



<sup>1</sup> Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медико-биологический центр им. А.И. Бурназяна

<sup>2</sup> Центральная государственная медицинская академия

<sup>3</sup> Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования

# Оценка функции протезированных клапанов в современной клинической практике

И.Н. Посохов, д.м.н., проф.<sup>1</sup>, Е.А. Праскурничий, д.м.н.<sup>2,3</sup>, О.И. Морозова, к.м.н.<sup>1</sup>

Адрес для переписки: Игорь Николаевич Посохов, igor@posohov.ru

Для цитирования: Посохов И.Н., Праскурничий Е.А., Морозова О.И. Оценка функции протезированных клапанов в современной клинической практике. Эффективная фармакотерапия. 2024; 20 (26): 54–60.

DOI 10.33978/2307-3586-2024-20-26-54-60

*Благодаря стремительному развитию техники в клинической практике все чаще наблюдаются пациенты, перенесшие вмешательство на клапанах сердца. Для врачей разных специальностей становится актуальным приобретение компетенций по ведению пациентов с протезированными клапанами. В рамках этих компетенций важно также понимание основных принципов использования современных методов диагностики.*

**Ключевые слова:** клапанная болезнь сердца, дисфункции протезированного клапана, эхокардиография, компьютерная томография сердца, магнитно-резонансная томография сердца

## Введение

За последние десятилетия ведение пациентов с клапанной болезнью сердца (КБС) существенно изменилось. Благодаря быстрому развитию методик вмешательств на клапанах заболевание стало менее летальным [1]. Протезирование получает широкое распространение, соответственно в клинической практике возрастает количество пациентов с протезами. Их ведение требует комплексной оценки функции протезированного клапана с учетом клинической информации и результатов инструментальных исследований.

Клиническая информация чрезвычайно важна, поскольку позволяет определить показания к исследованию, симптомы, размер и тип протеза клапана, а также дату операции. Необходимо учитывать такие показатели, как артериальное давление, частота сердечных сокращений (ЧСС), рост, вес. Так, ЧСС влияет на продолжительность диастолического наполнения, а следовательно, на средние градиенты митрального и трикуспидального клапанов. Показатели роста и веса используются при расчете площади поверхности тела, которую необходимо знать для вычисления индексированных показателей.

При оценке функции протезов основополагающими являются инструментальные методы [2]. Для практических врачей разных специальностей становится актуальным приобретение компетенций по ведению

пациентов с протезированными клапанами. Важно также понимание основных принципов, которыми руководствуются при использовании указанных методов диагностики.

## Типы протезов клапанов

Выбор протезов клапанов широк. Разнообразие обусловлено локализацией имплантации, основной патологией, операционной техникой и индивидуальными особенностями пациента. Например, механические клапаны более долговечны, чем биологические [3], тем не менее требуют постоянной антикоагулянтной терапии [2]. Однако несколько причин, включая предпочтения пациента, привели к тому, что за последнее десятилетие частота протезирования механическими клапанами сократилась. При этом увеличилась частота транскатетерных процедур и снизилась частота имплантаций механических клапанов [4].

Наиболее распространенным среди механических клапанов типом считается двустворчатый (рис. 1). Он обеспечивает наилучшую для таких протезов гемодинамику [5]. Запирающий элемент в нем выполнен в виде двух симметрично расположенных полукруглых створок, прикрепленных к каркасу посредством шарнирного соединения. Примерами двустворчатого протеза служат зарубежные St. Jude Medical, Carbomedics и отечественные Карбоникс, Роскардикс, Мединж.

Согласно данным литературы, реже применяются одностворчатые (или поворотно-дисковые) протезы с конструкцией запирающего элемента в виде диска, закрепленного шарнирно с возможностью вращения вокруг оси, расположенной в плоскости корпуса, такие как Bjork-Shiley, ЛИКС, МИКС. Имеются также разновидности с единственной опорой, идущей через центр диска со специальным отверстием для нее, – Medtronic-Hall. Эта опора в форме «гусиной шеи» позволяет диску свободно перемещаться. Необходимо отметить, что шаровой клапан Старра – Эдвардса больше не имплантируется.

Биологические протезы могут представлять собой ксенотрансплантаты (ксенографты), содержащие ткань перикарда свиньи или крупного рогатого скота, гомотрансплантаты (из трупного материала) или аутоотрансплантаты (операция Росса). Часто используются стентированные ксенографты, в которых створки перикарда монтируются либо внутри, либо снаружи каркаса стента. В целях увеличения площади клапана и снижения трансклапанного градиента разработаны бескаркасные протезы (в частности, Freestyle) [6]. Продолжает развиваться технология транскатетерного протезирования [4] с использованием баллонорасширяемых интрааннулярных или самораскрывающихся супрааннулярных и интрааннулярных протезов, проходящих клинические исследования. К таким протезам относятся SAPIEN, Evolut, Harmony, Navitor, МедЛаб-КТ.

### Дисфункции протезированных клапанов

Известно несколько категорий дисфункции протезированных клапанов [7]:

- структурная;
- неструктурная;
- инфекционный эндокардит (ИЭ);
- тромбы.

Под структурной дисфункцией клапана понимают постоянные внутренние изменения протеза клапана: износ, разрушение, фиброз или кальцификацию створок, а также перелом или деформацию каркаса или стойки. Структурная дисфункция в биологических протезах встречается чаще, чем в механических. Наиболее частая причина дегенерации биопротезов – кальцификация. Обычно она поражает створки и элементы каркасов [8].

Неструктурная дисфункция – любая аномалия протеза, не связанная с его конструкцией, но приводящая к нарушению функции клапана. Например, дисфункция, возникающая при несоответствии размера протеза размеру пациента. В этом случае возникают высокий градиент и функциональный стеноз [2]. Еще одна часто описываемая в литературе неструктурная дисфункция – параклапанная утечка. В имплантированных хирургическим путем клапанах она может возникать из-за отхождения пришивной манжеты, ИЭ, аневризмы восходящей аорты, а в транскатетерных клапанах – из-за неправильного прилегания к нативной ткани или глубины имплантации, а также кальцификации створки или кольца [7]. Кроме того,

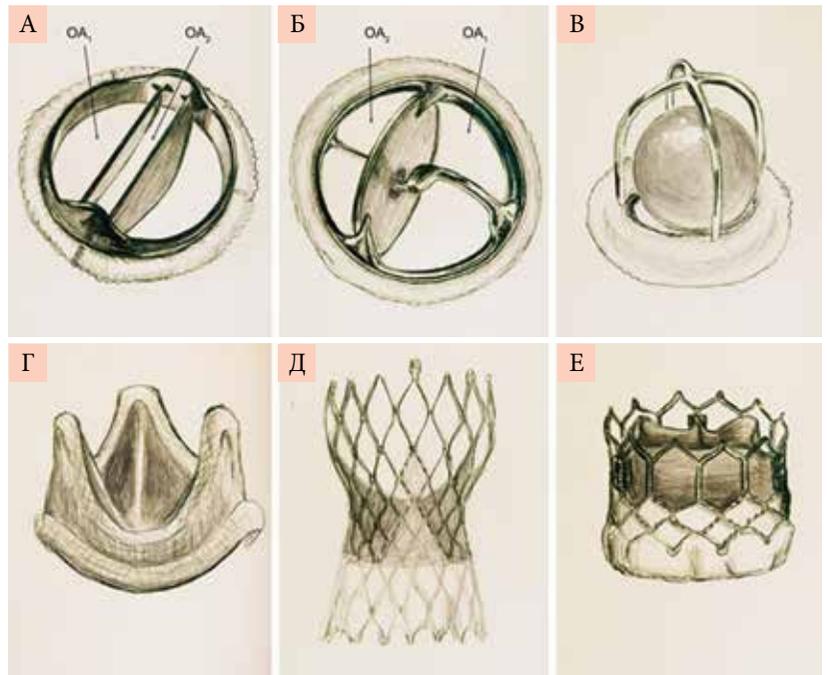


Рис. 1. Протезы клапанов сердца (масштаб не соблюден): механические – двустворчатые (А), поворотно-дисковые или одностворчатые (Б), шаровые (В); биологические – каркасные (Г), транскатетерные самораскрывающиеся (Д) и расширяемые баллоном (Е). В первых двух клапанах отмечены площади отверстий, одни из которых больше (ОА<sub>1</sub>), другие меньше (ОА<sub>2</sub>)

описаны эмболизация клапана, дилатация камер сердца после имплантации, ущемление створок или дисфункция из-за паннуса (фиброзной ткани, которая растет в периааннулярной области) [9].

ИЭ становится все более актуальной клинической проблемой. ИЭ можно наблюдать в любое время после операции у 1–6% пациентов с протезами клапанов с частотой 0,3–1,2% на каждый пациенто-год [10]. При механических клапанах инфекция почти всегда распространяется из пришивной манжеты и приводит к таким осложнениям, как утечки, абсцесс и распространение на соседние структуры. Инфекции биопротезного клапана могут возникать в створках и распространяться на пришивное кольцо или параклапанную область. В аортальной позиции иногда имеют место псевдоаневризмы [11]. Инфицированная псевдоаневризма при протезированном клапане является результатом дренирования параклапанного абсцесса в соседнюю камеру сердца. I.D. Ried и соавт. (2024) указывают на более высокую частоту перечисленных осложнений у пациентов, носящих протезы, содержащие полимерные частицы [12].

У 0,3–8% пациентов с протезированными клапанами сердца наблюдаются тромбы [13]. Механические клапаны более тромбогенны, чем биологические, но только при условии недостаточной антикоагулянтной терапии. Состояние сопровождается риском эмболии, который зависит от подвижности, размера и возраста тромба.



### Градиенты давления и площадь отверстия

Общие принципы оценки гемодинамики в протезированных клапанах схожи с таковыми оценки стенозов нативных клапанов и заключаются в описании явлений, возникающих при прохождении жидкости через трубку с локальным сужением. При этом учитывают эффективную (ЕОА) и геометрическую (GOA) площадь отверстия, максимальную скорость кровотока ( $V_{max}$ ), градиент ( $\Delta P$ ) и восстановление давления [14].

Ключевым уравнением расчета градиентов давления считают упрощенное уравнение Бернулли:

$$\Delta P = 4V^2.$$

У пациентов с аортальными протезами и большим сердечным выбросом или узким выходным трактом левого желудочка (ЛЖ) при проксимальной скорости ( $V_1$ ) > 1,5 м/с эту скорость уже нельзя игнорировать. Градиент давления рассчитывают по формуле:

$$\Delta P = 4(V_2^2 - V_1^2).$$

Более полно функции протеза характеризует эффективная площадь отверстия, которую рассчитывают с помощью уравнения непрерывности:

$$EOA = \frac{SV}{VTI},$$

где ЕОА – эффективная площадь отверстия;

SV – ударный объем;

VTI – интеграл линейной скорости кровотока [15].

В некоторых искусственных клапанах, например двустворчатых, имеется разделение на несколько потоков, где восстановление давления происходит отдельно [16]. Так, меньшее центральное отверстие в двустворчатых клапанах (рис. 1) приводит к образованию высокоскоростной струи, что соответствует локализованному падению давления, которое нормализуется, как только центральный поток воссоединяется с потоками, исходящими из двух больших боковых отверстий [16]. Если внимание исследователя сосредоточено только на центральном отверстии (например, при доплерографии), возможны переоценка  $\Delta P$  и недооценка ЕОА.

### Несоответствие размеров протеза и пациента

Частота возникновения умеренного несоответствия между размером протеза аортального клапана и размером пациента – 20–70%, тяжелого – 2–20%. Подобное несоответствие наблюдается, когда ЕОА в протезе слишком мала по сравнению с размером тела и потребностями пациента в кровотоке в состоянии покоя [17]. Обычно это может быть одной из причин высоких трансклапанных градиентов.

В условиях клапанной болезни с низким потоком градиент ( $\Delta P$ ) может быть не повышен, но связан с худшим исходом [18]. Поэтому для оценки меры тяжести предпочтительнее расчет ЕОА, которую соотносят с площадью поверхности тела, то есть индексированной ЕОА. Чем она ниже, тем клинический исход хуже. Как правило, с уменьшением индексированной ЕОА градиенты увеличиваются постепенно. При значениях менее 0,8–0,9 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup> (в среднем 0,85 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup>)

их увеличение становится более выраженным, что демонстрирует экспоненциальный рост [19].

К неблагоприятным исходам относятся сердечная недостаточность, снижение толерантности к нагрузке, высокая частота госпитализации, развитие дисфункций ЛЖ с низким потоком и градиентом, митральная регургитация и снижение выживаемости [20].

Несоответствие размеров протеза и пациента также может возникать при использовании митральных протезов [21]. Расчет индексированной ЕОА митрального протеза методом периода полуснижения давления часто приводит к завышению результата вычислений, поэтому используют уравнение непрерывности. Пороговые значения расчетных величин для митрального протеза выше, чем для аортального: менее 1,2 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup> для умеренного несоответствия и менее 0,9 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup> – для тяжелого [22].

### Регургитация

Регургитация в протезированных клапанах может быть физиологической и патологической.

Фракция физиологической регургитации не превышает 10–15% [2]. Ее подразделяют на два типа:

- 1) ретроградное смещение объема крови (объема закрывающего элемента), вызванное движением окклюдера (закрывающего элемента);
- 2) истинная тривиальная легкая регургитация в шарнирах этого элемента.

В шаровых механических клапанах объем закрытия обычно мал, а истинная регургитация и вовсе отсутствует. В других механических клапанных протезах с поворотными дисками возникают оба вида регургитации. При этом истинная регургитация происходит через так называемые промывочные жиклеры либо через центральное отверстие в протезах, устроенных по типу Medtronic-Hall. В биологических клапанных протезах, чаще в бескаркасных, также обнаруживают незначительную центральную регургитацию, что связано в основном с повышением чувствительности доплеровских режимов.

Патологическая регургитация может быть как центральной, так и параклапанной. Патологическая центральная клапанная регургитация чаще наблюдается при использовании биологических клапанов. Параклапанная регургитация встречается при любом типе протезов. Распространенность параклапанной регургитации колеблется от 5 до 20%. Большинство утечек клинически и гемодинамически незначимы и в отсутствие эндокардита характеризуются доброкачественным течением [23].

### Данные эхокардиографии

Одна из характеристик протеза, визуально оцениваемая в ходе эхокардиографии, – подвижность. Так, независимое или покачивающееся движение протеза аортального клапана служит диагностическим признаком его частичного отхождения. Однако повышенная подвижность протеза митрального клапана не обязательно обусловлена его дисфункцией, а может быть связана, например, с реконструкцией

предсердий или необычным расположением пришивного кольца внутри левого предсердия. Такая подвижность отличается от частичного отхождения отсутствием параклапанной регургитации [24].

Другая визуальная характеристика – утолщение корня аорты. Оно может быть обусловлено либо гематомой и отеком после установки протеза, которые постепенно редуцируются, либо абсцессом корня, не имеющим закономерной динамики после вмешательства. Для дифференциальной диагностики этих состояний используют интраоперационные и повторные послеоперационные исследования [24]. Визуализации поддаются также тромбы, представляющие собой образования умеренной эхоплотности, способные распространяться в полости сердца. В биопротезных клапанах тромб может проявляться в виде утолщения створок [25].

Оценить функцию протеза клапана без доплерографической эхокардиографии в импульсно-волновом, непрерывно-волновом и цветном режимах невозможно. Это исследование применяется также для оценки клапанной регургитации в нативном клапане [26]. Однако в ходе исследования могут возникнуть сложности из-за акустической реверберации и затенения от протеза (рис. 2). Аномальную струю удастся визуализировать, если она исходит и/или движется за пределами таких зон. Использование 3D-трансэзофагеальной эхокардиографии (ТЭЭ) с доплерографией улучшает оценку и измерение протезной регургитации [27], а также дифференциацию центральных и боковых струй. Обычно в ходе исследования выбирают точки, в которых лучше видны клапан или параклапаные структуры. Так, вид протезов анфас позволяет легко локализовать параклапаные утечки. Такой вид наиболее удобен для чрескожных вмешательств. Оптимальные 3D-снимки позволяют визуализировать окружающие ткани и ориентиры клапанов таким образом, чтобы можно было указать и отобразить локализацию поражения [28].

Допплерографию используют при расчете ЕОА по указанной выше формуле. Необходимо учитывать, что неточное измерение диаметра выносящего тракта и неверное положение контрольного объема способны привести к ошибкам при оценке этой площади при аортальных протезах [29]. В ходе исследования механических клапанов рекомендуется располагать контрольный объем чуть ниже их плоскости и учитывать наибольший диаметр, измеренный перпендикулярно выносящему тракту. При исследовании транскатетерных клапанов контрольный объем должен находиться апикальнее каркаса (на пике систолы), а диаметр измеряется по внешним краям (outer-to-outer) [30]. При использовании диаметра по внутренним краям, внутри стента, результат вычисления оказывается завышенным. В качестве альтернативы расчета SV можно использовать биплановый (модифицированный) метод Simpson и 3D-объемы ЛЖ. Однако T. Kitano и соавт. (2019) показали, что такие методы в отличие от магнитно-

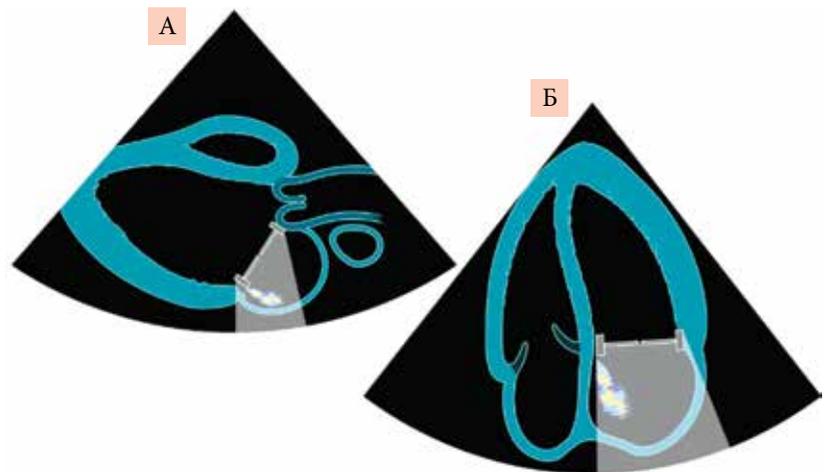


Рис. 2. Схематичное изображение аттенуации (серый цвет) и механизма маскирования потока регургитации протезом митрального клапана: А – парастерная позиция, Б – апикальная позиция

резонансной томографии (МРТ) сердца недооценивают SV [31]. При протезах митральных клапанов для расчета ударного объема используют поток либо через аортальное кольцо, либо через легочное в отсутствие регургитации.

В недавнем анализе исходов при хирургических и транскатетерных вмешательствах на аортальном клапане хорошие диагностические характеристики показал DVI, индекс доплеровской скорости. Показатель в этом исследовании рассчитывали по формуле:

$$DVI = \frac{VTI_{LVOT}}{VTI_{JET}}$$

то есть как отношение измеренного в импульсно-волновом режиме интеграла скорости кровотока проксимальнее клапана в выносящем тракте ЛЖ ( $VTI_{LVOT}$ ) к измеренному в непрерывно-волновом режиме VTI, проходящему через клапан ( $VTI_{JET}$ ).  $DVI \leq 0,35$  ассоциируется с неблагоприятным исходом при хирургических вмешательствах, но не при транскатетерных [32].

Предлагаются также DVI для митрального (только соотношение обратное: VTI через митральный клапан соотносят с VTI в выносящем тракте ЛЖ), легочного и трикуспидального протезов, но требуются дополнительные исследования [25].

Как и у всех пациентов с КБС, у лиц с протезами клапанов может наблюдаться несоответствие между симптомами и гемодинамикой в покое. В таких ситуациях полезно выполнение стресс-эхокардиографии с физическими или фармакологическими нагрузками. Для фармакологических нагрузок применяют добутамин. Многие авторы отдают предпочтение физическим нагрузкам, особенно велоэргометрии в положении лежа, поскольку после теста на беговой дорожке гемодинамика может быстро вернуться к исходному уровню перед измерениями. В целом протоколы оценки протеза аналогичны таковым оценки нативного клапана [33].



## Другие методы оценки функции протезов

Первым неинвазивным методом оценки механических клапанов была кинофлюороскопия. Механические клапаны обычно рентгеноконтрастны, что позволяет оценить основание (в том числе его аномальный наклон, указывающий на отхождение и возможную регургитацию) и окклюдер, его подвижность [34]. При биопротезных клапанах ценность метода ограничена. В настоящее время из-за широкого использования ТЭЭ и компьютерной томографии (КТ) кинофлюороскопия отошла на задний план и является дополнительным инструментом.

В силу широкой доступности эхокардиографии частота выполнения инвазивного (катетерного) гемодинамического метода при дисфункции клапанных протезов сократилась. Как и для нативных клапанов, для расчета ЕОА протеза применима формула Горлина [1]. Не исключены повреждение катетера и осложнения при пересечении им механического клапана [35]. При необходимости инвазивной оценки митрального стеноза рекомендуется прямое измерение давления в левом предсердии транссептальным методом. Для оценки протезированной трансклапанной или параклапанной регургитации и других осложнений, в том числе наличия свищей и псевдоаневризмы, целесообразно введение контраста [2].

Точную функциональную и анатомическую оценку протеза клапана и камер сердца обеспечивает КТ. КТ незаменима при исследовании механических протезов. С целью визуализации сердечного цикла КТ синхронизируют с электрокардиограммой, которая обычно проводится с относительной задержкой (в процентах). При нарушениях ритма используют ретроспективное стробирование и реконструкцию с абсолютной задержкой (в миллисекундах) [36]. Применение КТ в рутинном наблюдении ограничено, но целесообразно в случае, если обычное обследование не выявило этиологию дисфункции, а также при планировании структурного вмешательства. КТ позволяет изучить кальцификацию створок биопротеза, однако общепринятой диагностической стратегии количественного анализа такой кальцификации пока не существует [37]. КТ может также играть роль в диагностике ИЭ при протезированном клапане: в то время как ТЭЭ позволяет оценить вегетации и перфорации створок, КТ обеспечивает достоверное обнаружение корневого абсцесса [38]. Проведение КТ с контрастом важно для визуализации и дифференциальной диагностики тромба, паннуса или установления другой причины ограничения движения створок. Тромб может проявляться как утолщение и гиподаттенуация створок. Метод позволяет оценить это утолщение и ограничение движения, а также обнаружить и локализовать параклапанные утечки, не скрытые металлическими деталями [39].

Дополнительную роль в оценке протеза клапана играет МРТ сердца. Разная импульсная последо-

вательность МРТ сердца ассоциируется с разными артефактами. Степень выраженности артефакта зависит также от типа клапана и может быть незначительной или очень выраженной, препятствующей диагностике. При наличии минимальных артефактов на киноизображениях можно распознать наличие стеноза или регургитации, визуализировать экскурсию створок или окклюдеров, провести планиметрию ЕОА и идентифицировать увеличенную подвижность при частичном отхождении [40]. Современные возможности МРТ связаны с получением фазоконтрастных изображений, фазовым кодированием в плоскости. Это улучшает визуализацию турбулентности потока через стенозированные протезы клапанов или клапанной/параклапанной регургитации, позволяет проводить прямую количественную оценку пиковых скоростей/градиентов через протезы, общего ударного объема, объема и фракции регургитации [26, 41].

Наконец, следует отметить позитронную эмиссионную томографию (ПЭТ) сердца. Ее основная роль заключается в выявлении ИЭ протезированного клапана. ПЭТ с фтордезоксиглюкозой показывает интенсивное увеличение поглощения в ткани при наличии ИЭ. Однако это следует интерпретировать с осторожностью, поскольку небольшое или даже умеренное параклапанное поглощение считается нормальным в течение года после операции [42]. Имеются также публикации о выявлении клапанов с риском структурной дегенерации с помощью ПЭТ и новых радиофармпрепаратов, но результаты в этой области ограничены, требуются дальнейшие исследования [37].

## Заключение

Эхокардиография, цветная и спектральная доплерография являются предпочтительными методами оценки протезированных клапанов сердца. В целом оценка их функции – более сложная задача, чем исследование нативных клапанов, из-за субоптимальной визуализации, а также вариабельности гемодинамики и площади просвета широкого диапазона типов и размеров протезов. Нередко для определения механизма дисфункции или тяжести регургитации требуется расширенная визуализация. В дополнение к традиционной роли 2D и 3D ТЭЭ в оценке дисфункции клапана мощными методами визуализации стали КТ и МРТ. КТ обеспечивает получение изображений с высоким разрешением и предпочтительна при использовании механических клапанов. В то же время основным преимуществом современной МРТ является количественная оценка тяжести регургитации. Решение о выборе дополнительного метода визуализации, соответствующего клиническому состоянию пациента, типу и положению протеза клапана, а также предполагаемой обструкции или регургитации, должно быть взвешенным, поскольку каждый метод имеет преимущества и ограничения. ☺



## Литература

1. Посохов И.Н. Клапанная болезнь сердца в практике терапевта: лекции. М.: Государственный научный центр РФ – ФМБЦ им. А.И. Бурназяна, 2023; 134.
2. Zoghbi W.A., Jone P.N., Chamsi-Pasha M.A., et al. Guidelines for the evaluation of prosthetic valve function with cardiovascular imaging: a report from the American Society of Echocardiography developed in collaboration with the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance and the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2024; 37 (1): 2–63.
3. Yu J., Qiao E., Wang W. Mechanical or biologic prostheses for mitral valve replacement: a systematic review and meta-analysis. *Clin. Cardiol.* 2022; 45 (7): 701–716.
4. Otto C.M., Nishimura R.A., Bonow R.O., et al. 2020 ACC/AHA guideline for the management of patients with valvular heart disease: executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Circulation.* 2021; 143 (5): e35–e71.
5. Wang A., Wang Y., Liu W., et al. Effect of valve leaflet surface patterning on valve hydrodynamic performance. *Int. J. Artif. Organs.* 2023; 10 (11): 569–573.
6. Yang B., Malik A., Farhat L., et al. Influence of age on longevity of a stentless aortic valve. *Ann. Thorac Surg.* 2020; 110 (2): 500–507.
7. VARC-3 WRITING COMMITTEE; Génereux P., Piazza N., Alu M.C., et al. Valve Academic Research Consortium 3: updated endpoint definitions for aortic valve clinical research. *Eur. Heart J.* 2021; 42 (19): 1825–1857.
8. Butany J., Collins M.J., Nair V., et al. Morphological findings in explanted Toronto stentless porcine valves. *Cardiovasc. Pathol.* 2006; 15 (1): 41–49.
9. Ha H., Koo H.J., Huh H.K., et al. Effect of pannus formation on the prosthetic heart valve: in vitro demonstration using particle image velocimetry. *PLoS One.* 2018; 13 (6): e0199792.
10. Delgado V., Ajmone Marsan N., de Waha S., et al. 2023 ESC Guidelines for the management of endocarditis. *Eur. Heart J.* 2023; 44 (39): 3948–4042.
11. Manokaran P., Krishnasamy S., Aman R.R.A.B.R., et al. Aortic root pseudoaneurysm: a case report and literature review. *Indian J. Thorac Cardiovasc. Surg.* 2024; 40 (1): 68–77.
12. Ried I.D., Omran H., Potratz M., et al. Infective endocarditis after isolated aortic valve replacement: comparison between catheter-interventional and surgical valve replacement. *Clin. Res. Cardiol.* 2024 [Epub ahead of print].
13. Serban A., Gavan D., Pepine D., et al. Mechanical valve thrombosis: current management and differences between guidelines. *Trends Cardiovasc. Med.* 2023; S1050-1738(23)00065-8.
14. Посохов И.Н. Аортальный стеноз: современное состояние проблемы и терапевтическая практика. *Клинический вестник ФМБЦ им. А.И. Бурназяна* 2023; 1: 46–53.
15. Herrmann H.C., Pibarot P., Wu C., et al. Bioprosthetic aortic valve hemodynamics: definitions, outcomes, and evidence gaps: JACC state-of-the-art review. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2022; 80 (5): 527–544.
16. Baumgartner H., Khan S., DeRobertis M., et al. Effect of prosthetic aortic valve design on the Doppler-catheter gradient correlation: an in vitro study of normal St. Jude, Medtronic-Hall, Starr-Edwards and Hancock valves. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1992; 19 (2): 24–32.
17. Rocha R.V., Rao V. Prosthesis-patient mismatch after TAVI and outcomes: prevention is the best medicine. *Can. J. Cardiol.* 2024; 40 (1): 123–124.
18. Abbas A.E., Ternacle J., Pibarot P., et al. Impact of flow on prosthesis-patient mismatch following transcatheter and surgical aortic valve replacement. *Circ. Cardiovasc. Imaging.* 2021; 14 (8): e012364.
19. Pibarot P., Dumesnil J.G. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch in the aortic valve position and its prevention. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2000; 36 (4): 1131–1141.
20. Pibarot P., Magne J., Leipsic J., et al. Imaging for predicting and assessing prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2019; 12 (1): 149–162.
21. Tomšič A., Arabkhani B., Schoones J.W., et al. Prosthesis-patient mismatch after mitral valve replacement: a pooled meta-analysis of Kaplan-Meier-derived individual patient data. *J. Card. Surg.* 2020; 35 (12): 3477–3485.
22. Pibarot P., Herrmann H.C., Wu C., et al. Standardized definitions for bioprosthetic valve dysfunction following aortic or mitral valve replacement: JACC state-of-the-art review. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2022; 80 (5): 545–561.
23. Zoghbi W.A., Asch F.M., Bruce C., et al. Guidelines for the evaluation of valvular regurgitation after percutaneous valve repair or replacement: a report from the American Society of Echocardiography developed in collaboration with the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Japanese Society of Echocardiography, and Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2019; 32 (4): 431–475.
24. Carlson S., Habib G., Chen T., et al. Multimodality imaging for prosthetic valves evaluation: current understanding and future directions. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 2022; 72: 66–77.
25. Egbe A.C., Pislaru S.V., Pellikka P.A., et al. Bioprosthetic valve thrombosis versus structural failure: clinical and echocardiographic predictors. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2015; 66 (21): 2285–2294.



26. Zoghbi W.A., Adams D., Bonow R.O., et al. Recommendations for noninvasive evaluation of native valvular regurgitation: a report from the American Society of Echocardiography Developed in Collaboration with the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2017; 30 (4): 303–371.
27. Kinno M., Raissi S.R., Olson K.A., Rigolin V.H. Three-dimensional echocardiography in the evaluation and management of paravalvular regurgitation. *Echocardiography.* 2018; 35 (12): 2056–2070.
28. Lang R.M., Badano L.P., Tsang W., et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2012; 25 (1): 3–46.
29. Lancellotti P., Pibarot P., Chambers J., et al. Recommendations for the imaging assessment of prosthetic heart valves: a report from the European Association of Cardiovascular Imaging endorsed by the Chinese Society of Echocardiography, the Inter-American Society of Echocardiography, and the Brazilian Department of Cardiovascular Imaging. *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging.* 2016; 17 (6): 589–590.
30. Hahn R.T., Leipsic J., Douglas P.S., et al. Comprehensive echocardiographic assessment of normal transcatheter valve function. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2019; 12 (1): 25–34.
31. Kitano T., Nabeshima Y., Otsuji Y., et al. Accuracy of left ventricular volumes and ejection fraction measurements by contemporary three-dimensional echocardiography with semi- and fully automated software: systematic review and meta-analysis of 1,881 subjects. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2019; 32 (9): 1105–1115.e5.
32. Hahn R.T., Douglas P.S., Jaber W.A., et al. Doppler velocity index outcomes following surgical or transcatheter aortic valve replacement in the PARTNER trials. *JACC Cardiovasc. Interv.* 2021; 14 (14): 1594–1606.
33. Lancellotti P., Pelliikka P.A., Budts W., et al. The clinical use of stress echocardiography in non-ischaemic heart disease: recommendations from the European Association of Cardiovascular Imaging and the American Society of Echocardiography. *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging.* 2016; 17 (11): 1191–1229.
34. Cianciulli T.E., Lax J.A., Beck M.A., et al. Cinefluoroscopic assessment of mechanical disc prostheses: its value as a complementary method to echocardiography. *J. Heart Valve Dis.* 2005; 4 (5): 664–673.
35. Kober G., Hilgermann R. Catheter entrapment in a Björk-Shiley prosthesis in aortic position. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1987; 13 (4): 262–265.
36. Suh Y.J., Im D.J., Hong Y.J., et al. Absolute-delay multiphase reconstruction reduces prosthetic valve-related and atrial fibrillation-related artifacts at cardiac CT. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2017; 208 (5): W160–W167.
37. Cartlidge T.R.G., Doris M.K., Sellers S.L., et al. Detection and prediction of bioprosthetic aortic valve degeneration. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2019; 73 (10): 1107–1119.
38. Jain V., Wang T.K.M., Bansal A., et al. Diagnostic performance of cardiac computed tomography versus transesophageal echocardiography in infective endocarditis: a contemporary comparative meta-analysis. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2021; 15 (4): 313–321.
39. Makkar R.R., Blanke P., Leipsic J., et al. Subclinical leaflet thrombosis in transcatheter and surgical bioprosthetic valves: PARTNER 3 cardiac computed tomography substudy. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2020; 75 (24): 3003–3015.
40. Von Knobelsdorff-Brenkenhoff F., Rudolph A., Wassmuth R., Schulz-Menger J. Assessment of mitral bioprostheses using cardiovascular magnetic resonance. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2010; 12 (1): 36.
41. Haberka M., Malczewska M., Pysz P., et al. Cardiovascular magnetic resonance and transesophageal echocardiography in patients with prosthetic valve paravalvular leaks: towards an accurate quantification and stratification. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2021; 23 (1): 31.
42. Wahadat A.R., Tanis W., Scholtens A.M., et al. Normal imaging findings after aortic valve implantation on 18F-Fluorodeoxyglucose positron emission tomography with computed tomography. *J. Nucl. Cardiol.* 2021; 28 (5): 2258–2268.

## Evaluation of the Function of Prosthetic Valves in Modern Clinical Practice

I.N. Posokhov, PhD, Prof.<sup>1</sup>, Ye.A. Praskurnichiy, PhD<sup>2,3</sup>, O.I. Morozova, PhD<sup>1</sup>

<sup>1</sup> State Scientific Center of the Russian Federation – A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center

<sup>2</sup> Central State Medical Academy

<sup>3</sup> Russian Medical Academy of Continuous Professional Education

Contact person: Igor N. Posokhov, igor@posohov.ru

*Due to the rapid development of technology in clinical practice, patients who have undergone surgery on heart valves are increasingly being observed. It is becoming relevant for doctors of different specialties to acquire competencies in the assessment and management of patients with prosthetic valves. Within these competencies, it is also important to understand the basic principles of using modern diagnostic methods.*

**Keywords:** *valvular heart disease, prosthetic valve dysfunction, echocardiography, computed tomography of the heart, magnetic resonance imaging of the heart*