протеза «БиоЛАБ» в Институте сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева относится к началу 1985 г. [11–12]. В исследовании С.И. Бабенко и соавт. получены отличные показатели пикового и среднего систолического градиента на всех размерах ксеноперикардальной модели каркасного протеза «БиоЛАБ» как в раннем, так и в отдаленном послеоперационном периоде при среднем сроке наблюдения 7,6 года [11].

Важным аргументом в пользу биопротезирования аортального клапана является показатель отсутствия тромбоэмболических осложнений у пациентов, которым отменили антикоагулянтные препараты через 6 месяцев после операции. В ходе исследования [11, 13] только один пациент перенес ишемический инсульт на фоне пароксизмальной формы фибрилляции предсердий и нерегулярного приема варфарина. В данном исследовании отдаленная выживаемость составила к 10-му году $85,3 \pm 6,1$ %. За этот период не наблюдалось ни одного случая дисфункции протеза, связанного с дегенерацией биоткани. Свобода от дегенеративных изменений составила 100 %.

На основании приведенных данных можно сделать вывод, что ксеноперикардальный протез «БиоЛАБ» в аортальной позиции обеспечивает хорошие гемодинамические параметры как в раннем, так и в отдаленном периоде после операции, отсутствие реопераций, связанных с дегенерацией биоткани, при сроках наблюдения до 10 лет и имплантации пациентам старше 60 лет, а также высокую отдаленную выживаемость и хорошее качество жизни.

При исследовании гемодинамических показателей современных биопротезов некоторые авторы указывают на преимущества ксеноперикардальных моделей. М. J. Dalmau и соавт. в рандомизированном исследовании обследовали 108 пациентов, которые подверглись протезированию аортального клапана ксеноаортальным протезом «MosaicMedtronic» или

«PerimountMagna» (Edwards Lifesciences), и определили средний градиент, эффективную площадь отверстия на протезах и регресс массы миокарда левого желудочка через год и 5 лет после имплантации [14]. Средний градиент оказался значительно ниже через 1 и 5 лет в группе ксеноперикардиальных протезов ($10,3 \pm 3,4$ и $9,6 \pm 3,5$ мм рт. ст. соответственно), чем в группе ксеноаортальных протезов ($16,3 \pm 7,6$ и $16,8 \pm 8,7$ мм рт. ст. соответственно). Кроме того, индексированная эффективная площадь отверстия через год и 5 лет также была значительно больше в группе «Perimount» ($1,10 \pm 0,22$ и $1,02 \pm 0,25$ см²/м² соответственно) по сравнению с группой «Medtronic» ($0,96 \pm 0,22$ и $0,76 \pm 0,19$ см²/м² соответственно). Через 5 лет регресс массы миокарда левого желудочка был достоверно выше в группе «Perimount».

Эта информация и результаты других исследований позволяют предположить, что и выживаемость в группе ксеноперикардиальных протезов может быть выше.

P. Biglioli и соавт. [15], анализируя 18-летний опыт клинического применения ксеноперикардиальной модели протеза Carpentier-Edwards, использование которого было начато в 1981 г. и который в дальнейшем также претерпел ряд технологических и конструктивных изменений, пришли к выводу, что оптимальным для имплантации является возраст старше 65 лет, так как в этой возрастной группе риск дегенерации минимален [15]. Ранняя смертность в данном исследовании составила 6 % (n=4). Это соответствует госпитальной летальности в других исследованиях, в которых она варьирует от 4,1 до 8,8 % у пожилых пациентов, перенесших протезирование аортального клапана. В общей группе кардиохирургических больных старше 65 лет сообщается и о более высокой летальности.

Отдаленная выживаемость пожилых пациентов после протезирования аортального клапана зависит от возраста и сопутствующих заболеваний на момент операции [13]. M. Catherine и соавт. указывают, что через 5, 10 и 15 лет у 33 % пациентов с наименьшим количеством факторов риска отдаленная выживаемость соответствовала таковой в общей популяции. Структурного ухудшения работы биопротезов за этот период авторы не наблюдали, хотя и не получили достаточного количества доказательств влияния типа протеза на отдаленную выживаемость [16].

Первая операция с установкой ксеноперикардиального протеза Carpentier-Edwards Perimount была проведена во Франции в 1984 г. [17]. К важным характеристикам этого протеза можно отнести длительный срок службы, а также гемодинамическую способность предупреждения несовместимости в системе «пациент – протез». В ходе исследований было установлено, что данное осложнение чаще всего возникает при малом размере биопротеза относительно размеров тела пациента [2, 4–5], что особенно важно при значительно выраженной гипертрофии левого желудочка [18].

Следует отметить, что биодegradация с нарушением функции клапана у больных пожилого возраста значительно снижается, в том числе и вследствие большего срока службы клапана относительно продолжительности жизни пациента. В ходе проспективных рандомизированных исследований установлены оптимальные клинические и гемодинамические пока-

затели спустя год после проведения протезирования аортального клапана [5].

Так, в исследовании R. Tavakoli и соавт. в ходе сравнения биопротезов Edwards Prima Plus и Carpentier-Edwards Perimount установлено, что оптимальные гемодинамические показатели и снижение массы левого желудочка можно достичь при использовании перикардиального каркасного протеза Carpentier-Edwards Perimount [19]. Кроме того, использование данного биопротеза способствует улучшению функционирования левого желудочка.

В ряде исследований [5, 20–21] было доказано преимущество протеза Carpentier-Edwards Perimount по сравнению с другими наиболее часто используемыми клапанами Carpentier-Edwards: снижение массы левого желудочка, более продолжительный средний срок службы, лучший показатель 10-летней выживаемости.

Согласно сведениям в современной литературе, выбор биологического протеза у больных пожилого возраста не влияет на данные выживаемости и смертности [22]. Таким образом, можно сказать, что выбор биологического протеза для пациентов пожилого возраста может основываться на предпочтении хирурга, легкости имплантации, а также вероятности повторной операции.

Биопротез Hancock Standard (первое поколение) был внедрен в клиническую практику в начале 70-х годов XX в. [3]. Дизайн этого свиного аортального протеза предполагал низкотурбулентный центральный поток крови с минимальным градиентом давления, однако технически несовершенный каркас и большое шовное кольцо протеза приводили к появлению гемодинамически значимого транспротезного диастолического градиента [11, 23]. Небольшая продолжительность службы из-за быстрой дегенерации биологических компонентов протеза послужила причиной быстрого отказа от применения этой модели [24–25].

Модернизированный биопротез Hancock II с редуцированным профилем каркаса и улучшенной технологией фиксации и обработки биологических компонентов протеза позволил значительно уменьшить число осложнений [26–27].

В настоящее время эта модель наряду с некоторыми моделями других производителей (Carpentier-Edwards S.A.V.TM, Carpentier-Edwards Perimount) является одним из наиболее изученных, распространенных и удачных биологических протезов, который применяется кардиохирургами по всему миру уже без малого 30 лет [3].

В современной кардиохирургии происходит активное внедрение новых бесшовных биопротезов. Наиболее распространенными бесшовными биопротезами, имплантируемыми в аортальную позицию, являются 3F-Enable (Medtronic ATS) и Perceval S (SorinGroup) [28–29].

Использование биологических протезов ATS 3F Enable для лечения пороков аортального клапана у больных, относящихся к группе высокого риска, при традиционной хирургической коррекции является одним из современных инновационных подходов. Одним из преимуществ этого протеза является эффективная площадь отверстия (толщина каркаса составляет 1 мм), которая не уступает таковой в бескаркасных биологических и механических протезах,

а тщательная декальцинация, точное позиционирование и методика бесшовной имплантации позволяют сократить продолжительность искусственного кровообращения и пережатия аорты в 2–3 раза [30]. В ходе исследования S. Martens и соавт. доказана эффективность протезирования данного биопротеза [29]. В результате авторы пришли к выводу, что метод бесшовной имплантации клапана практически осуществим и безопасен при использовании биопротеза ATC 3f Enable. Имплантация клапана приводит к хорошему гемодинамическим и значительным клиническим улучшениям.

В случаях изолированного поражения аортального клапана возможно выполнение операции через мини-доступ путем частичной верхней стернотомии. Таких осложнений, как парапротезные потоки, дислокация клапана, а также сокращение времени искусственного кровообращения и пережатия аорты, возможно избежать с ростом опыта и дальнейшим развитием этой методики [30–31]. В этой связи требуется динамическое наблюдение за результатами имплантации новых биологических протезов.

По данным современной литературы, происходит активное внедрение другого бесшовного биопротеза Perceval S (SorinGroup), к преимуществам которого авторы относят улучшение и стабилизацию гемодинамики, хорошие клинические результаты, а также простоту имплантации.

A. Lio и соавт. проведена оценка результатов использования биопротеза Perceval S при его имплантации в аортальную позицию [28]. Всем пациентам при выписке была выполнена эхокардиография для оценки гемодинамики. Авторы подтверждают, что протезирование биопротеза Perceval S обеспечивает низкий уровень летальности и хороший уровень гемодинамической производительности протеза.

Биопротез Perceval S рекомендован прежде всего пациентам старше 65 лет, а также больным с минимальными размерами аорты и выраженной кальцификацией, поэтому широко используется во всем мире. Так, в мультицентровом исследовании E. Villa и соавт. приняли участие 276 пациентов (средний возраст $79,7 \pm 5,2$) [32]. В исследовании проведено сравнение биопротеза Perceval S с другими моделями. В результате Perceval S показал лучшие гемодинамические параметры, низкий уровень смертности по сравнению с другими протезами и был рекомендован пациентам пожилого возраста.

Немаловажную роль в улучшении клинических показателей у пациентов с аортальными пороками играет регрессия гипертрофии левого желудочка. В исследовании G. Santarpino и соавт. установлена значительная регрессия гипертрофии левого желудочка в первый год наблюдения после имплантации биопротеза Perceval S, однако для полной оценки данного параметра требуются более продолжительные наблюдения [33].

Пожилые пациенты обычно относятся к группе повышенного риска в силу коморбидной патологии [34]. Хотя протезирование аортального клапана в условиях искусственного кровообращения является «золотым стандартом» с невысокой операционной летальностью, на хирургическое лечение направляется всего лишь 1/3 пожилых больных из-за высокого риска, тяжести порока, сниженной сократимостью ЛЖ и сопутствующими заболеваниями (определяемые по оценке

риска: по EuroSCORE II – выше, чем 20 %; по STS – выше 10 %) [35].

В настоящее время все большее развитие в хирургии неоперабельных больных получает метод транскатетерной имплантации аортального клапана – TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation) [36].

16 апреля 2002 г. останется памятным днем – датой первой транскатетерной имплантации аортального клапана человеку. Операция была выполнена с использованием транссептального доступа [37]. Успешная имплантация протеза в субкоронарное положение на работающем сердце с использованием транскатетерных методов без нежелательного воздействия на окружающие структуры стала прорывом в истории интервенционной кардиологии [38]. Эти исследования подтвердили возможности TAVI (80%-е успешные процедурные результаты) и прочное гемодинамическое и функциональное улучшение после имплантации с длительностью выживания больных до 6,5 лет.

Первым протезом, внедренным в хирургическую практику, стал Edwards SAPIEN (изначально Cribier-Edwards). Створки протеза были выполнены из бычьего перикарда, предварительно обработаны антикальцевым раствором и установлены в стент из нержавеющей стали. Система доставки включена в ретрофлексный катетер, задуманный для ретроградного трансфеморального подхода [37].

Одновременно с этим технически совершенствовался протез клапана MEDTRONIC CoreValve (USA), состоящий из нитинолового стента, предназначенный для имплантации трансфеморальным доступом: створки клапана были выполнены из свиного перикарда.

В 2010 г. создан новый протез клапана – SAPIEN XT, который включал опорную раму из хром-кобальтового сплава, новый дизайн створок клапана. Это сопровождалось появлением новых систем доставки (для трансфеморального доступа – NovaFlex), совместимых с меньшими размерами проводников (18F и 19F) и усовершенствованной системы доставки для транскапального доступа [39].

На сегодняшний день продолжается разработка и внедрение новых клапанов для TAVI, некоторые из них уже прошли доклинические и ранние клинические испытания, например: LotusValveSystem – единственный нитиноловый проволочный каркас с перикардальным клапаном [40]; Evolute – модернизированная версия CoreValve с реконструированным нитиноловым каркасом [41]; протез Direct Flow™ (Direct Flow Medical Inc., USA) – бестентовый клапан из бычьего перикарда, который помещен в мягкую полиэстеровую манжетку [42]; Centura – первый саморасширяющийся протез от фирмы Edwards Lifesciences; Portico Transcatheter Aortic Heart Valve – саморасширяющийся интрааннулярный клапан [44]. Ventrion™ (Medtronic, Inc) – клапан сердца для интервенционных методов, JenaValve™ (JenaValveTechnology, устройство Symetis™ (Symetis) и клапан Lotus™ (Sadra Medical, Inc) в настоящее время проходят доклинические или ранние клинические испытания [43].

Со временем результаты TAVI стали более предсказуемыми. Многочисленные исследования свидетельствуют, что у неоперабельных пациентов TAVI превосходит стандартную хирургию порока, значительно снижая уровень смертности и частоту повторных го-

спитализаций в течение 1 года (с абсолютным увеличением выживаемости на 20 %). В группах с высоким хирургическим риском TAVI не уступает протезированию аортального клапана с точки зрения смертности в течение года от любых причин [45].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, на сегодняшний день существует несколько методик протезирования аортального клапана, но наибольший интерес представляет транскатетерное протезирование аортального клапана.

ЛИТЕРАТУРА

1. Наумова Л. А., Осипова О. Н. Коморбидность: как ее понимать? // Вестник СурГУ. Медицина. 2017. № 2. С. 57–64.
2. Барбараш Л. С., Журавлева И. Ю. Эволюция биопротезов клапанов сердца: достижения и проблемы десятилетий // Комплекс. проблемы сердеч.-сосуд. заболеваний. 2012. № 1. С. 4–11.
3. Борисов И. А., Блеткин А. Н., Савичев Д. Д. Биологические протезы клапанов сердца в современной кардиохирургии // Клинич. медицина. 2012. № 2. С. 4–8.
4. Кудрявцева Ю. А. Биологические протезы клапана сердца. От идеи до клинического применения // Комплекс. проблемы сердеч.-сосуд. заболеваний. 2015. № 4. С. 6–16.
5. Миролюбов Л. М., Хавандеев М. Л., Миролюбов Б. М. Развитие технологий биопротезирования в кардиохирургии // Практич. медицина. 2012. Т. 60. № 5. С. 36–39.
6. Рогулина Н. В. и др. Отдаленные результаты применения механических и биологических протезов у пациентов различных возрастов // Медицина и образование в Сибири. 2014. № 3. С. 8–12.
7. Барбараш Л. С. и др. Возможности использования лазерных технологий в производстве кардиоваскулярных биопротезов // Бюл. Сибир. отд-ния Рос. акад. мед. наук. 2010. Т. 30. № 5. С. 35–39.
8. Jamieson E. W. R. Jamieson W. R. 15 year comparison of supra-annular porcine and PERIMOUNT aortic bioprostheses // Asian Cardiovasc Thorac Ann. 2006. Vol. 14. № 3. P. 200–205.
9. Hurler A. A Comparative Study of the Follow-Up and Hemodynamics in vivo of 21 mm Carpentier-Edwards Supra-Annular and Perimount Bioprostheses // Rev Esp Cardiol. 2002. Vol. 55. P. 733–737.
10. Протопопов А. В. Площадь эффективного отверстия как предиктор результатов хирургического лечения // Междунар. журн. интервенц. кардиологии. 2014. № 32. С. 42–43.
11. Бабенко С. И. и др. Отдаленные результаты имплантации каркасного ксеноперикардального протеза «БиоЛАБ» в аортальную позицию // Грудная и сердеч.-сосуд. хирургия. 2013. № 6. С. 41–46.
12. Салех А. Х. Результаты протезирования митрального клапана ксеноперикардальными биопротезами «БиоЛАБ»: автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2010. 25 с.
13. Ashikhmina E. A. Aortic Valve Replacement in the Elderly: Determinants of Late Outcome // Circulation. 2011. Vol. 124. P. 1070–1078.
14. Dalmau M.J. Hemodynamic performance of the Medtronic Mosaic and Perimount Magna aortic bioprostheses: five-year results of a prospectively randomized study // Eur J Cardiothorac Surg. 2011. Vol. 39. P. 844–852.
15. Biglioli P. Long-term outcomes of the Carpentier-Edwards pericardial valve prosthesis in the aortic position: effect of patient age // J Heart Valve Dis. 2004. № 13. P. 49–51.
16. Otto C. M., Bonow R. O. Valvular heart disease: a Companion to Braunwald's Heart Disease // Elsevier. Fourth edition. 2014. P. 461.
17. Vizzardi E. Effects of transcatheter aortic valve implantation on left ventricular mass and global longitudinal strain: tissue Doppler and strain evaluation // Heart, Lung and Vessels. 2014. Vol. 4. № 6. P. 253–261.
18. Ковалева Е.Е. Транскатетерная имплантация аортального клапана и эндоваскулярные процедуры на коронарных артериях. Что первично? // Междунар. журн. интервенц. кардиологии. 2013. № 32. С. 42–43.
19. Tavakoli R. Full-root aortic valve replacement with stentless xenograft achieves superior regression of left ventricular hypertrophy compared to pericardial stented aortic valves // Journal of Cardiothoracic Surgery. 2015. № 10. P. 15.
20. Fok M. Aortic Valve Repair: A Systematic Review and Meta-analysis of Published Literature // AORTA. 2014. № 2. P. 10–21.
21. Totaro P. Carpentier-Edwards PERIMOUNT Magna bioprosthesis: a stented valve with stentless performance? // J Thorac Cardiovasc Surg. 2005. Vol. 130. № 6. P. 1668–1674.
22. Dagenais F. Which biologic valve should we select for the 45 to 65-year-old age group requiring aortic valve replacement? // J Thorac Cardiovasc Surg. 2006. Vol. 129. P. 1041–1049.
23. Барбараш Л. С. и др. Возможности использования лазерных технологий в производстве кардиоваскулярных биопротезов // Бюл. Сиб. отд-ния Рос. акад. мед. наук. 2010. Т. 30. № 5. С. 35–39.
24. Blauwet L. A. Comprehensive Echocardiographic Assessment of Normal Mitral Medtronic Hancock II, Medtronic Mosaic, and Carpentier-Edwards Perimount Bioprostheses Early after Implantation // J Am Soc Echocardiogr. 2010. Vol. 23. № 6. P. 656–666.
25. Knobelsdorff-Brenkenhoff von F. In vitro assessment of heart valve bioprostheses by cardiovascular magnetic resonance: four-dimensional mapping of flow patterns and orifice area planimetry // Eur J Cardiothorac Surg. 2011. Vol. 40. № 3. P. 736–742.
26. David T.E. Hancock II bioprosthesis for aortic valve replacement: the gold standard of bioprosthetic valves durability? // Ann Thorac Surg. 2010. Vol. 90. № 3. P. 775–781.
27. Une D. Twenty-year durability of the aortic Hancock II bioprosthesis in young patients: is it durable enough? // Eur J Cardiothorac Surg. 2014. Vol. 46. № 5. P. 825–830.

28. Lio A. Initial Experience with Sutureless Sorin Perceval S Aortic Prosthesis for the Treatment of Prosthetic Valve Endocarditis // *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015. Vol. 63. № 6. P. 501–503.
29. Martens S. Clinical experience with the ATS3f Enable® Sutureless Bioprosthesis // *Eur J Cardiothorac Surg.* 2011. Vol. 40. № 3. P. 749–755.
30. Бокерия Л.А. и др. Случай успешного протезирования аортального клапана у пациентки с критическим кальцинированным аортальным стенозом биологическим протезом 3fatsenable // *Бюл. НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН.* 2013. Т. 14. № 2. С. 51–54.
31. Viola M. Sutureless prosthesis and less invasive aortic valve replacement: just an issue of clamping time? // *Ann Thorac Surg.* 2015. Vol. 99. № 5. P. 1518–1523.
32. Villa E. Challenge for perceval: aortic valve replacement with small sutureless valves--a multicenter study // *Ann Thorac Surg.* 2015. Vol. 99. № 4. P. 1248–1254.
33. Santarpino G. Left ventricular mass regression after sutureless implantation of the Perceval S aortic valve bioprosthesis: preliminary results // *Interact CardiovascThorac Surg.* 2014. Vol. 18. № 1. P. 38–42.
34. Aminian A., Lalmand J., Dolatabadi D. Late contained aortic root rupture and ventricular septal defect after transcatheter aortic valve implantation // *Catheter Cardiovasc Interv.* 2013. № 81: P. 72.
35. Barbash I.M., Dvir D., Ben-Dor I. et al. Prevalence and effect of myocardial injury after transcatheter aortic valve replacement // *Am J Cardiol.* 2013. № 111. P. 1337.
36. Walther T., Hamm C.W., Schuler G., Berkowitsch A., Kotting J., Mangner N. et al. Perioperative Results and Complications in 15,964 Transcatheter Aortic Valve Replacements: Prospective data from the GARY Registry // *J Am CollCardiol.* 2015. № 65. P. 2173–2180.
37. Cribier A., Eltchaninoff H., Bash A., Borenstein N., Tron C., Bauer F., Derumeaux G., Anselme F., Laborde F. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description // *Circulation.* 2002. № 106. P. 3006–3008.
38. Moreno R., Dobarro D., Lopez de Sa E. et al. Cause of complete atrioventricular block after percutaneous aortic valve implantation: insights from a necropsy study // *Circulation.* 2012. № 120 P. e29–e30.
39. Leon M. B., Smith C. R. et al. Transcatheter Aortic-Valve Implantation for Aortic Stenosis in Patients Who Cannot Undergo Surgery // *The new England journal of medicine.* 2010. № 17.V. 363 P. 1597–1607.
40. Tchetché D., Dumonteil N., Sauguet A. et al. Thirty-day outcome and vascular complications after transarterial aortic valve implantation using both Edwards Sapien and Medtronic CoreValve bioprostheses in a mixed population // *Euro Intervention.* 2010. № 5. P. 659–665.
41. Nkomo V.T., Gardin J.M., Skelton T. N. et al. Burden of valvular heart diseases: a population-based study // *Lancet.* 2012. № 368.P. 1005–1011.
42. Dvir D., Webb J.G., Bleiziffer S. et al. Transcatheter aortic valve implantation in failed bioprosthetic surgical valves // *JAMA.* 2014. № 312.P. 162–170.
43. Abdel-Wahab M., Mehilli J., Frerker C. et al. Comparison of balloon-expandable vs self-expandable valves in patients undergoing transcatheter aortic valve replacement: the CHOICE randomized clinical trial // *JAMA.* 2014. № 311.P. 1503.
44. Adams D.H., Popma J. J., Reardon M. J. et al. Transcatheter aortic-valve replacement with self-expanding prosthesis // *N Engl J Med.* 2014. № 370. P. 1790.
45. Webb J., Gerosa G., Lefe`vre T. et al. Multicenter Evaluation of a Next-Generation Balloon-Expandable Transcatheter aortic valve // *J Am CollCardiol.* 2014. № 64 (21). P. 2244–2245.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Молчанов Андрей Николаевич – врач сердечно-сосудистый хирург, кандидат медицинских наук, старший преподаватель кафедры кардиологии, Сургутский государственный университет; e-mail: amolchanov432@gmail.com.

Урванцева Ирина Александровна – кандидат медицинских наук, доцент, заведующая кафедрой кардиологии, Сургутский государственный университет, главный врач Округного кардиологического диспансера; e-mail: post@okd.ru

ABOUT THE AUTHORS

Andrey N. Molchanov – Cardiovascular Surgeon, PhD (Medicine), Senior Lecturer, Cardiology Department, Medical Institute, Surgut State University; e-mail: amolchanov432@gmail.com.

Irina A. Urvantseva – PhD (Medicine), Associate Professor, Head, Cardiology Department, Medical Institute, Surgut State University, Chief Medical Officer, Surgut District Cardiologic Dispensary; e-mail: post@okd.ru.