

**Рекомендації з візуалізації клапанних протезів серця та
мультимодальних засобів візуалізації при оцінці їх морфології та функції
клапанних протезів серця Робочої групи Українського товариства
кардіологів та Всеукраїнської асоціації фахівців з ехокардіографії.**

*Лазоришинець В.В., Коваленко В.М., Поташев С.В., Федьків С.В.,
Іванів А.Ю, Бешляга В.М., Крикунов О.А., Осовська Н.Ю.*

Дисфункція клапанних протезів серця (КПС) є рідким, але потенційно життєво-загрозливим станом. Діагностика точної причини дисфункції КПС може бути часто утрудненою, але є есенційною для визначення адекватної стратегії лікування. В клінічній практиці для адекватного виявлення та кількісної оцінки дисфункції КПС ключовим є інтегральний підхід, що має поєднувати визначення декількох параметрів морфології та функції КПС, оцінених за допомогою 2D/3D трансторакальної (ТТЕхоКГ) та через стравохідної (ЧСЕхоКГ) ехокардіографії (ЕхоКГ). Рентгеноскопія (РС), мультиспіральна комп'ютерна томографія (МСКТ), магніто-резонансна томографія (МРТ) серця та, в меншій мірі, радіонуклідні засоби візуалізації є комплементарними допоміжними методами візуалізації, що взаємодоповнюють один іншого та також використовуються для діагностики та ведення ускладнень, пов'язаних з КПС. Даний документ надає рекомендації з мультимодальної візуалізації при оцінці КПС.

Ключові слова: ехокардіографія, МРТ серця, рентгеноскопія, комп'ютерна томографія, радіонуклідна візуалізація, клапанні протези серця

ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень

Вступ

Типи КПС

Ехокардіографічна оцінка

ЕхоКГ в В-режимі

Допплерівська ЕхоКГ

ЕхоКГ з кольоровим картуванням

3D-ЕхоКГ

Стрес-ЕхоКГ

Допоміжні засоби візуалізації

Рентгеноскопія

Комп'ютерна томографія серця

Серцево-судинна магніто-резонансна томографія

Радіонуклідна кардіологія

Функція та характеристики КПС

Морфологічні та функціональні характеристики

Рух стулок та мобільність оклюдерів

Акустичні тіні

Мікропухирці

Спонтанне ехо-контрастування

Тяжі

Гемодинамічні характеристики

Профілі потоків (антероградні потоки) та «кліки»

Градiєнти тиску та ЕПО

Швидкості та градiєнти потоків через КПС

Ефективна площа отвору

Допплерівські індекси швидкості

Параметри динаміки потоку викиду

Відновлення тиску та локалізований високий градiєнт

Фізіологічна регургітація (ретроградні токи)

Дисфункція КПС

Структурна дисфункція КПС

Неструктурна дисфункція КПС

Патологічна регургітація на КПС

Візуалізаційна оцінка дисфункції КПС

Невідповідність КПС до пацієнта

Подальше спостереження та моніторинг

Специфіка оцінки КПС в різних позиціях

Протези аортального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

Візуалізація

Морфологія та функція клапану

Набута обструкція КПС в аортальній позиції

Допплерівська оцінка

Інтегральна оцінка

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

Патологічна регургітація на КПС в аортальній позиції

Кольорове доплерівське картування

Інтегральна оцінка

Протези мітрального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

Візуалізація

Морфологія та функція клапану

Набута обструкція КПС в мітральній позиції

Допплерівська оцінка

Інтегральна оцінка

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

Патологічна регургітація на КПС в мітральній позиції

Кольорове доплерівське картування

Інтегральна оцінка

Протези трикуспідального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

Візуалізація

Морфологія та функція клапану

Набута обструкція КПС в трикуспідальній позиції

Допплерівська оцінка

Інтегральна оцінка

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

Патологічна регургітація на КПС в трикуспідальній позиції

Кольорове доплерівське картування

Інтегральна оцінка

Протези клапану легеневої артерії

Початкова оцінка та серійні спостереження

Візуалізація

Морфологія та функція клапану

Набута обструкція КПС в легеневій позиції

Допплерівська оцінка

Інтегральна оцінка

Патологічна регургітація на КПС в легеневій позиції

Кольорове доплерівське картування

Інтегральна оцінка

Література

Перелік умовних скорочень

АК – аортальний клапан

Ао – аорта

АР – аортальна регургітація

АТ – артеріальний тиск

ВЛП – вушко лівого передсердя

ВПВ – верхня порожниста вена

ВТЛШ – виносний тракт лівого шлуночка

ВТПШ – виносний тракт правого шлуночка

ГПО – геометрична площа отвору

ЕПО – ефективна площа отвору
ЕРО – ефективний регургітуючий отвір
ЕхоКГ – ехокардіографія
ІМТ – індекс маси тіла
ІХД – імпульсно-хвильовий доплер
КВЕ – коефіцієнт втрати енергії
КДК – кольорове доплеріське картування
КЛА – клапан легеневої артерії
КПС – клапанні протези серця
КТ – комп'ютерна томографія
ЛА – легенева артерія
ЛВ – легеневі вени
ЛКА – ліва коронарна артерія
ЛП – ліве передсердя
ЛР – легенева регургітація
ЛШ – лівий шлуночок
МК – мітральний клапан
МР – мітральна регургітація
МРТ – магнітно-резонансна томографія
МСКТ – мультиспіральна (мультидетекторна) комп'ютерна томографія
МШП – міжшлуночкова перегородка
НПВ – нижня порожниста вена
НПП – невідповідність протезу до пацієнта
ОР – об'єм регургітації
ПВ – печінкові вени
ПКА – права коронарна артерія
ПП – праве передсердя
ППТ – площа поверхні тіла
ПХД – постійно-хвильовий доплер
ПШ – правий шлуночок

РБП – рівняння безперервності потоку
РС – рентгеноскопія
САТ_{ЛА} – систолічний тиск в легеневій артерії
СВ – серцевий викид
СЕК – спонтанне ехо-контрастування
СН – серцева недостатність
ТК – трикуспідальний клапан
ТТЕхоКГ – трансторакальна ЕхоКГ
УО – ударний об'єм
ФВ – фракція викиду
ЧСЕхоКГ – черезстравохідна ЕхоКГ
ЧСС – частота серцевих скорочень
ЧСШ – частота скорочень шлуночків
АТ – час прискорення
DVI – доплерівський швидкісний індекс
ЕТ – час вигнання
SSFP – зображення із збалансованою стійкою процесією
VC – vena contracta

Вступ

На патологію клапанів серця страждає більше 100 мільйонів людей в світі, що представляє собою зростаючу проблему внаслідок збільшення питомої ваги дегенеративної клапанної патології в літній популяції та все ще досить високої розповсюдженості ревматичних вад серця в країнах, що розвиваються [1, 2]. За останні 50 років кардіохірургами проведено близько 4 мільйонів протезувань клапанів серця, що часто є єдиним радикальним лікуванням у більшості пацієнтів з важкою клапанною патологією [1, 3]. Загальна кількість протезувань к 2050 р. оцінюється в 850 000 операцій на рік [4].

Дисфункція клапанних протезів серця (КПС) є нечастим, але життєво-загрозливим станом. Діагностика точної причини дисфункції КПС може бути часто утрудненою, але є есенційною для визначення адекватної стратегії лікування [5, 6]. В клінічній практиці для адекватного виявлення та кількісної оцінки дисфункції КПС ключовим є інтегральний підхід, що має поєднувати визначення декількох параметрів морфології та функції КПС, оцінених за допомогою 2D/3D трансторакальної (ТТЕхоКГ) та через стравохідної (ЧСЕхоКГ) ехокардіографії (ЕхоКГ). Рентгеноскопія (РС), мультиспіральна комп'ютерна томографія (МСКТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) серця та, в меншій мірі, радіонуклідні засоби візуалізації є комплементарними допоміжними методами візуалізації, що взаємодоповнюють один іншого та також використовуються для діагностики та ведення ускладнень, пов'язаних з КПС [5, 6]. Даний документ є Рекомендаціями з використання мультимодальних засобів візуалізації при оцінці морфології та функції КПС з урахуванням світового досвіду, включаючи дані Європейської асоціації серцево-судинної візуалізації, Китайського товариства ехокардіографії, Внутриамериканського товариства ехокардіографії та Бразильської секції серцево-судинної візуалізації [1].

Типи КПС

Певна частина розробок сьогодні вже не застосовується або імплантується дуже рідко. Втім, вони теж можуть потребувати візуалізації рутинно, або при підозрі на дисфункцію. КПС всесвітньо загалом поділяються на біологічні та механічні (Таб. 1) [7, 8].

Найчастіше імплантують КПС на стентах. Вони складаються зі стентів з металу із тканинним покриттям або без з шовним кільцем назовні та власно клапану (стулок) (Таб. 2) (наприклад, стандартний Carpentier-Edwards або стандартний Hancock). Втім, в основі свиної правої коронарної стулки існує м'язовий тяж, що може робити клапан відносно обструктивним. Тому цю стулку слід видаляти з заміною її іншою стулкою з іншого клапану (як в біопротезі Hancock Modified Orifice), або частіше кожну окрему стулку

забирають від трьох різних тварин для виробки трьохкомпонентного біопротезу (наприклад, Medtronic Mosaic, St Jude Epic або Carbomedics Synergy). Перикардальні біопротези на стенті мають стулки, зроблені з листків перикарду (Таб. 2), вирізаних за допомогою шаблонів та підшитих всередині або зовні стента (наприклад, Mitroflow, Trifecta). Звичайно перикард бичачий, іноді свиний. Сьогодні існують експериментальні біопротези з перикарду кенгуру. Біопротези також відрізняються за методом збереження стулок, обробкою антикальцифікуючими розчинами, та композицією та дизайном стентів та шовних кілець.

Біопротези без стенту звичайно складаються з препарату свиної аорти. Сегмент аорти може бути відносно довгим (наприклад, Medtronic Freestyle) або такої довжини, щоб влучно вставати під коронарні артерії *may be sculpted to fit under the coronary arteries* (наприклад, St Jude Medical Toronto). Деякі є трьохкомпонентними (наприклад, Cryolife-O'Brien, Biocor) або зробленими з бичачого перикарду (наприклад, Sorin Freedom) (Таб. 2).

Таб. 1. Типи клапанних протезів.

- **Біологічні**
 - **На стенті**
 - ✓ Свині біопротези
 - ✓ Біопротези з лоскутів перикарду
 - **Біопротези без стенту**
 - ✓ Свині біопротези
 - ✓ Біопротези з лоскутів перикарду
 - ✓ Аортальні гомопротези
 - ✓ Легеневі аутопротези (процедура Росса)
 - **Безшовні протези**
 - **Транскатетерні протези**
- **Механічні протези**
 - ✓ Двостулкові

- ✓ З одинарним нахильним диском
- ✓ Шариковий протез

Таб. 2. Дізайни та моделі біологічних КПС.

Свині КПС на стенті	Перикардіальні КПС на стенті
† Hancock стандартний та Hancock II	† Carpentier-Edwards Perimount
† Medtronic Mosaic ^a	† Carpentier Edwards Magna
† Carpentier-Edwards стандартний та супракільцевий	† Mitroflow Synergy
† St Jude Medical Biocor, Bioimplant, Epic	† St Jude Biocor pericardia
† AorTech Aspire	† St Jude Trifecta
† Labcor	† Labcor pericardial
† Carbomedics Synergy	† Sorin Pericarbon MORE ^a

Свині КПС без стенту	Перикардіальні КПС без стенту
† St Jude Medical Toronto ^a	† Sorin Pericarbon
† Medtronic Freestyle	† 3F-SAVR
† Cryolife-O'Brien ^a	† Freedom Solo безшовний
† Cryolife-Ross Stentless свиний легеневий	† Perceval S (Sorin)
† Edwards Prima Plus	† Edwards Intuity (Edwards Lifesciences)
† AorTech Aspire	† 3F Enable (ATS Medical)
† St Jude Biocor	† Trilogy (Arbor Surgical Technologies)
† Labcor	
† St Jude Quattro без стенту мітральний	
† Shelhigh скелетований Super-Stentless свиний аортальний та легеневий	
† Medtronic-Venpro Contegra кондуїт клапану легеневої артерії	
^a – вилучений з ринку.	

Гомологічні біопротези роблять з чоловічих аортальних та іноді легневих клапанів після криозберігання. Вони мають добрі строки служби за умов відбору рано після смерті, та не вимагають застосування антикоагулянтів. З цієї причини вони є альтернативою механічним клапанам у молодих пацієнтів. Їх також можна використовувати як протез вибору за наявності ендокардиту, тому що вони дозволяють ширшу «чистку» осередків інфекції з заміною кореня аорти (Ао) та аортального клапану (АК) з можливістю використання підшитого сегменту донорської мітральної стулки для пластики перфорацій в основі передньої мітральної стулки реципієнта.

Клапани без стенту були розроблені з метою збільшення ефективної площі отвору (ЕПО) протезу. Також мали місце сподівання, що це зменшить

навантаження на стулки для збільшення терміну служби протезу, а також дозволить уникнути деяких пов'язаних зі стентами ускладнень, в тому числі тромбозів стенту.

Процедура Росса складається з заміни ураженого АК пацієнта його ж власним клапаном легеневої артерії (КЛА) [9]. Звичайно гомологічний протез після цього імплантується в легеневу позицію. Це операція, що виконується нечасто та потребує експертного виконання. Вона є виправданою з тої точки зору, що аутоклапан КЛА, імплантований на місце АК, забезпечує довгу службу імпланту. Тому процедура Росса є альтернативою у молодших пацієнтів, що не хочуть постійно приймати антикоагулянти. Аутопротез здатен рости, що робить цю операцію прийнятною для виконання у дітей для зменшення відсотка необхідності повторного втручання у майбутньому в процесі росту. Також аутопротез рідше уражується інфекцією порівняно з КПС, що включають небіологічні матеріали, тому це може бути також операцією вибору у пацієнтів з інфекційним ендокардитом.

Безшовні протези (Таб. 2) були розроблені у надії зниження терміну штучного кровообігу у пацієнтів з високим ризиком для традиційної хірургії для забезпечення мінімально інвазивного підходу [10]. Транскатетерні протези – це відносно нова технологія для пацієнтів високого ризику, яким небезпечно виконувати традиційне оперативне протезування, або з якоїсь причини не може бути виконана торакотомія, в тому числі з технічних причин: наприклад, «фарфорова аорта», або коли шунт з внутрішньої мамарної артерії проходить по середній лінії [11], але це є предметом окремих рекомендацій [12].

З механічних КПС сьогодні найчастіше імплантуються двостулкові протези (Таб. 3). Різноманітні дизайни різняться за композицією та чистотою піролітичного вуглецю, контуром та кутами відкриття стулок, дизайном шарнірів, розміром та контуром корпусу та дизайном шовного кільця. Наприклад протез St Jude Medical має глибокий корпус з шарнірами, розташованими на фланцях, що може іноді утруднювати візуалізацію стулок

підчас ЕхоКГ, в той час як стандартний протез Carbomedics має коротший корпус, що дозволяє візуалізувати кінчики стулок більш чітко. Протези з одинарним нахильним диском та (дуже рідко) шарикові протези Starr-Edwards сьогодні теж досі використовують.

Ці типи клапанів відрізняються переважно з точки зору аортальної позиції за типом позиціонування при імплантації відносно кільця. Клапани бувають інтраанулярні, частково супраанулярні або повністю супраанулярні. Частково супраанулярні КПС мають супраанулярне шовне кільце, але частина корпусу розташована всередині кільця (наприклад, On-X, St Jude HP). Повністю супраанулярні КПС мають всі частини свого механізму в аортальній позиції вище аортального кільця (наприклад, Carbomedics 'Top Hat', Medtronic Mosaic), а іноді і в мітральній позиції (наприклад, Carbomedics Optiform). Супраанулярне позиціонування було розроблено для того, щоб максимально підняти КПС над кільцем Ао та, відповідно, максимізувати ЕПО для збільшення кровотоку. Максимальний розмір, що можна імплантувати може таким чином бути лімітованим діаметром кореня Ао або розташуванням правої коронарної артерії (ПКА).

Порівняння різних типів КПС є складним внаслідок великих варіації конвенцій розмірів [13]. Це означає, що для конкретного пацієнта з даним тканинним клапанним кільцем можуть існувати різні класифікації маркування розміру протеза. В дослідженні [14], де досліджувалися різні маркування розмірів для моделі тканинного клапанного кільця (поліпропіленові блоки), діаметр «тканинного кільця» коливався від на 3,5 мм менше до на 3,0 мм більше заявленого розміру протезів.

Таб. 3. Дізайни та моделі механічних КПС.

Двостулкові КПС	КПС з нахильним диском
† St Jude Medical: стандартний, HP, Masters, та Regent	† Björk-Shiley моностійка (монораспорка) ^a
† Carbomedics: стандартний, із зменшеною манжетою, Optiform,	† Sorin Allcarbon одностулковий
	† Medtronic-Hall

Orbis, та супраанулярний (Top Hat) Carboseal. що включає сплетений протез аорти † Sorin Bicarbon † Edwards Mira † ATS † On-X † Medtronic Advantage † Jyros	† Omnicarbon † Ultracor шариковий † Starr-Edwards † Smeloff-Cutter
^a – вилучений з ринку.	

Ехокардіографічна оцінка

2D та доплерівська ЕхоКГ є необхідними для початкової оцінки та динамічного спостереження пацієнтів з КПС [15]. Хоча така оцінка слідує тим самим принципам, що й оцінка нативних клапанів, ЕхоКГ КПС є більш складною. Підчас ЕхоКГ важливо знати та документувати: 1) покази для ЕхоКГ; 2) симптоми, наявні у пацієнта; 3) тип та розмір КПС; 4) дату проведення втручання; 5) артеріальний тиск (АТ) та частоту серцевих скорочень (ЧСС); 6) зріст, вагу та площу поверхні тіла (ППТ) пацієнта (Таб. 4).

Таб. 4. Есенціальні параметри повноцінної оцінки функції КПС.

Параметри	
Клінічна інформація	• Дата протезування • Тип та розмір КПС • Зріст, вага, площа поверхні тіла (ППТ) та індекс маси тіла (ІМТ) • Симптоматика та об'єктивні клінічні знахідки • АТ та ЧСС
Візуалізація клапанів	• Рух стулок або оклюдера

	• Наявність кальцифікацій або аномальних структур на різних компонентах КПС • Цілісність та рухливість шовного кільця
Допплерівська оцінка клапану	• Спектральний «доплерівський» конверт • Пікові швидкість та градієнт тиску • Середній градієнт тиску • Допплерівський інтеграл лінійної швидкості потоку (VTI) • Допплерівський індекс швидкості (DVI) • Час напівзниження тиску (PHT) в мітральній або трикуспідальній позиціях • Ефективна площа отвору (ЕОА, ЕПО) • Наявність, локалізація та ступінь регургітації
Інші дані візуалізації	• Розміри функція та гіпертрофія ЛШ та ПШ • Розміри ЛП та ПП • Супутня клапанна патологія • Оцінка тиску в ЛА (малому колі кровообігу)
Попередні післяопераційні дослідження, якщо є	• Порівняння описаних вище параметрів при підозрі на дисфункцію КПС

Повноцінна ЕхоКГ показана у випадку виявлення нового шуму або будь-яких симптомів, можливо пов'язаних з наявністю КПС. При виконанні безпосередньо після виписки після операції ЕхоКГ служить для визначення базових характеристик КПС («відбитків пальців»). 2D ТТЕхоКГ рекомендоване як метод візуалізації першої лінії при КПС [8, 15]. 2D ЧСЕхоКГ скоріше показана для більш детальної оцінки структури КПС та асоційованих ускладнень [16]. Застосування ЧСЕхоКГ виправдане в усіх випадках підозри на дисфункцію КПС [17, 18]. Повне ЕхоКГ обстеження КПС включає використання множинних зрізів (конвенційні парастернальні

та апікальні ТТЕхоКГ доступи або середньо-стравохідні 2-3-4-камерні, комісуральні та трансгастральні ЧСЕхоКГ зрізи та проміжні доступи та зрізи) з фокусом на визначенні типу протезу, підтвердженні адекватної до моделі протезу морфології та рухливості стулок / оклюдера, визначенні цілісності та стабільності шовного кільця (особливо, виявлення гойдаючого руху), ідентифікації наявності кальцифікацій або аномальних структур на будь-якому з різноманітних компонентів КПС, оцінці розмірів порожнини серця, товщині стінок та масі ЛШ, показниках систолічної та діастолічної функції ЛШ, та систолічному тиску в легеневій артерії (САТ_{ЛА}). Додаткові знахідки, так як, зокрема, на корені Ао або в висхідній Ао, також повинні оцінюватися за наявності протезу в аортальній позиції (Таб. 5).

Часто для оптимізації візуалізації потрібно буває збільшення зображень у 2D (режим «zoom»). М-режим забезпечує кращу оцінку рухів клапану (оцінка швидкого відкриття та закриття, а також ступінь екскурсії оклюдера) та відповідні часові інтервали з розпізнаванням швидких рухів КПС. Рух диску краще оцінювати при КПС в мітральній позиції, оскільки кути відкриття та закриття можуть бути ідентифіковані у 77 та 100% пацієнтів за даними ТТЕхоКГ та ЧСЕхоКГ, відповідно [19]. В аортальній позиції кути відкриття (але не кути закриття) протезу з одинарним нахильним диском можуть бути ідентифіковані тільки у 40 та 77% пацієнтів за даними ТТЕхоКГ та ЧСЕхоКГ, відповідно, а на двостулкових протезах – тільки у 13 та 35%, відповідно [19].

Оскільки періодично можуть розвиватися інтермітуючі циклічні та нециклічні дисфункції механічних протезів (інтермітуюче зростання градієнтів тиску на протезі), рекомендується ретельне дослідження градієнтів та рухів дисків протягом декількох послідовних кардіальних циклів.

Допплерівська ЕхоКГ

Принципи оцінки потоку через КПС є подібними до тих самих принципів, що використовують в оцінці нативних клапанів, включаючи отримання даних з декількох різних вікон та правильне встановлення

доплерівського курсору відносно напрямку потоку [20 – 22]. Запис доплерівських спектрів рекомендовано виконувати на швидкості розгортки 100 мм/с. Виміри бажано отримувати з усереднення вимірів в трьох циклах при синусовому ритмі. При фібриляції передсердь виміри доплерівських параметрів рекомендовано проводити в періоди фізіологічної частоти скорочення шлуночків (65–85'), коли це можливо, з усередненням вимірів з п'яти циклів. Для розрахунку ефективної площі отвору (ЕПО) та доплерівського швидкісного індексу (DVI), що вимагає проведення вимірів в різних кардіальних циклах, рекомендовано використовувати цикли, що не відрізняються більше, ніж на 10% [15]. Запис доплерограми має проводитися при дуже неглибокому диханні, або в стані затримки дихання в середині видиху. ТТЕхоКГ є методом вибору для проведення доплерографії. Втім, при технічних труднощах показана ЧСЕхоКГ.

Кольорове доплерівське картування

Кольорове доплерівське картування (КДК) має проводитися з декількох вікон з адекватними доплерівськими налаштуваннями (ліміт Найквіста 50–60 см/с). Оцінка потоку в КДК дозволяє диференціювати фізіологічні та патологічні потоки, а також регургітацію через протез та параклапанну (парапротезну) регургітацію. Також КДК дозволяє виявити джерело та напрямок потоку. Локалізація параклапанної регургітації може бути складною та потребувати використання декількох трансторакальних положень датчика, включаючи проміжні позиції, що є в таких випадках рекомендованим [21]. Також при цьому часто необхідною є ЧСЕхоКГ, особливо при протезах в мітральній та трикуспідальній позиціях, коли ЧСЕхоКГ має суттєві переваги перед ТТЕхоКГ. ЧСЕхоКГ також лишається дуже важливою для оцінки параклапанної регургітації [12, 15, 16], тому що регургітуючі потоки часто затінюються акустичними ревербераціями та тінями від протезу.

3D-ЕхоКГ

3D-ЕхоКГ в режимі реального часу, особливо підчас ЧСЕхоКГ, є зручною для оцінки КПС та забезпечує значну додаткову інформацію порівняно з 2D-ЕхоКГ [23, 24]. Хірургічний вид в 3D «en face» є дуже допоміжним для визначення функції КПС та наявності, джерел, напрямку та розповсюдження регургітуючих потоків [12, 25 – 28]. Протікання визначаються підчас 3D-ЕхоКГ як зони «випадіння сигналу» (echo dropout) за межами шовного кільця з мозаїчним потоком підчас КДК. 3D-ЕхоКГ дозволяє більш інформативну візуалізацію компонентів КПС, а саме стулок, кілець та стійок (підтримка стулок або дисків) незалежно від позиції датчика. Наявність та локалізація тромбів, панусів та зяяння клапанного протезу також може оцінюватися підчас 3D-ЕхоКГ [29 – 34]. Це особливо корисно для оцінки механічних КПС в мітральній та аортальній позиціях, коли зображення в 2D може бути далеким від оптимального внаслідок акустичних тіней. Крім того, підчас 3D-ЕхоКГ вдається візуалізувати шлуночкові та передсердні поверхні мітральних протезів, які постійно затінені підчас 2D-ЕхоКГ [28].

3D ЕхоКГ з отриманням повного об'єму (одного циклу або декількох циклів з ЕКГ-синхронізацією) з та без ЦДК виконується після локації найкращого зрізу для візуалізації КПС в стандартних зрізах в В-режимі із звуженим кутом сканування. Після отримання набору даних в 3D, їх можна обробляти для оптимальної візуалізації кардіальних структур. Конвенційно зображення мітрального клапану отримують з перспективи з лівого передсердя (ЛП), яка ротується в позицію АК на 12, а вушка ЛП (ВЛП) – на 9 годин [12, 27]. На 5 годин має знаходитися комісура між лівим та правим коронарними синусами. Аортальні параклапанні протікання найбільш типово локалізуються між правою та некоронарною стулками [35].

Є певні обмеження 3D-візуалізації, такі як погана візуалізація передніх кардіальних структур, погана часова роздільна здатність, субоптимальна візуалізація внаслідок поганої ЕКГ-синхронізації у пацієнтів з аритміями та випадіння тканинних ехо-сигналів. Традиційно 3D-ЕхоКГ в режимі «zoom» забезпечує отримання зображень з високою просторовою роздільною

здатністю за рахунок часової роздільної здатності з частотою зміни кадру типово <10 Hz. Це може утруднювати здатність візуалізувати структури, що швидко рухаються, такі як вегетації або динаміка мітрального кільця. Передні кардіальні структури, такі як стулки АК та трикуспідального клапану (ТК) часто також неможливо візуалізувати внаслідок їх значної відстані від черезстраховідного датчика, як і деякі задні структури, такі як задня стулка мітрального клапану [12, 27].

Стрес-ЕхоКГ

Стрес-ЕхоКГ є цінним інструментом для оцінки гемодинаміки та функції КПС, особливо, коли має місце дискордантність між станом симптоматики пацієнта та гемодинамікою на КПС в стані спокою [5, 6, 12, 36]. У пацієнтів з відсутністю, легкого ступеня або сумнівною симптоматикою стрес-ЕхоКГ з фізичним навантаженням є методом вибору для диференційної діагностики. Тест з фізичним навантаженням на напівлежачому велоергометрі технічно набагато легше виконати, ніж на стоячому велоергометрі або після тредмілу, особливо, коли оцінюються множення параметри навантаження на його піковому рівні.

Стрес-ЕхоКГ з фармакологічним навантаженням з низькими дозами добутаміну (до 20 мкг/кг/хв.) також можуть використовуватися у пацієнтів з помірною або важкою симптоматикою, або якщо проведення тесту з фізичним навантаженням неможливе. Деталі щодо протоколів стрес-ЕхоКГ наведені у відповідних джерелах [37, 38].

Ключові моменти

2D ТТЕхоКГ є рекомендованою як метод першої лінії візуалізації у пацієнтів з КПС. ТТЕхоКГ також є методом вибору для доплерографії КПС. Як ТТЕхоКГ, так і ЧСЕхоКГ потрібні для повноцінної оцінки у пацієнтів із підозрою на дисфункцію КПС. 3D-ЕхоКГ, особливо підчас ЧСЕхоКГ, може надати додаткову інформацію, та сьогодні використовується все більше й ширше. Як ТТЕхоКГ, так і ЧСЕхоКГ є необхідними для отримання зображень з різних зрізів для забезпечення повного обсягу візуалізації

клапанної та параклапанної областей. ТТЕхоКГ/ЧСЕхоКГ має більшу чутливість у випадку мітральної позиції порівняно з аортальною для дослідження дискових механічних клапанів для оцінки рухливості КПС. Для оцінки регургітації на КПС ЧСЕхоКГ має переваги в оцінці КПС в мітральній/трикуспідальній позиціях, в той час як ТТЕхоКГ має свої переваги при оцінці КПС в аортальній позиції. ЧСЕхоКГ, особливо при доповненні оцінкою в 3D лишається найкращою для оцінки параклапанної регургітації.

Допоміжні засоби візуалізації

Рентгеноскопія

Рентгеноскопія (РС) є легким та завжди доступним неінвазивним методом візуалізаційної оцінки механічних КПС. Загалом вона є показаною у випадках аномально високих градієнтів тиску на протезах. Метод також дозволяє коректну ідентифікацію типу імплантованого механічного КПС та частково оцінку його функції [39 – 41]. Шляхом використання відповідних проекцій можливо оцінювати мобільність стулок, рух кільця протезу, або навіть виявляти розрив та/або міграцію компонентів протезу. Аномальний нахил або гойдання основного кільця протезу є чіткою ознакою екстенсивного зяяння протезу. Втім, РС не дозволяє провести оцінку гемодинаміки, а також не може забезпечити інформацію про етіологію зниження рухливості дисків.

Загалом РС виконується в положенні пацієнта лежачі на спині. КПС візуалізується в трьох головних проекціях: 1) передньо-задній (0°) та латеральній (90°) для ідентифікації протезу *in situ*; 2) проекції «в профіль» (коли рентгенівські промені спрямовані паралельно як клапанному кільцю, так і осі нахилу дисків), що дозволяє розрахувати кути відкриття та закриття; та 3) проекції «en face» (коли рентгенівські промені паралельні виносному тракту протезу), що застосовується тільки для протезів в мітральній позиції. Часто для всіх проекцій потрібно ретельно позиціонувати пацієнта з використанням краніо-каудальної ангуляції внаслідок варіабельності

хірургічної орієнтації КПС. Слід відмітити, що РС забезпечує кращу оцінку рухів дисків в аортальній позиції порівняно з ЕхоКГ [42].

Записується короткий (≈ 10 кардіальних циклів) рентгеноскопічний фільм в кожній з перелічених проекції, з яких вилучаються обрані кадри для оцінки та вимірів радіусів рухів дисків. Розраховуються також кути відкриття та закриття, як відстань між двома стулками в повністю відкритому та закритому положеннях (Рис. 1А, Панелі А та Б). В протезах з одинарним нахильним диском кут відкриття визначається, як відстань між корпусом протезу та диском у повністю відкритому положенні, а в двостулкових протезах – як відстань між стулками в повністю відкритому положенні (Рис. 1В). Метод звичайно легкий та зручний для застосування, незважаючи на погану рентгеноконтрастність деяких механічних клапанів. Слід відмітити, що виявлення кальцію на стулках тканинного біопротезу є діагностичною ознакою його дегенерації, але сам по собі цей факт ще не говорить про порушення гемодинаміки.

Комп'ютерна томографія серця

Комп'ютерна томографія (КТ) серця загалом звичайно не виконується для рутинної оцінки КПС, але може бути показаною при підозрі на дисфункцію протезу або інші ускладнення. Мультидетекторна (мультиспіральна) КТ (МСКТ) може забезпечити цінну додаткову інформацію про рухливість, цілісність та патологію протезу, включаючи параклапанну патологію (наприклад, ендокардит, аневризматичну дилатацію або залучення оточуючих тканин) [43, 44]. МСКТ може використовуватися як альтернатива РС при механічних КПС для визначення кутів відкриття/закриття (Рис. 1А, Panel C та D), а також для візуалізації стулок біопротезів на предмет потовщення, виявлення кальцифікацій або тромбів, якщо результати ЧСЕхоКГ є недостатньо інформативними [45 – 48]. Під час МСКТ можна візуалізувати порушення коаптації, що іноді в певних випадках дозволяє проводити планіметричні виміри площі регургітуючого отвору. Параклапанну регургітацію іноді також може бути діагностовано (залежно

від розміру дефекту та рентген-контрастності клапанного кільця [49, 50]. Протікання кільця може бути підтверджено гойдаючим зміщенням кільця протезу підчас динамічної МСКТ-реконструкції. МСКТ також здатна диференціювати тромб від панусу [51 – 55]. МСКТ можна використовувати для кількісної оцінки ступеня важкості стенозу біопротезу шляхом планіметрії анатомічної ЕПО (геометричної площі отвору, ГПО, GOA) [46]. Морфологічні наслідки обструктивної або регургітуючої дисфункції протезу можна спостерігати у вигляді дилатації шлуночка або передсердя, або стазу контрасту, що свідчить про застій. При плануванні повторного оперативного втручання МСКТ також може бути показаним для оцінки стану коронарних шунтів, особливо у більш молодих пацієнтів з недегенеративною етіологією клапанної патології [56, 57]. З метою запобігання незапланованої травми підчас стернотомії МСКТ використовується для оцінки простору між грудиною та правим шлуночком. Травматизації огинаючої гілки (ОГ) лівої коронарної артерії (ЛКА) може, хоча й досить рідко, відбутися внаслідок її близькості до кільця Ао, що також можна оцінити за допомогою МСКТ [58].

ЕКГ-синхронізація або реконструкція даних, отриманих з нерухомих зображень (залежно від часової роздільності) з субміліметровою ізотропною просторовою роздільністю дозволяє отримувати реконструкції уявлених поперечних площин. Якщо дані отримуються протягом всього кардіального циклу, зображення потім можуть бути реконструйовані з представленням послідовних фаз кардіального циклу, що далі дозволяє оцінювати наявність чи відсутність структурних зміщень.

На відміну від ЕхоКГ в режимі реального часу, динамічна МСКТ-реконструкція повторює відтворення одного кардіального циклу. Динамічна оцінка рентгеноконтрастних механічних КПС не потребує введення контрастів, подібно РС. Подібно до коронарної МСКТ-ангіографії може використовуватися фармакологічна модифікація ЧСС [59]. КПС найкраще візуалізуються в повністю відкритому положенні. Номінальні кути відкриття

залежать від типу КПС, та також від локалізації імплантації (Таб. 6) [7, 50 – 52, 60].

Візуалізація правобічних КПС з контрастуванням, особливо в трикуспідальній позиції, утруднюється неомогенним помутнінням, коли контраст селективно притікає з верхньої порожнистої вена (ВПВ). Для подолання цього треба або отримувати зображення підчас рециркуляції, або проводити ін'єкцію контрасту вчасно в адекватній пропорції одночасно в верхню та нижню кінцівки для покращення гомогенності контрастування правих відділів серця.

Недоліками МСКТ серця є використання йодистих рентгенконтрастних розчинів та вплив іонізуючої радіації. Залежно від типу сканера, обраного протоколу виконання дослідження та вимог до однофазних та мультифазних зображень, доза радіації може коливатися від ≈ 1 до 20 мілізіверт (мЗв, mSv) [61]. Можливості МСКТ серця також обмежуються її нездатністю оцінювати потік крові та гемодинаміку. Матеріал підкладки, що прилежить до клапанного кільця, може бути прийнятий за регургітацію, хоча його щільність часто дещо вища за контраст-підсилену кров [62].

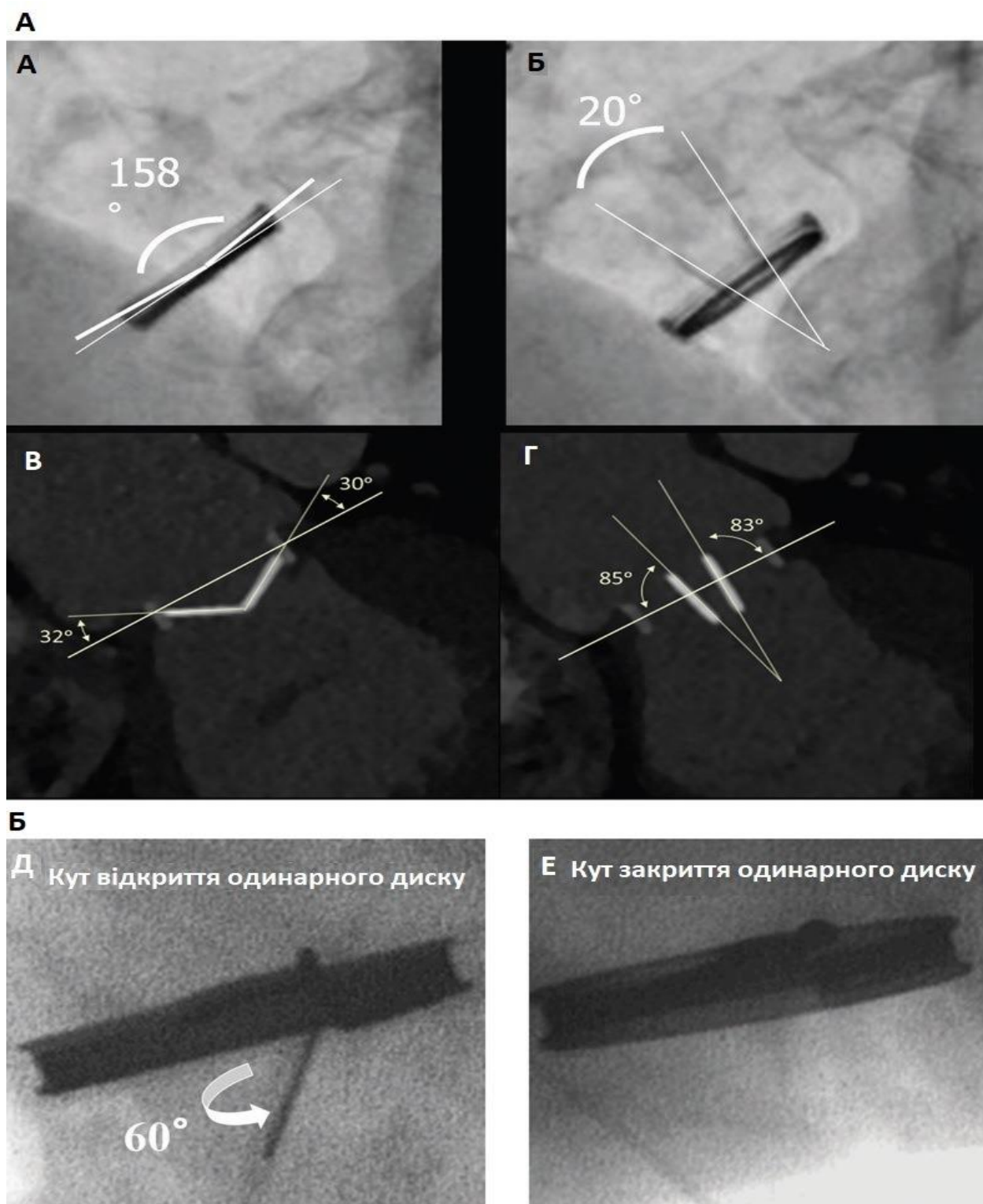


Рис. 1. (А) Оцінка кутів закриття (А та В) та відкриття (кути між дисками в цілком відкритій та закритій позиціях) (Б та Г) механічних двостулкових протезів за даними РС (А та Б) та МСКТ серця (кути між стулками та площиною кільця КПС) (В та Г).

(Б) Оцінка кутів відкриття (Д) та закриття (Е) КПС з одинарним нахильним диском за даними РС [1].

Серцево-судинна магнітно-резонансна томографія

МРТ продемонструвала безпечність у пацієнтів з КПС, у яких вона використовувалась для оцінки супутньої патології Ао [62]. МРТ є чудовою методикою для волюмометричної оцінки камер серця та потоків, та може мати певну цінність для оцінки власно КПС, особливо у якості допоміжного засобу, якщо ТТЕхоКГ неінформативна, а виконання ЧСЕхоКГ є небажаним [64 – 67]. МРТ, таким чином, може використовуватися для аналізу клапанних протезів з використанням імпульсних послідовностей із стаціонарної вільної прецесії (SSFP), що дозволяє точно відрізняти кров від інших тканин [68]. Турбулентний потік через регургітуючий отвір легко візуалізується в режимі SSFP (візуалізація пустот сигналу внаслідок дефазування спіну в протонах, що рухаються) [64, 64]. Анатомію КПС можна візуалізувати шляхом отримання стандартних зрізів по короткій осі та двох-, трьох- та чотирьохкамерних зрізів по довгій осі в комбінації з косими зрізами по довгій осі ортогонально лінії коаптації [69]. Також можна ідентифікувати рестрикцію (обмеження руху стулок). На біопротезах підчас МРТ можливо виміряти ГПО [70]. Дослідження панусів або тромбів протезів за допомогою МРТ згідно літературних даних не проводилося. У певних обставинах можлива оцінка анатомічного регургітуючого отвору шляхом планіметрії регургітуючого отвору в зрізі, паралельному площині клапану та перпендикулярному напрямку потоку регургітації в режимі SSFP [71]. Крім того, потік крові та її швидкості можна отримати за допомогою фазово-контрастного картування швидкостей [72 – 74]. Таким чином, МРТ серця є корисним потенційно інструментом для оцінки регургітації, особливо при динамічному спостереженні після протезування клапану легеневої артерії (КЛА). Хоча сьогодні з'явилося достатньо багато даних про цінність МРТ при кількісній оцінці регургітації на нативних клапанах та (в меншій мірі) після транскатетерної імплантації аортальних протезів,

існує дуже обмежена доказова база у пацієнтів після хірургічної імплантації КПС. МРТ може також потенційно продемонструвати аномальний асиметричний профіль потоку при обструкції КПС, хоча виміри кутів стулок не завжди є можливими. МРТ з пізнім підсиленням гадолінієм (зображення отримують через 10 – 20 хвилин після введення контрасту) широко використовується для оцінки кардіального фіброзу при різних кардіоміопатіях [75]. У пацієнтів з КПС МРТ може служити для оцінки впливу заміни клапана на структуру міокарда. До сьогодні при тестуванні клапанних протезів встановлено, що їх нагрів під час МРТ не досягає значущого рівня [76 – 78]. Більше того, хоча МРТ надає інформацію щодо профілів потоків та швидкостей, асоційованих з КПС, потрібно більше досліджень для забезпечення діагностичних референтних значень для диференціації нормальних та патологічних ситуацій.

Радіонуклідна кардіологія

Виконання радіонуклідних методів дослідження при оцінці КПС є лімітованим. Втім, в останній час інтерес сконцентрований на використанні позитронно-емісійної томографії (ПЕТ) з 18Ф-флюорODEЗОКСИГЛЮКОЗОЮ в діагностиці ендокардиту протезів [79], освітлення чого не входить в завдання цього документу. Інші недавні дослідження дозволили припустити, що ПЕТ/КТ з 18Ф-флюоридом натрію здатна ідентифікувати активну кальцифікацію тканин та бути предиктором прогресування захворювання у пацієнтів з нативним аортальним стенозом [80]. Подальші дослідження потрібні для визначення, чи придатна ця методика для ідентифікації активної мінералізації тканин біопротезів з можливою предиктивною цінністю ризику структурної дегенерації.

Ключові моменти

Неехографічні засоби візуалізації зазвичай не використовуються для рутинної оцінки КПС, але є досить допоміжними при підозрі на дисфункцію та інші ускладнення. Вони можуть надати цінну додаткову інформацію щодо

цілісності КПС та клапанної та параклапанної патології. Рентгеноскопія має допоміжну цінність в оцінці мобільності дисків механічних КПС та структури кільця протезу. МСКТ серця також є важливим додатковим методом візуалізації, що дозволяє візуалізувати кальцифікації та дегенеративні зміни біопротезів, формування панусів, тромбози та оцінювати рух окклюдерів механічних протезів. Використання МРТ серця до сьогодні ще не є рутинною практикою, але частота застосування все зростає. Радіонуклідна візуалізація має дуже лімітоване застосування в оцінці КПС за межами діагностики при підозрі на інфекційний ендокардит КПС.

Таб. 5. Методи візуалізації: переваги та обмеження

	Технічні аспекти	Переваги	Обмеження
2D ТТExoКГ	† Множинні зрізи † Ретельна ангуляція (вирівнювання) датчика для точного виведення рухів стулок	† Візуалізація першої лінії † Простота використання † Оцінка функції та розмірів ЛШ та тиску в ЛА	† Обмежена акустичними вікнами та індивідуальним габітусом пацієнта † Акустичні тіні від матеріалів КПС † Кутова залежність точності доплерівських даних
2D ЧСExoКГ	† Множинні зрізи † Ретельна ангуляція (вирівнювання) датчика для точного виведення рухів стулок	† Краща роздільна здатність порівняно з ТТExoКГ † Близкість стравоходу до серця † Краща візуалізація порожнини передсердь та передсердної поверхні атріовентрикулярних КПС та задньої частини КПС в аортальній позиції † Краща візуалізація	† Акустичні тіні від матеріалів КПС † Кутова залежність точності доплерівських даних

		паклапанних ускладнень	
3D ЧСЕхоКГ	† Множинні зрізи † Режим вузького кута / Косі зрізи † Налаштування повного об'єму (Full-volume dataset) † Режим збільшення («zoom»)	† Простота використання † Прекрасна просторова візуалізація † Можливість візуалізації КПС «en face» (хирургічний вигляд) † Додаткова до 2D ЕхоКГ інформація	† Погана візуалізація передніх кардіальних структур † Погана часова роздільна здатність † «Випадіння» тканинних сигналів † Погана характеристика тканин † Артефакти внаслідок косої (а не горизонтальної) орієнтації КПС в мітральній позиції
РС	† Задньо-латеральні (0°) та латеральні (90°) проекції † Проекції «по профілю» (промені паралельно площині кільця КПС та осі нахилу дисків) † Проекції «en face» (промені паралельно виносному тракту КПС)	† Простота використання † Оцінка функції КПС † Діагностика кальцифікатів стулок	† Гемодинаміка не оцінюється † Не дає інформації про етіологію обмеження руху диску
МСКТ	† Ширші вікна експозиції та мультифазні реконструкції для оцінки руху клапану † Подвійні косі площини	† 3D реконструкція † Дані не обмежені соматотипом пацієнта † Ідеальна для оцінки патології Ао † Висока чутливість у виявленні кальцифікацій † Дозволяє візуалізацію	† Променева експозиція † Потенційна нефротоксичність рентгенконтрастних розчинів † Алергенність рентгенконтраст-

	сканування (зрізи по короткій та довгій осі)	та диференційну діагностику тромбів та сполучнотканинних панусів † Чудова просторова візуалізація	них розчинів † Артефакти від металевих об'єктів
MPT	† Режимы послідовностей T1-зваженого спин-ехо та градієнтного ехо (SSFP) † Фазово-контрастні послідовності	† Добра методика для діагностики патології аорти (навіть без контрастування) † Без променевої експозиції † Дає можливість характеризувати міокард	† Артефакти від металевих об'єктів † Обмежені дані щодо КПС † Обмежена просторова та часова роздільна здатність
Радіонуклідні методи візуалізації	† Різноманітні трейсери (мітки) для візуалізації запалення, кальцифікацій або дослідження метаболізму	† Розповсюдженість локальної інфекційної або метаболічної активності † Ідентифікація екстракардіальної інфекції та метаболічної активності	† Променева експозиція † Обмежені дані щодо КПС, за винятком інфекційного ендокардиту

Функція та характеристики КПС

Морфологічні та функціональні характеристики

Рух стулок та мобільність оклюдерів

Механічні КПС мають специфічні ехо-сигнали, що можуть допомогти ідентифікувати типи протезів [8, 15, 81 – 83]. В нормальних КПС рух різкий, жвавий та співпадає з кожним наступним ударом серця. Номінальні кути відкриття залежать від типу КПС та іноді – від локалізації імплантованого протезу (Таб. 6) [40, 41, 50 – 52, 60].

Таб. 6. Механічні клапани: рентгеноконтрастність та кути розкриття.

	Матеріали протезу		Відкриття (градусів)	Закриття (градусів)
	Кріплення	Оклюдер		
Шарикові протези				
Starr-Edwards	Клітка: три (аорта) або чотири стійки з (мітральна позиція) кобальт-хромового сплаву	Силіконова резина	N/A	N/A
КПС з нахильним диском				
Björk–Shiley	Кобальт-хромовий сплав	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на графітовому субстраті з радіонепрозорим танталовим маркером	60 (<1981) 70 (>1981)	0
Medtronic-Hall	Титановий сплав	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	75 (аортальний) 70 (мітральний)	0
Omniscience	Титановий сплав	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	80	12
Omnicarbon	Піролітичний вуглець на графітовій основі	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	80	12

Sorin Allcarbon	Кобальт-хромовий сплав з тонким шаром покриття з піролітичного вуглецю	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	60	0
Двостулкові КПС				
ATS Medical	Піролітичний вуглець на графітовій основі з металевою стрічкою	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	85	25
Carbomedics	Твердий піролітичний вуглець з титановим кільцем жорсткості	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	78 – 80	15
Edwards Tekna (раніше Duromedics)	Твердий піролітичний вуглець з титановим кільцем жорсткості	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	73 – 77	15
St Jude Medical	Піролітичний вуглець на графітовій основі з металевою стрічкою	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	85	30 (19–25 мм) 25 (27–31 мм)
On-X	Піролітичний вуглець на графітовій основі з обручем з титанового сплаву	Чистий піролітичний вуглець на вольфрамово-графітовому субстраті	85 – 90	40
Bicarbon	Кобальт-хромовий сплав з тонким шаром покриття з піролітичного вуглецю	Сплав силікону з піролітичним вуглецем на вольфрамово-графітовому субстраті	80	20
Кути стулок відносно площини кільця КПС забезпечуються виробниками.				

Зверніть увагу, що кути вимірюються з використанням однієї ж і тої самої методики за даними МСКТ. Навпаки, підчас РС кути відкриття та закриття в двостулкових КПС визначаються, як кут між дисками в повністю відкритій та закритій положеннях, відповідно. Це означає, що кут відкриття – це кут між двома дисками (загалом $<30^{\circ}$ та в більшості КПС $<20^{\circ}$). Кут закриття звичайно складає $>120^{\circ} - 130^{\circ}$.

При дослідженні шарикового протезу візуалізується його клітка та рухливе ехо шарика з боку шлуночка. В 2D ЕхоКГ металеві стійки клітки забезпечують високо рефлексивні ехо-сигнали. І навпаки, проксимальна поверхня клапану забезпечує менш інтенсивні відбиті ехо-сигнали. В режимі реального часу шариковий оклюдер рухається в клітці вперед та назад. При імплантації клапану в мітральній позиції шарик встановлюється в шовному кільці в систолу. В М-режимі клітка, шовне кільце та шарик дають характерні чіткі ехо-сигнали.

Одинарний ехо-сигнал, що рухається вгору-вниз з боку шлуночка звичайно характеризує механічний протез з нахильним диском (моностулковий). Кут відкриття такого диску відносно кільця протезу складає від 60 до 80 градусів, що призводить до формування в період відкриття двох отворів різних розмірів. В М-режимі відкриття протезу формує інтенсивний ехо-сигнал з множинними ревербераціями.

Два сепаратних диски можна візуалізувати в двостулковому КПС. Вони відкриваються та закриваються майже повністю синхронно. Кут відкриття відносно площини кільця протезу складає $75 - 90^{\circ}$, при чому відкритий протез формує три отвори: центральний маленький щілиноподібний між двома стулками-дисками та два більших напівкруглих отвори латеральніше (Рис. 2).

Біологічні КПС мають тристулкову структуру. В нормі біопротез має тонкі (1 – 2 мм) стулки з необмеженою рухливістю без ознак пролабування [2, 8, 10, 84]. В 2D та в М-режимі виявляється коробчоподібне відкриття в

систоли в аортальній позиції, та відкриття в діастолу в мітральній або трикуспідальній позиції подібне до профілів нативних клапанів. Шовне кільце та стійки (три стійки, наведені по короткій осі на Рис. 3) більш ехогенні, та можуть обмежувати візуалізацію стулок (Рис. 3А та В). Аортальні біопротези без стенту або аортальні гомопротези мають вигляд, подібний до нативних АК, окрім того факту, що з'являється збільшення товщини стінок в зоні ВТЛЖ та висхідної Ао. В ранньому періоді після імплантації біопротез без стенту може бути оточений зоною гематоми або набряку. Шви визначаються як лінійні, товсті, яскраві, множинні, розташовані через рівні проміжки, звичайно нерухомі ехо-сигнали по периферії шовного кільця КПС. При недостатній силі затягування швів вони можуть бути дещо мобільними або подовженими на вигляд. Вигляд біопротезу в 3D в будь-якій анатомічній позиції завжди подібний до зовнішнього вигляду нативного АК, з трьома стулками, більшого діаметру, якщо в мітральній або трикуспідальній позиції, та меншого – в аортальній або в позиції КЛА.

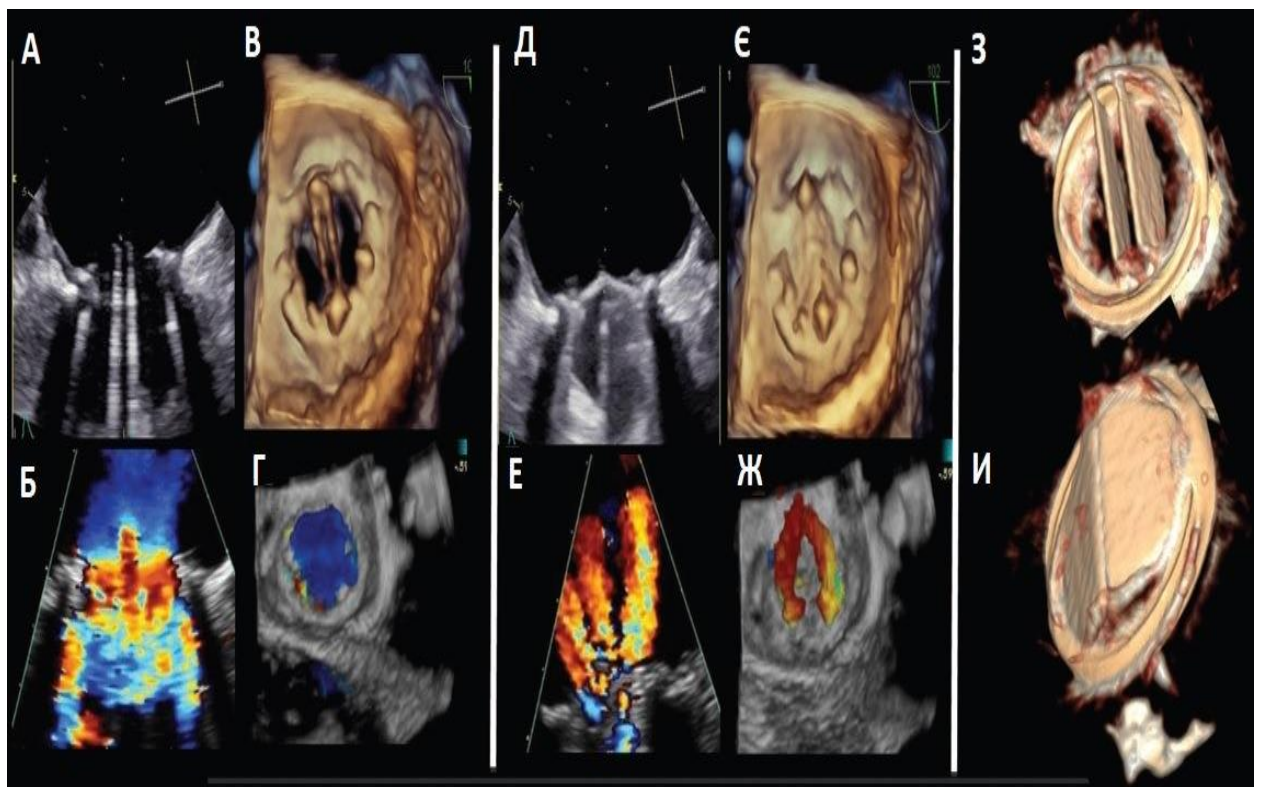


Рис. 2. Механічний КПС в мітральній позиції: нормальний вигляд. ЧПЕхоКГ в 2D та 3D показують нормально функціонуючий КПС в

акустичних тіней (білі стрілки). Втім, даний феномен є меншим у порівнянні з механічними КПС. Шлуночкова та передсердна сторони стулок добре відокремлені (червоні стрілки). (Б) ЧСЕхоКГ у В-режимі на 120 градусів: нормальний біопротез в Ао позиції в діастолу. Рамка біопротезу чітко візуалізується та віддає дискретну акустичну тінь. Також по довгій осі добре візуалізуються аортальна та шлуночкова поверхні двох стулок. (В) 2D ЧСЕхоКГ, зріз на 45°: вигляд нормального біопротезу в аортальній позиції в діастолу з боку аорті. Три стовпці металевої рамки, до яких кріпляться стулки візуалізуються на 1, 5, та 10 «годин» (стрілки), продовжуючись в лінії коаптації стулок. (Г) То саме зображення, що й на (В), але в 3D. (Д) Передсердна сторона нормального біопротезу в мітральній позиції в діастолу в 3D. В деталях візуалізовано кільце протезу та передсердна поверхня трьох стулок [1].

Акустичні тіні

Штучні матеріали, особливо в механічних моделях, викликають появу множинних артефактів, включаючи акустичні тіні, реверберації, рефракції та дзеркальні артефакти (Рис. 4, Панель А–Е).^{14,84} Це часто впливає на якість зображення, особливо у випадку двох КПС в різних позиціях. Для подолання цих незручностей рекомендовано використовувати множинні та проміжні позиції, та прискіпливо обстежувати зони навколо протезів. Клапанні протези в цілому краще візуалізуються при більш низькому підсиленні сигналу (gain).

Загальним правилом є той факт, що передсердний (в мітральній чи трикуспідальній позиції – неважливо) бік протезу затінюється акустичними тінями підчас ТТЕхоКГ, що призводить до низької чутливості ТТЕхоКГ щодо виявлення регургітації на протезах в атріовентрикулярних позиціях, тромбів протезу, панусів або вегетацій (Рис. 5, зображення А та Б). ЧСЕхоКГ забезпечує набагато кращу візуалізацію порожнин ЛП/ПП та відповідну сторону клапанних протезів (Рис. 5, зображення В та Г). В аортальній позиції протезу звичайно підчас ТТЕхоКГ затінюється задня частина протезу (Рис. 4,

зображення А), в той час як підчас ЧСЕхоКГ затінюється передня частина протезу АК [86, 87].

У випадку протезів без стентів рекомендовано ретельно вірівнювати УЗ-промені паралельно до потоку, що дозволяє частково уникнути ефектів акустичних тіней від елементів стенту та шовного кільця [87].

Артефакти від механічних протезів при МСКТ відрізняються від таких підчас ЕхоКГ або МРТ. Частковий об'єм у комбінації з ефектами інтерполяції, що створюються підчас реконструкції елементів з металу або з металевим покриттям виглядають більшими за розміром (гіперщільні артефакти, «цвітіння» та яскрава смужка), в той час як ефекти підсилення променів створюють темні тіні (гіподенсивні артефакти). Ці артефакти найбільш виражені підчас фаз швидкого руху [32, 37, 41]. Протези з кобальт-хромовим кільцем (Björk–Shiley) дають найбільш виражені артефакт підсилення променя. Проспективна ЕКГ-синхронізація може зменшити артефакти, викликані КПС, краще, ніж ретроспективна.

КПС також викликають артефакти підчас МРТ з випадінням сигналу внаслідок викривлення магнітного поля металевими структурами протезів [76]. Артефакти рідше спостерігаються при біопротезах. Артефакти більш виражені в режимі відео градієнтного ехо, та менш виражені на зображеннях в режимі spin-echo [66].

Мікропухирці

Мікропухирці характеризуються переривчастим потоком округлих дуже ехогенних транзиторних ехо-сигналів, що швидко рухаються [89].

Мікропухирці виникають в зоні притоку в ЛШ коли швидкість потоку та тиск раптово падають в момент закриття протезу, хоча іноді їх можна візуалізувати і підчас відкриття протезу. Частота виникнення пухирців (мікрокавітацій) ймовірно корелює з дизайном протезу, типом матеріалу, з якого зроблено оклюдер та з швидкістю закриття стулки [90]. Найчастіше кавітації зустрічаються в області протезів в мітральній позиції (Рис. 6, зображення А). З великою ймовірністю їх походження пов'язане з дегазацією

діоксиду вуглецю та (більш сумнівно) з гіперкоагуляційними властивостями крові поблизу протезу. Ці мікрокавітації також можуть бути джерелом високоінтенсивних транзиторних ехо-сигналів в церебральній циркуляції, які можна спостерігати у таких пацієнтів підчас транскраніальної доплерографії в середній мозговій артерії [91]. Їх можна спостерігати як при нормально функціонуючих КПС, так і при протезах з дисфункцією. Мікрокавітацій не буває у пацієнтів з біопротезами.

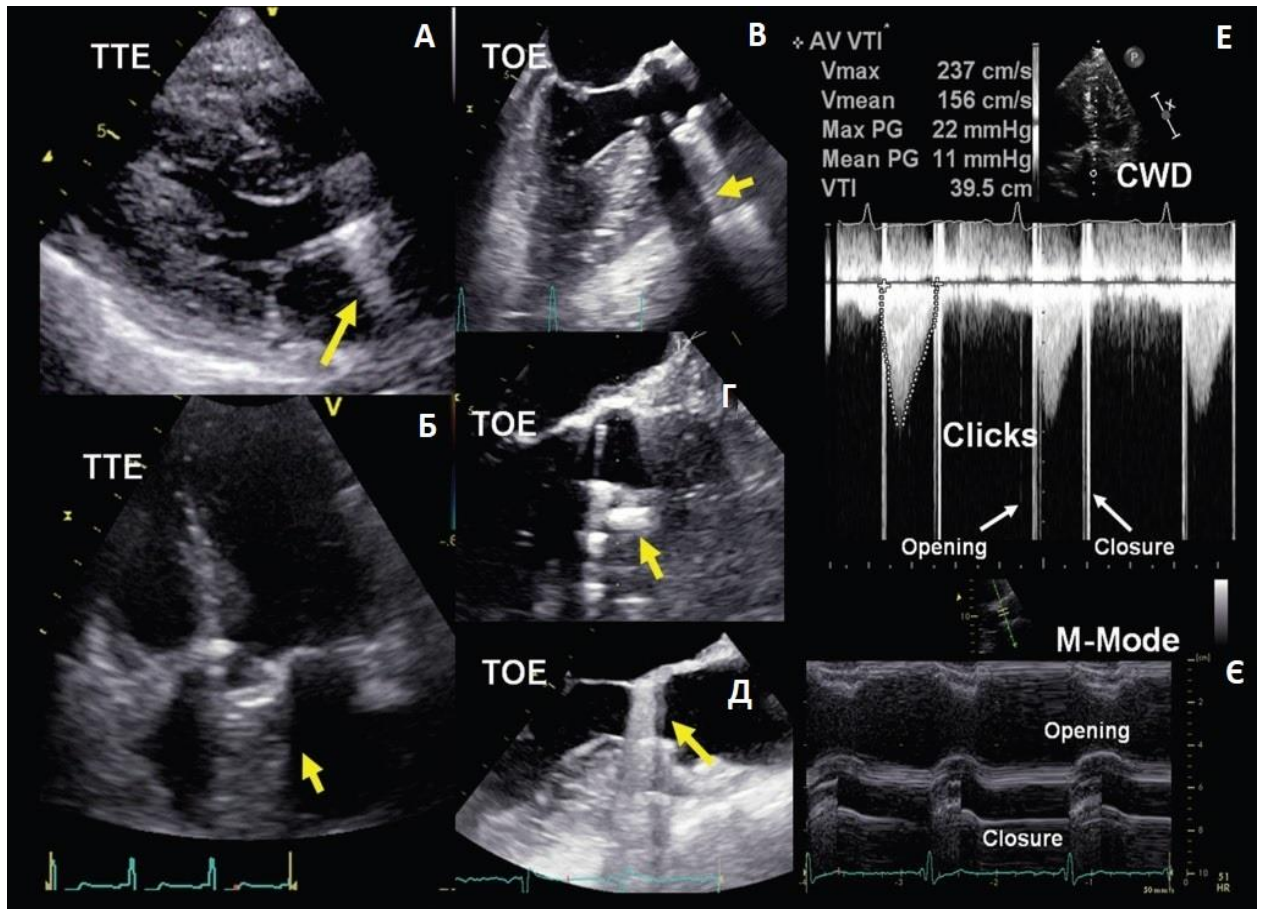


Рис. 4. Механічний КПС в аортальній позиції: нормальний вигляд. Акустичні тіні та реверберації формуються як підчас ТТЕхОКГ, так і ЧСЕхОКГ. Візуалізація механічного протезу в аортальній позиції залежить від акустичного вікна, що використовується (А–Д, жовті стрілки). (Е) Постійно-хвильовий доплерівський (ПХД, CWD) сигнал відображує «кліки» (білі стрілки) відкриття та закриття нормально функціонуючого протезу в аортальній позиції, ранню пікову швидкість та нормальні середній (11 мм Нг) та піковий (22 мм Нг) градієнти тиску на протезі. (Є) М-режим демонструє нормальне відкриття та закриття дисків [1].

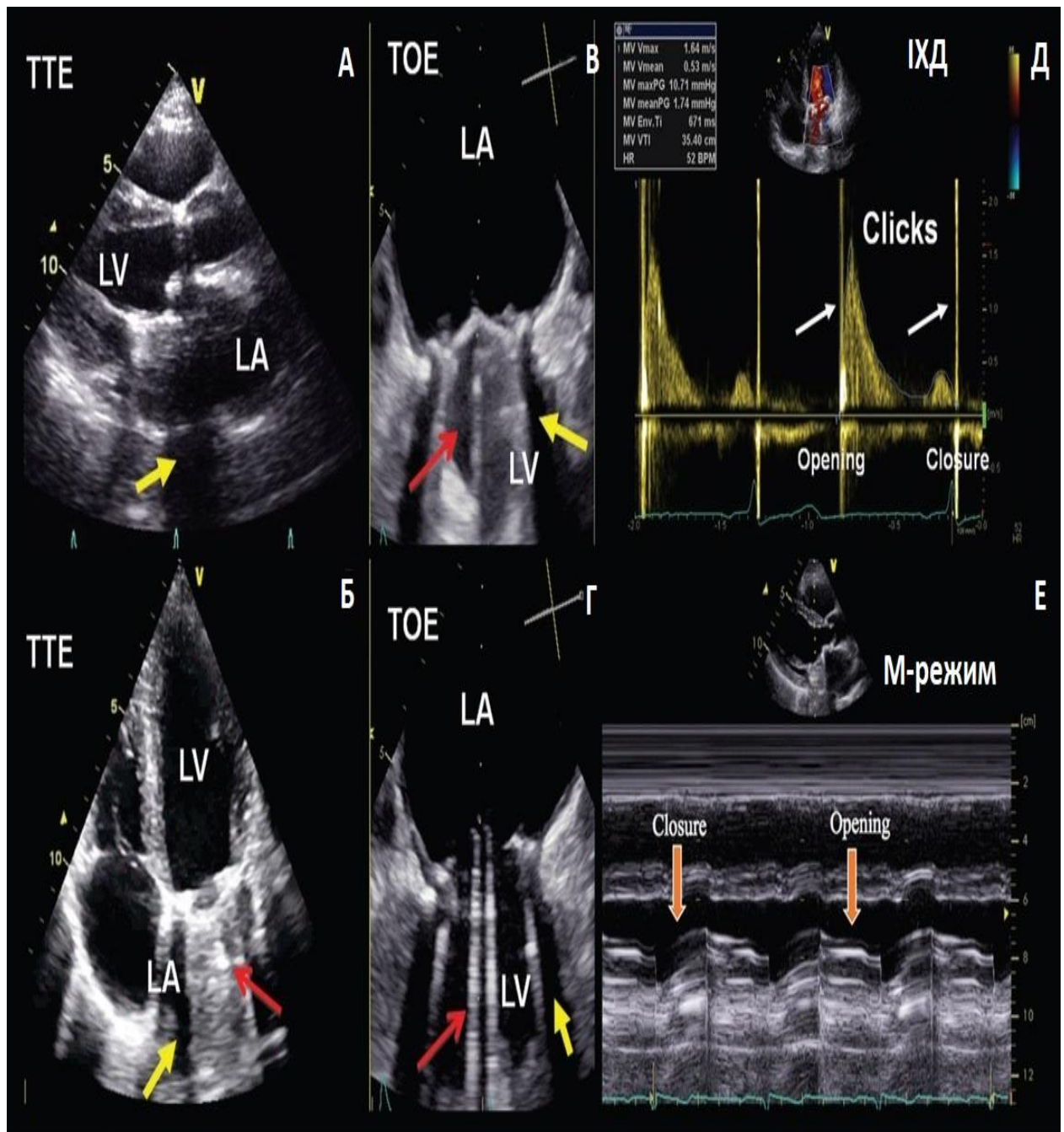


Рис. 5. Механічний клапан в мітральній позиції: нормальний вигляд. Акустичні тіні та реверберації візуалізуються підчас 2D ТТExoКГ та ЧСExoКГ з растошуванням, що залежить від акустичного вікна, що використовується (А та Б – акустичні тіні та реверберації з боку ЛП (LA); В та Г – з боку ЛШ (LV) підчас ЧСExoКГ. (Д) Імпульсно-хвильовий (ІХД, PWD) доплерівський сигнал показує «кліки» (білі стрілки) відкриття та закриття нормально функціонуючого механічного протезу. (Е) М-режим показує нормальне відкриття та закриття дисків [1].

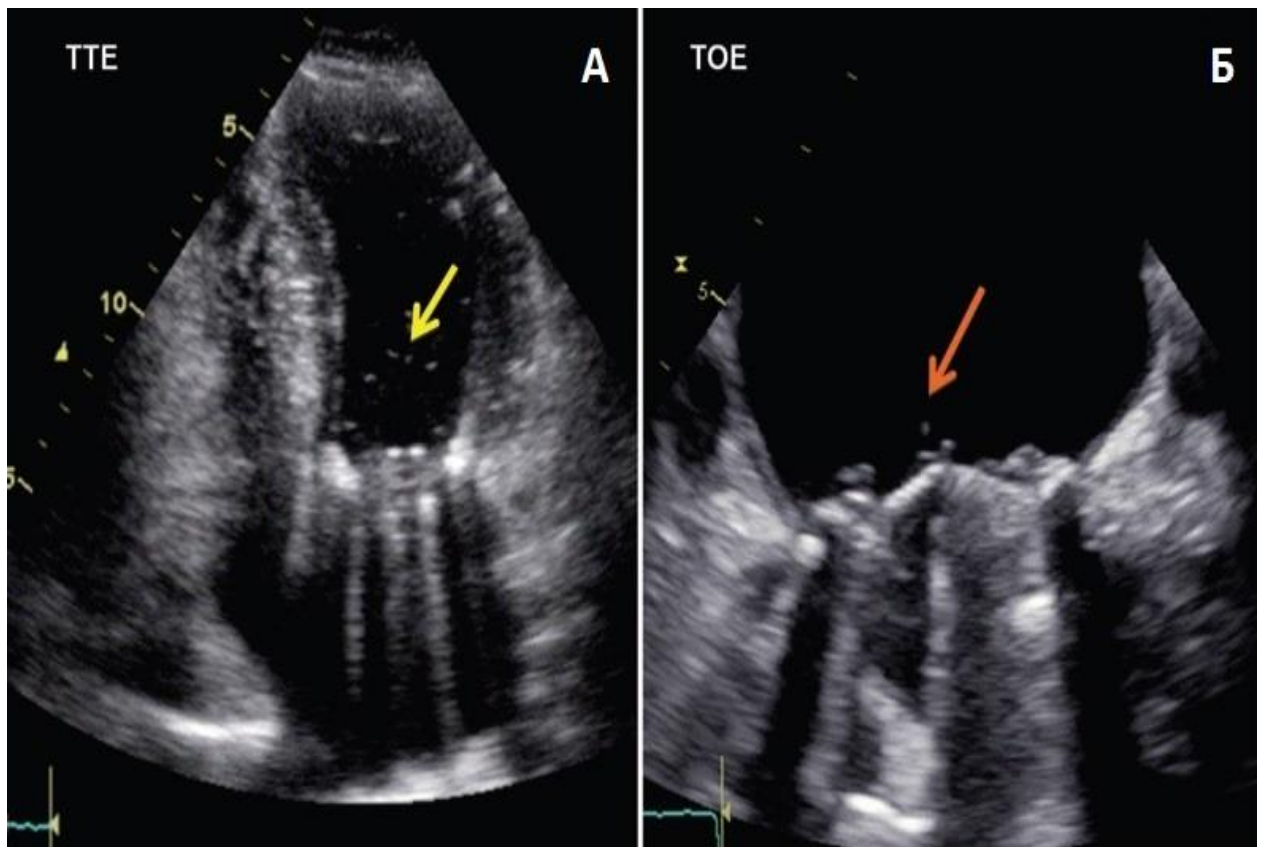


Рис. 6. Механічний клапан в мітральній позиції: кавітації та тяжі. (А) Кавітація (жовта стрілка) в порожнині ЛШ пов'язана з наявністю механічного протезу в мітральній позиції (ТТЕхоКГ в А4С позиції). (Б) Фібринові тяжі (помаранчева стрілка) візуалізується як чіткі філаментні утворення, що прикріплюються до передсердного боку механічного клапану в мітральній позиції (ЧСЕхоКГ) [1].

Спонтанне ехо-контрастування

Спонтанне ехо-контрастування (СЕК) визначається як ехо-сигнали, подібні до диму [85]. Частота СЕК при імплантованих КПС складає по літературним різним даним від 7 до 53%. СЕК викликається підвищенням агрегації еритроцитів при сповільненні кровотоку (наприклад, низький серцевий викид, важка дилатація ЛП, фібриляція передсердь (ФП) або патологічна обструкція протезу в мітральній позиції).

Тяжі

Тяжі – це тонкі, середньої ехогенності філаментні структури декілька міліметрів довжиною (найчастіше <1 мм товщиною та >2 мм та до 30 мм довжиною), що рухаються незалежно від рухів КПС (Рис. 6, зображення В)

[92 – 94]. Вони часто візуалізуються в інтермітуючому режимі протягом кардіального циклу в одному і тому ж самому місці. Вони звичайно локалізуються в мітральній позиції на шляху притоку в ЛШ (тобто з боку передсердної сторони в мітральній позиції та з боку ЛШ в аортальній позиції). Їх спостерігають як при механічних, так і біологічних КПС. Тяжі за літературними даними зустрічаються у 6 – 45% пацієнтів [94]. Тяжі, асоційовані з КПС ймовірно мають багато причин, та можуть складатися з фібринозних та колагенових компонентів. Вони є більш частою знахідкою у пацієнтів, яким виконується ЧСЕхоКГ з метою пошуку джерел емболії, ніж у пацієнтів, яким обстеження проводиться з іншими показаннями [94]. Хоча це може говорити про емболічний потенціал тяжів, втім, до сьогодні їх справжня роль і можлива тактика при їх виявленні лишаються невизначеними.

Ключові моменти

Механічні КПС мають специфічні паттерни ехо-сигналів, що можуть допомагати ідентифікувати тип протезу. ЕхоКГ-оцінка КПС може лімітуватися тіньовими ефектами, особливо при КПС в мітральній позиції підчас ТТЕхоКГ, або в аортальній позиції підчас ЧСЕхоКГ.

Гемодинамічні характеристики

Слід пам'ятати, що будь-який нормально функціонуючий КПС має характеристики легкого клапанного стенозу (обструкції антеградного кровотоку), невеликий зворотній потік закриття протезу, необхідний для його адекватного закриття, та легку ступінь регургітації протікання через протез після його закриття [88, 95].

Профілі потоків (антероградні потоки) та «кліки»

Потік крові, що тече через нормально функціонуючий КПС відрізняється від такого на нативному клапані. Профіль антероградного кровотоку є унікальним для кожної окремої моделі протезу та залежить від контуру та кількості отворів, через який протікає антеградний кровотік [8, 15, 81 – 83, 95 – 97]. На механічних КПС часто можна візуалізувати подвійний

спектральний доплерівський профіль. Записи доплерівських спектрів потоків на КПС також включають короткі, інтенсивні високошвидкісні сигнали, що відповідають «клікам» (click) під час відкриття та закриття механізму оклюдера (Рис. 4Е та 5Д). КДК повинне повністю заповнювати весь просвіт отвору протезу в усіх зрізах (Рис. 2Б). На протезах з одинарним нахильним диском великий більший отвір (напівмісячний по поперечному зрізі потік) може створювати щільний та типово низькошвидкісний потік, а менший отвір – блідий та порівняно з великим високошвидкісний потік (може мати місце також два або три потоки залежно від кількості стійок).

Подібно, двостулкові механічні протези генерують щільні відносно низькошвидкісні потоки з двох латеральних великих отворів з блідим відносно високошвидкісним потоком з малого центрального отвору (Рис. 2, зображення Е). Таким чином, окремі сепаратні потоки характеризують профіль антероградного потоку через такий протез (Рис. 2, зображення Б).

В шарикових механічних протезах кровотік проходить, обтікаючи всю поверхню шарика, що дає два вигнуті бокові потоки з великим дефектом (виїмкою) в центральній частині.

На біопротезах звичайно має місце єдиний центральний антероградний потік.

Градiєнти тиску та ЕПО

Гемодинамічна ефективність відносно базових потреб центральної гемодинаміки у більшості КПС звичайно гірша порівняно з нормальними нативними клапанами [8, 13 – 15, 97, 98]. Більшість КПС при їх нормальній функції демонструють, таким чином, властивості легкої обструкції (стенозу), ступінь якої є варіабельною залежно від моделі та розміру протезу, а також від соматотипу (розмірів тіла) пацієнта [3, 15]. Кількісні параметри функції КПС включають пікову швидкість потоку на протезі (найвища швидкість потоку через КПС) та градiєнти (піковий та середній) тиску, ефективна площа отвору (ЕПО) протезу та доплерівський швидкісний індекс (DVI) (Таб. 1 та 2).

Швидкості та градієнти потоків через КПС

Допплерівська ЕхоКГ допомагає оцінити взаємозв'язок між швидкістю та тисками, що виражається рівнянням Бернуллі, для оцінки градієнтів тиску [99]. За рівнянням Бернуллі різниця (перепад, градієнт) тиску в місці звуження отвору дорівнює: $\Delta P = P_1 - P_2 = 4(V_2^2 - V_1^2)$, де P_1 та V_1 – тиск та швидкість, відповідно, проксимальніше місця звуження; P_2 та V_2 – тиск та швидкість, відповідно, дистальніше місця звуження. Пікова різниця між тисками – це піковий миттєвий градієнт, а середня різниця тисків протягом періоду потоку – це середній градієнт. Оскільки $V_2 \gg V_1$, а в'язке тертя ігнорується, то енергетичний баланс на отворі спрощується до формули $\Delta P = 4(V_2^2)$, що представляє собою спрощене рівняння Бернуллі, яке використовується в ЕхоКГ для розрахунку градієнтів тиску за швидкостями. Втім, слід пам'ятати, що особливо в нормально функціонуючих біопротезах за рахунок того, що V_2 на протезі може бути досить низьким (часто < 2 м/с), тому використання спрощеного рівняння Бернуллі (що є налаштуванням ехокардіографів за умовчанням) може призвести до значної переоцінки градієнтів тиску [100]. Така переоцінка може бути несуттєвою у випадках обструкції КПС (особливо на механічних протезах) при високих значеннях V_2 (до $+3 - 5\%$). Але у випадку нормально функціонуючого протезу така переоцінка може бути досить значною (до $+13 - 19\%$) [100]. В таких ситуаціях оцінка градієнтів тиску буде більш точною, якщо в рівняння Бернуллі повернути швидкість проксимальніше протезу: $\Delta P = 4(V_2^2 - V_1^2)$.

Пікова швидкість на протезі до певного ступеня пов'язана з розміром клапана, особливо на маленьких протезах з високими швидкостями. Але оскільки швидкості визначаються серцевим викидом та системним судинним опором, може мати місце перекривання показників між різними розмірами протезів в межах однієї моделі [8]. У пацієнтів з протезами в аортальній позиції та високим серцевим викидом або вузьким ВТЛШ швидкість проксимальніше протезу може бути підвищеною, внаслідок чого її також не можна буде ігнорувати (проксимальна швидкість $> 1,5$ м/с) [101, 102].

Внаслідок властивих ризиків, пов'язаних з перетинанням клапанного протезу катетером, інвазивна оцінка гемодинаміки на КПС використовується дуже рідко. Загалом, існує висока кореляція між інвазивним та неінвазивним визначенням пікового та середнього градієнтів [15, 101 – 104]. Однак, якщо має місце значуще відновлення тиску, як у пацієнтів з маленькою Ао, то градієнти тиску, визначені під час катетеризації лівих відділів серця звичайно нижчі порівняно з тими, що отримані під час доплерографії. Градієнт тиску «від піку до піку» за даними катетеризації завжди значно нижчий, ніж миттєвий піковий градієнт за даними як катетеризації, так і доплерографії. Зважаючи на те, що пікові градієнти в Ао та ВТЛШ відбуваються неодномоментно, визначення градієнту тиску «від піку до піку» не має фізіологічного обґрунтування [20, 96]. Крім того, на такий показник дуже впливає податливість (комплаєнс) Ао. Тому цей параметр не слід взагалі використовувати для оцінки нативних клапанів серця або клапанних протезів.

Недооцінка градієнтів може спостерігатися при наступних умовах: 1) при встановленні доплерівського курсора непаралельно потоку найвищої швидкості (ідеальний кут між променем та напрямком потоку $<20^{\circ}$); 2) при будь-якому стані з низьким потоком (градієнти чутливі до об'ємного кровотоку); 3) при підвищеному системному АТ. Переоцінка градієнтів може спостерігатися при: 1) будь-якому стані з високим об'ємним кровотоком; 2) при помилковій оцінці потоку МР замість трансаортального систолічного анероградного потоку; 3) при кутовій корекції відносно напрямку кровопотоку (ручна корекція не рекомендується); 4) при феномені відновлення тиску (доплерівський градієнт значно вищий порівняно з градієнтом, визначеним інвазивно особливо у пацієнтів з маленькою Ао).

Ефективна площа отвору

ЕПО, як параметр, не є ідентичною ГПО (внутрішня площа клапану, теоретично доступна для протікання кровотоку) [105]. ЕПО завжди менше, а поняття описує функціональну, а не геометричну (анатомічну) площу [106].

В дійсності ЕПО відповідає найменшій площі потоку, що протікає через протез по виході з клапану (vena contracta). Як форма входу, так і розмір отвору впливають на співвідношення між ГПО та ЕПО (коефіцієнт скорочення потоку). Клінічно коефіцієнт скорочення потоку варіює в межах 0,90 – 0,71, що може призводити до 29% різниці між ЕПО та ГПО [107]. Теоретично ГПО може бути розрахована як за внутрішнім діаметром отвору стенту протеза за даними виробника. В біопротезах ГПО може бути виміряна планіметрично за даними ЕхоКГ, МСКТ або МРТ [46, 66]. Теоретична ГПО значно переоцінює планіметричну внаслідок того, що формула припускає, що вся внутрішня площа протезу доступна для кровотоку, що не є дійсним. В дійсності стулки протезу займають значну питому вагу отвору стенту. Крім того, планіметрична ГПО переоцінює ЕО внаслідок феномену скорочення потоку, описаного вище [46, 66]. Важливо підкреслити, що з патофізіологічної точки зору трансклапанні градієнти тиску в значній мірі визначаються саме ЕПО [108]. Тому градієнти тиску краще корелюють з ЕПО, а не з ГПО.

ЕПО протезу менш залежить від об'ємного кровотоку, ніж швидкість або градієнт, тому це кращий показник гемодинамічної роботи КПС (Таб. 1 та 2) [20]. Але з іншого боку цей параметр є більш підлеглим для технічних похибок та помилок вимірів. Як в аортальній, так і в мітральній позиціях ЕПО слід розраховувати за даними рівняння безперервності потоку (РБП), використовуючи ударний об'єм (УО), отриманий в ВТЛШ, або рідше – в виносному тракті правого шлуночка (ВТПШ) (Рис. 7 та 8) [104, 109, 110]. ЕПО відбиває мінімальну площу поперечного перерізу (ППП) потоку крові через протез (vena contracta), та розраховується за формулою: $ЕПО = ППП \times VTI_{ВТЛШ} / VTI_{PrV} = 0,785 \times (D_{ВТЛШ})^2 \times VTI_{ВТЛШ} / VTI_{PrV}$, або $ЕПО = УО / VTI_{PrV}$, де $VTI_{ВТЛШ}$ – інтеграл лінійної швидкості потоку крові в ВТЛШ за даними імпульсно-хвильового доплера (ІХД) в ВТЛШ проксимальніше АК в апікальних доступах або рідше проксимальніше КЛА (з зрізу по короткій осі), а VTI_{PrV} – інтеграл лінійної швидкості потоку через клапанний протез за

даними постійно-хвильового доплера (ПХД). Легенева локалізація для розрахунку УО використовується вкрай рідко при неможливості оцінки потоку в ВТЛШ, тому є корисною в таких випадках [20].

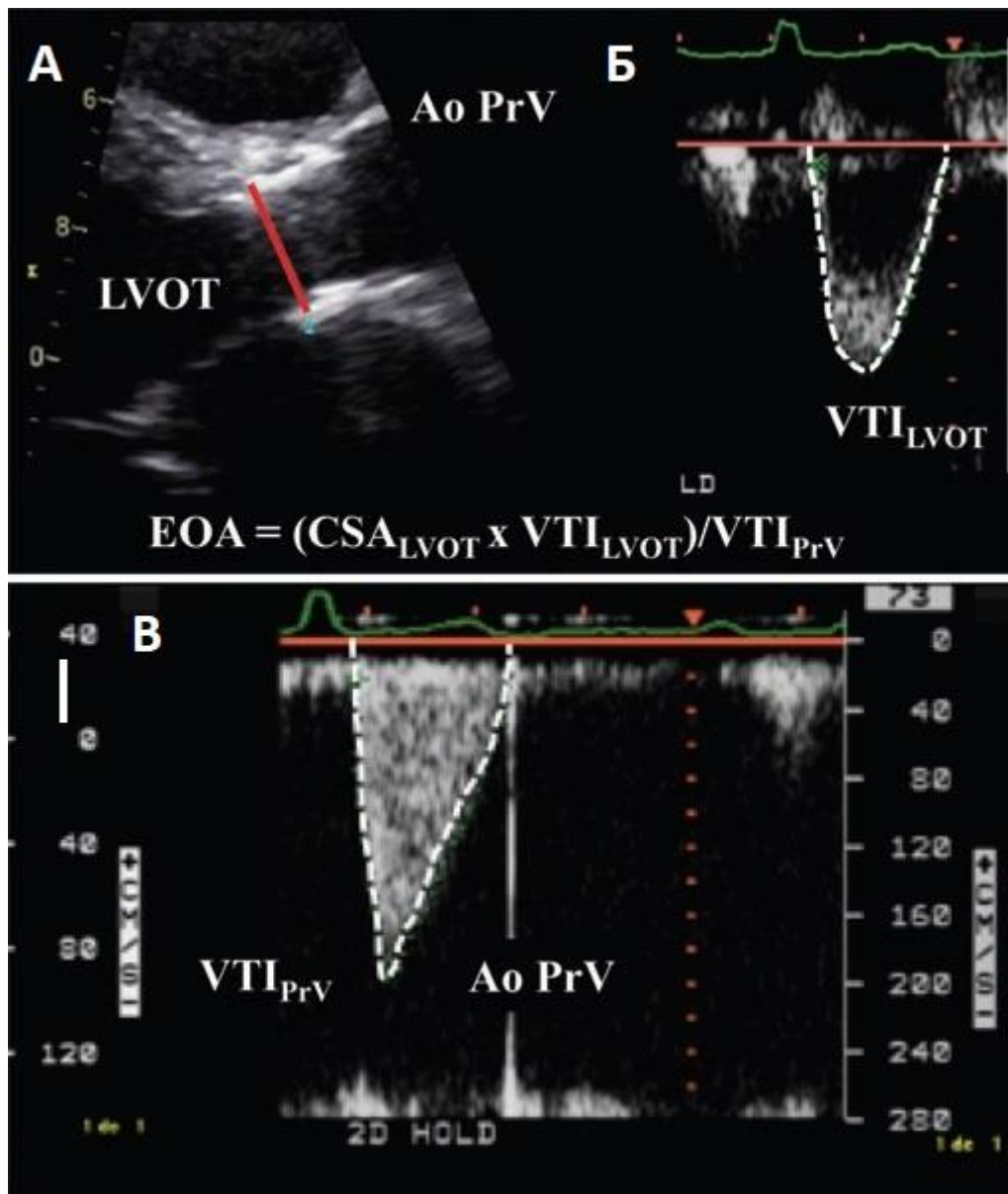


Рис. 7. Розрахунок ЕПО КПС в аортальній позиції за РБП. (А) Вимір діаметру ВТЛШ в середині систоли з PLAX позиції в режимі «zoom» від внутрішнього краю до внутрішнього краю. Площа поперечного зрізу ВТЛШ (CSA) розраховується за діаметром з припущенням, що ВТЛШ округлий ($CSA = \pi \times d^2/4$). (Б) Ударний об'єм (УО) на протезі розраховується шляхом множення CSA ВТЛШ на інтеграл лінійної швидкості потоку (VTI) в ВТЛШ за даними ІХД. (В) ЕПО протезу розраховується шляхом розділу УО на інтеграл лінійної швидкості потоку на протезі (VTI_{PrV}) за даними ПХД [1].

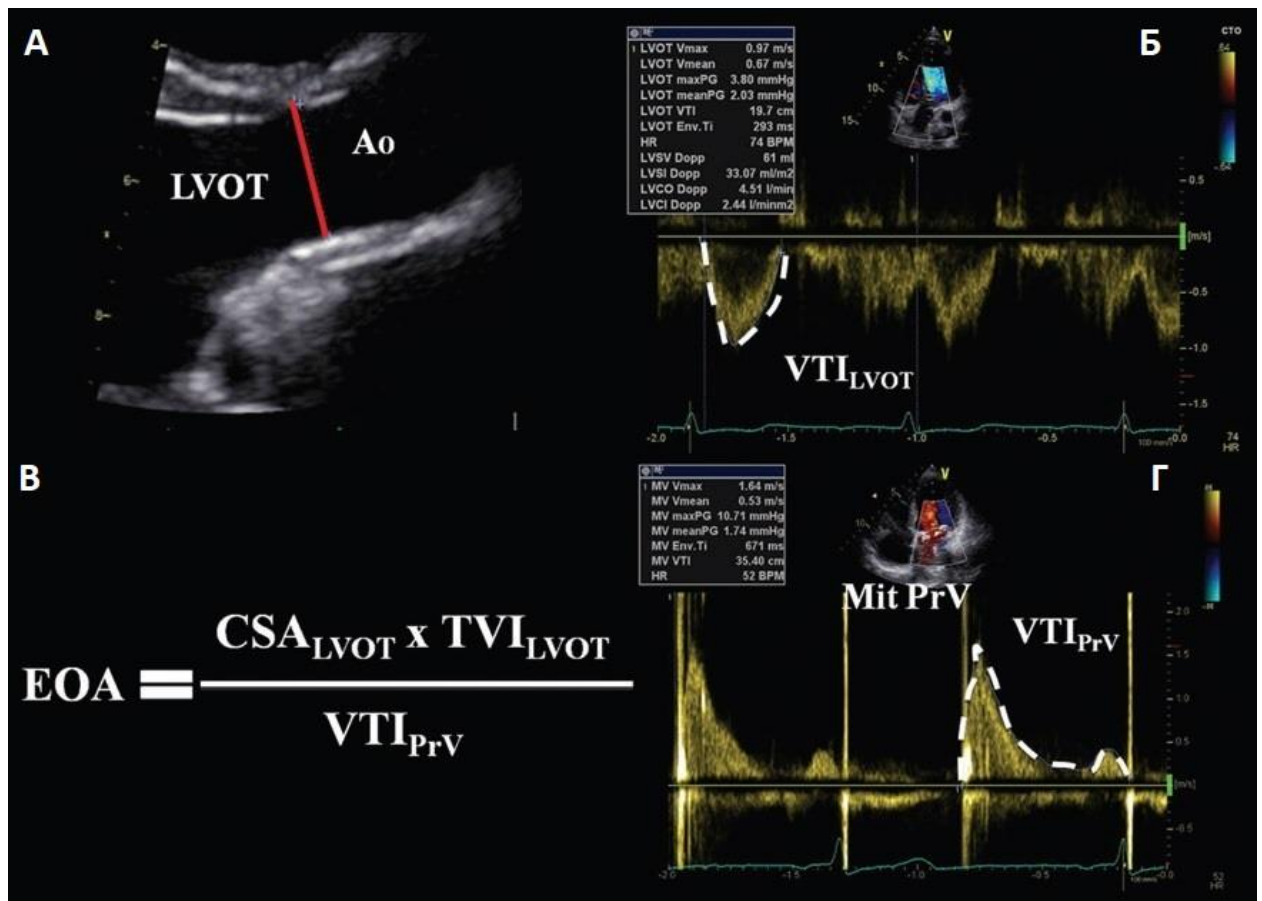


Рис. 8. Розрахунок ЕПО КПС в мітральній позиції за РБП: УО на АК розраховується, як описано на Рис. 7 (А) та (Б). ЕПО мітрального протезу розраховується шляхом ділення УО на VTI_{PrV} потоку через КПС за даними ПХД (В та Г) [1].

Метод безперервності потоку потребує розрахунку УО за середньою швидкістю, дані про яку отримуються шляхом поміщення пробного об'єму ІХД приблизно на 0,5 см проксимальніше шовного кільця протезу в ВТЛШ (в напрямку верхівки ЛШ) [20]. Принцип полягає в тому, що діаметр ВТЛШ та дані про середню швидкість в ВТЛШ отримуються з одного і того ж самого анатомічного локусу. Положення пробного об'єму є оптимальним, якщо доплерівський сигнал виглядає як рівний спектральний «конверт» з одночасно візуалізацією «кліку» закриття протезу (у випадку протезу в аортальній позиції). VTI вимірюється шляхом обведення контуру доплерівського спектру систолічного потоку в ВТЛШ. Замість VTI також можливо в РБП використовувати пікову швидкість [20]. VTI_{PrV} отримується з того ж самого положення датчика (апикальна 5- або 3-камерна позиція, права

парастернальна або супрастернальна позиція підчас ТТЕхоКГ або трансагстральна позиція, зріз на $90 - 120^{\circ}$ або глибокий трансагстральний зріз «зверху вниз» на $0 - 20^{\circ}$ підчас ЧСЕхоКГ). Вимір діаметру ВТЛШ (парастернальна позиція по довгій осі в режимі «zoom» підчас ТТЕхоКГ або зріз на 120° підчас ЧСЕхоКГ) часто є ускладненим при протезі в аортальній позиції внаслідок реверберацій та акустичних тіней від компонентів протезу. Особливу увагу слід приділяти запобіганню помилки у визначенні внутрішніх меж стенту / кільця протезу, щоб не сплутати їх з внутрішніми краями ВТЛШ. Будь-яка помилка виміру діаметру ВТЛШ возводиться в квадрат, що суттєво впливає на точність визначення ЕПО. Наприклад, при діаметрі ВТЛШ 2,0 см помилка в 10% (1,8 см) призведе до помилки визначення ЕПО в 19%. Важливо підкреслити, що підміна діаметру ВТЛШ маркованим виробником розміром протезу в РБП – не є правильним методом визначення ЕПО у випадку аортальних протезів [110].

При протезі в аортальній позиції метод визначення ЕПО за РБП також є валідним та верифікованим за наявності супутньої регургітації на протезі. Однак, при протезі в мітральній позиції метод безперервності потоку не може застосовуватися, якщо має місце більш, ніж легка супутня мітральна (МР) або аортальна (АР) регургітація. В деяких випадках волунометричний метод може використовуватися, якщо конвенційний метод в 2D-ЕхоКГ не доступний або ненадійний. В «нормально функціонуючих» протезах розрахункова ЕПО має потрапляти в межі нормальних реферативних значень для даного типу та розміру протеза (Таб. 7 та 8).

Метод визначення ЕПО за часом напівзниження тиску (РНТ) не є гідним для визначення ЕПО протезів в мітральній позиції [104]. Час, потрібний для падіння початкового градієнту тиску на протезі вдвічі в таких випадках пов'язаний не тільки з площею отвору протезу, але й з градієнтом тиску на початку діастоли та комплаєнсом ЛП [20]. Тим не менш, РНТ може бути корисним, якщо він значно уповільнений або суттєво подовжився в динаміці порівняно з попереднім обстеженням, не зважаючи на подібну ЧСС [15].

цих референтних даних потрібні подальші дослідження.

^a Для КПС ATS Medical значення розмірів маркуються як 18, 20, 22, 24, та 26 мм. Високі швидкості типові для КПС з розмірами 19 або 21. Адаптовано за [8].

Таб. 8. Нормальні референтні значення ЕПО для КПС в мітральній позиції.

Розмір КПС (мм)	25	27	29	31	33
Біопротези на стенті					
Medtronic Mosaic	1,5±0,4	1,7±0,5	1,9±0,5	1,9±0,5	-
Hancock II	1,5±0,4	1,8±0,5	1,9±0,5	2,6±0,5	2,6±0,7
Carpentier-Edwards Perimount	1,6±0,4	1,8±0,4	2,1±0,5	-	-
Механічні КПС					
St Jude Medical Standard	1,5±0,3	1,7±0,4	1,8±0,4	1,9±0,7	2,0±0,9
MCRI Op-X ^a	2,2±0,9	2,2±0,9	2,2±0,9	2,2±0,9	2,2±0,9
ЕПО виражена як середнє значення за літературними даними. Для валідації цих референтних даних потрібні подальші дослідження.					
^a КПС Op-X має тільки 1 розмір для протезів від 25 до 33 мм. Крім того, стійка (распорка) та стулки ідентичні для всіх розмірів (25 – 33 мм); відрізняється тільки розмір шовної манжети. Адаптовано за [8].					

Допплерівський індекс швидкості

Допплерівський індекс швидкості (DVI) може бути корисним для скринінгу на предмет стенозування клапанного протезу, особливо коли неможливо отримати надійний вимір ВТЛШ для розрахунку ЕПО за даними РБП [111]. Цей індекс менше залежить від розміру протезу внаслідок лінійного взаємозв'язку між розміром імплантованого протезу та розміром ВТЛШ. Для протезів в аортальній позиції DVI розраховується як

співвідношення пікової швидкості потоку (або VTI) в ВТЛШ до пікової швидкості потоку (або VTI) на протезі. Для нормально функціонуючого протезу в аортальній позиції DVI типово складає $>0,30-0,35$ [15]. Формула розрахунку виглядає, як:

$$DVI = \text{Пікова } V_{\text{ВТЛШ}} / \text{Пікова } V_{\text{PrV}} \text{ або } VTI_{\text{ВТЛШ}}/VTI_{\text{PrV}}$$

Для протезів в мітральній позиції DVI розраховується, як:

$$DVI = VTI_{\text{PrV}} / VTI_{\text{ВТЛШ}}$$

Для механічних протезів в мітральній позиції DVI в нормі складає $<2,2$.

Параметри динаміки потоку викиду

Параметри динаміки потоку викиду визначаються за допомогою ПХД за даними спектру швидкостей потоку через протез (Рис. 7, зображення В). Це параметри, незалежні від кута, що також можуть допомогти диференціювати між нормальною функцією КПС (з або без феномену невідповідності протезу до пацієнта (НПП)) та набутим стенозом КПС [112]. На нормальному нативному АК або протезі в аортальній позиції контур ПХД спектру швидкостей звичайно трикутний з раннім піком швидкості та коротким (<100 мс) часом прискорення (АТ) (тобто, часом між початком потоку систолічного викину та досягненням максимальної швидкості, Рис. 7, зображення В). Однак, АТ дуже сильно залежить від ЧСС. Для подолання цього обмеження рекомендовано індексувати АТ до часу вигнання з ЛШ (ЕТ).

Відновлення тиску та локалізований високий градієнт

Декілька досліджень доповіли, що доплерографія може перебільшувати градієнти тиску на нативних, механічних та біопротезах АК порівняно з даними катетеризації [101, 113 – 116]. По мірі сповільнення кровотоку між АК та висхідною Ао частина кінетичної енергії реконвертується назад в статичну потенційну енергію тиску. Цей феномен носить назву відновлення тиску. Більшість кінетичної енергії розсіюється в теплову енергію в результаті турбулентності. Тому безпосередній локальний градієнт між ЛШ та висхідною Ао (наприклад, градієнт виміряний катетером) менше порівняно з максимальним градієнтом тиску за даними доплерографії на

рівні *vena contracta*. Співвідношення між ЕПО клапану та поперечною площею камери дистальніше клапану, в даному випадку в висхідній Ао, буде визначати ступінь відновлення тиску як у випадку нативного клапану, так і в випадку протезу. Виходячи з цього відновлення тиску загалом стає клінічно значущим у пацієнтів з меншим діаметром Ао, а саме з діаметром Ао на рівні синотубулярного переходу ≤ 30 мм [101, 113 – 116]. Тому у таких пацієнтів доцільно розраховувати відновлення тиску з використанням простої формули, запропонованої García та співав. [113] для розрахунку коефіцієнту втрати енергії (КВЕ): $KVE = (EPO \times AA) / (AA - EPO)$, де AA – площа поперечного зрізу Ао, виміряна на відстані ≈ 1 см дистальніше синотубулярного переходу. КВЕ рекомендовано індексувати до ППТ (т.з., індекс КВЕ), щоб урахувати зміни серцевого викиду (СВ) по відношенню до розмірів тіла пацієнта.

У випадку КПС в мітральній позиції відновлення тиску взагалі не відбувається внаслідок того, що камера під протезом, тобто ЛШ, є дуже великою по відношенню до ЕПО протезу.

Феномен дистального відновлення тиску слід відрізнити від іншого механізму, що також відповідає за локальні високі градієнти всередині центрального отвору двостулкових механічних протезів [101, 114, 117, 118]. Це може призводити до переоцінки градієнтів (в середньому на 4 – 11% порівняно з даними катетеризації) та до недооцінки ЕПО незалежно від позиції (аортальної або мітральної) протезу. Оскільки центральний отвір набагато менший порівняно з латеральними отворами, швидкість кровотоку тут локально може бути значно вищою, а ПХД покаже високошвидкісний спектр. Частота, ступінь вираженості та предиктори цього феномену не до кінця з'ясовані, але з більшою ймовірністю він пов'язаний з розмірами КПС (менший розмір – вища швидкість) та дизайном протезу (співвідношення розмір центрального отвору до латеральних отворів), а також з умовами кровотоку (вищий об'ємний потік – вища швидкість) [101, 114, 117, 118]. Зважаючи на те, що локалізована зона високої швидкості є дуже маленькою

та локалізується на рівні антероградного потоку центрального отвору, реєстрація цієї високої швидкості є дуже непостійною з високою варіабельністю між різними пацієнтами та навіть між різними обстеженнями одного і того самого пацієнта, а також залежить від напрямку та ангуляції доплерівського променя.

Фізіологічна регургітація (ретроградні токи)

Механічні протези всі мають певний «нормальний» регургітуючий об'єм, що може включати в себе зворотній тік, пов'язаний з закриваючим рухом оклюдера (-ів) (т.з. об'єм закриття), зворотній потік протікання через компоненти протезу (об'єм протікання), або обидва [8, 15, 81 – 83, 95 – 97]. Ця «вбудована» «фізіологічна» регургітація теоретично попереджає стаз крові та формування тромбів за рахунок ефекту вимивання.

Таким чином, невелика регургітація є нормальною на всіх механічних КПС. На відміну від патологічної регургітації, нормальний зворотній потік протікання характеризується вузькою *vena contracta* в місці виходу з протезу, симетричним спектром та досить низькою швидкістю (гомогенний колір в КДК без значного еліейзингу). Також фізіологічний регургітуючий потік характеризується відсутністю непрямих, характерних для патології ознак, а саме підвищеної антероградною швидкістю через протез, збільшення порожнини серця або легеневої гіпертензії. Слід відмітити, що маленька центральна регургітація також може спостерігатися на нормально функціонуючих біопротезах [8, 15].

Шарикові механічні протези також мають в нормі невеликий об'єм регургітації (об'єм закриття близько 2 – 6 мл на удар). Механічні КПС з нахильним диском мають невеликий об'єм фізіологічної регургітації (5 -9 мл на удар), що включає об'єм закриття та невеликий об'єм протікання через невеликі щілини по периметру диска. В протезах Medtronic-Hall звичайно має місце невеликий об'єм регургітації навколо центральної стойки.

Двостулкові механічні протези мають середній об'єм фізіологічної регургітації 5 – 10 мл на удар. Підчас КДК типово візуалізуються два головні

регургітуючі потоки з опорних точок дисків, що можуть зливатися в один загальний потік або, навпаки, розвиватися на декілька «цівок» (Рис. 2, зображення Е та Ж). Також можуть візуалізуватися менші потоки навколо обода закриття стулок. Мінімальний ступінь (<1 мл) центральної (в точці коаптації або змикання комісур) регургітації також часто спостерігається на біопротезах (частіше – на протезах з бичачого перикарду). Біопротези без стентів, включаючи гомологічні протези та аутопротези частіше мають мінімальну регургітацію порівняно з біопротезами на стенті.

Ключові моменти

Всі нормально функціонуючі механічні КПС викликають певну легку обструкцію антеградному потоку та зворотній потік під час закриття (що необхідно для закриття клапану), а також протікання (після закриття протезу). Кількісні параметри функції КПС включають швидкості та градієнти тиску на протезі, визначення ЕПО та DVI. Хоча існує добра кореляція між доплерівськими та інвазивними вимірами, при наявності механічних КПС часто трапляється переоцінка градієнтів тиску на протезі за даними доплерографії. Не можна порівнювати гемодинамічну функцію різних моделей протезів за даними розмірів, що забезпечує виробник. Розміри виробника також не можуть використовуватися в якості сурогату для діаметру ВТЛЖ при розрахунку ЕПО з використанням РБП.

Дисфункція КПС

Структурна дисфункція КПС

Порушення структури КПС призводить до його стенозу (обструкції) або до регургітації на протезі [8, 119, 120]. В механічних КПС гемодинамічна дисфункція може бути результатом зламу стойки, оклюдера або відриву або втрати мобільності дисків (без розвитку тромбозу, панусу або вегетації) або зміною конфігурації шарика з втратою симетричної геометрії (внаслідок адсорбції ліпідів на шарик у старих моделях протезів Starr-Edwards), та сепарацією шовної манжети від корпусу [8, 119]. В біопротезах гемодинамічна дисфункція (стеноз або регургітація) звичайно є наслідком

розвитку кальцифікації або надривів стулок, але іноді може бути наслідком також зламу стенту, сепарації шовної манжети від стенту або деформації протезу іншого механізму.

Неструктурна дисфункція КПС та інші причини дисфункції

Неструктурною дисфункцією є будь-яка патологія функції, не пов'язана з власне протезом, та що включає зяяння (протікання) або заклинення оклюдера панусом, тканинами або швами (Таб. 9) [18, 121]. Тромбоутворення є найбільш розповсюдженою причиною обструкції механічних протезів ($\approx 0,3 - 8\%$ пацієнтів на рік). Тромбоутворення є рідшим та більш підступним у випадку з біопротезами. Частота формування панусів, що викликає обструкцію протезу подібна з механічними та біопротезами. Протези в мітральній та трикуспідальній позиції асоціюються з набагато вищим ризиком тромбозу – в 7,5 та 11,7 разів вище, відповідно, а також з втричі вищим ризиком формування панусів при протезі в мітральній позиції. Великий розмір протезу (>27 мм), протез з нахильним диском та двостулкової протези асоціюються із зниженням ризику тромбозу протеза на 67, 69 та 83%, відповідно [121].

Диференціація між тромбозом та панусом досі лишається досить складною. Недавній розвиток задишки або емболічна подія та анамнез недостатньої антикоагуляції свідчать на користь тромбозу протеза з обструкцією. Тромби звичайно мають тенденцію бути мобільними, складатися з часточок з «м'якою» ехо-щільністю, подібною до міокарду. Звичайно вони прикріплюються до оклюдера або шовного кільця, або обох (Рис. 9). Панус малорухомий, з яскравою ехо-щільністю (маленька щільна маса з ехо-щільністю, подібною до корпусу протеза), твердо «закріплений», на апараті протеза (корпус та опори) (Рис. 10) [122]. Втім, диференційна діагностика ускладнена, тим більше, що панус може провокувати також і тромбоз. На МСКТ тромб має меншу ступінь загасання сигналу порівняно з панусом. Для їх диференціації запропоновано поріг 200 HU (Таб. 10) [54,62].

Таб. 9. Визначення захворюваності внаслідок хірургічного протезування клапанів серця.

Ускладнення	Визначення	Приклади або примітки
Порушення структури КПС	Порушення структури та/або функції оперованого клапану внаслідок змін власно в структурі клапану (протезу)	(1) Механічні КПС – знос, злам, відрив (2) Біопротез – кальцифікація, розрив стулки, сповзання стенту (3) На всіх КПС – деструкція компонентів протезу
Неструктурна дисфункція	Будь-яке порушення функції КПС без порушення структури протезу, що призводить до стенозування або регургітації на протезі або до гемолізу	(1) Защемлення панусом, тканинами або швом (2) Параклапанне протікання (3) Неадекватний розмір або позиція КПС (4) Резидуальне протікання або обструкція після імплантації КПС (5) Клінічно значущий внутрисудинний гемоліз (6) Дилатація аорти або аортального кільця, що викликає аортальну регургітацію (для клапанів без стенту)
Тромбоз КПС	Будь-який тромбоз, не викликаний інфекцією, що призводить до оклюзії частини отвору, порушує функцію КПС, або достатньо великий, щоб потребувати лікування	

Емболія	Емболічна подія, що трапляється за відсутності інфекції після завершення безпосередньо післяопераційного періоду	(1) Інсульт (неврологічний дефіцит >72 г.) або неспецифічна симптоматика з даними візуалізації головного мозку за гостру ішемічну подію (2) ТІА (повністю зворотні симптоми короткої тривалості без патологічних знахідок підчас візуалізації головного мозку) (3) Нецеребральна емболічна подія (але НЕ периопераційний інфаркт міокарда)
Кровотеча	Будь-який епізод великої внутрішньої або зовнішньої кровотечі, що викликав смерть, госпіталізацію, перманентну травму або гемотрансфузію	Потрібно виключати кровотечу, асоційовану з великою травмою або операцією. В групу включаються неочікувані кровотечі, асоційовані з малими травмами.
Ендокардит	Доведена інфекція КПС	Доводиться: (1) Повторним оперативним втручанням з виявленням абсцесу або інших локальних ускладнень (2) Даними аутопсії про абсцес, гній або вегетації (3) Позитивні критерії Дюка

Таб. 10. Диференційна діагностика сполучнотканинного панусу та тромбозу.

	Паннус	Тромбоз
Хронологія	Мінімум через 12 міс., звичайно >5 років від дати операції	Може розвинутися в будь- який час (якщо пізній, то звичайно асоційований з панусом)
Зв'язок з антикоагуляцією (низьке МНС)	Не пов'язаний	Сильний взаємозв'язок
Локалізація	МК > АК	ТК >> МК = АК
Морфологія	† Невелика маса † Здебільше залучає лінію шву (кільце) † Доцентровий ріст † Обмежений площиною диску † Ріст під диском	† Розмір більший за панус † Типовий незалежний рух † Може візуалізуватися тонке зовнішнє кільце † Проекція в ЛП в мітральній позиції † Мобільні елементи
Ехо-щільність (співвідношення відео- інтенсивності)	Більше >0,7 (100% специфічності)	Менше (<0,4)
МСКТ серця: значення загасання рентгенівської щільності	>200 HU	<200 HU
Вплив на градієнт	АК > МК	АК > АК
Вплив на ЕПО	АК > АК	АК > АК
Вплив на рухливість диску	Так / Ні	Так

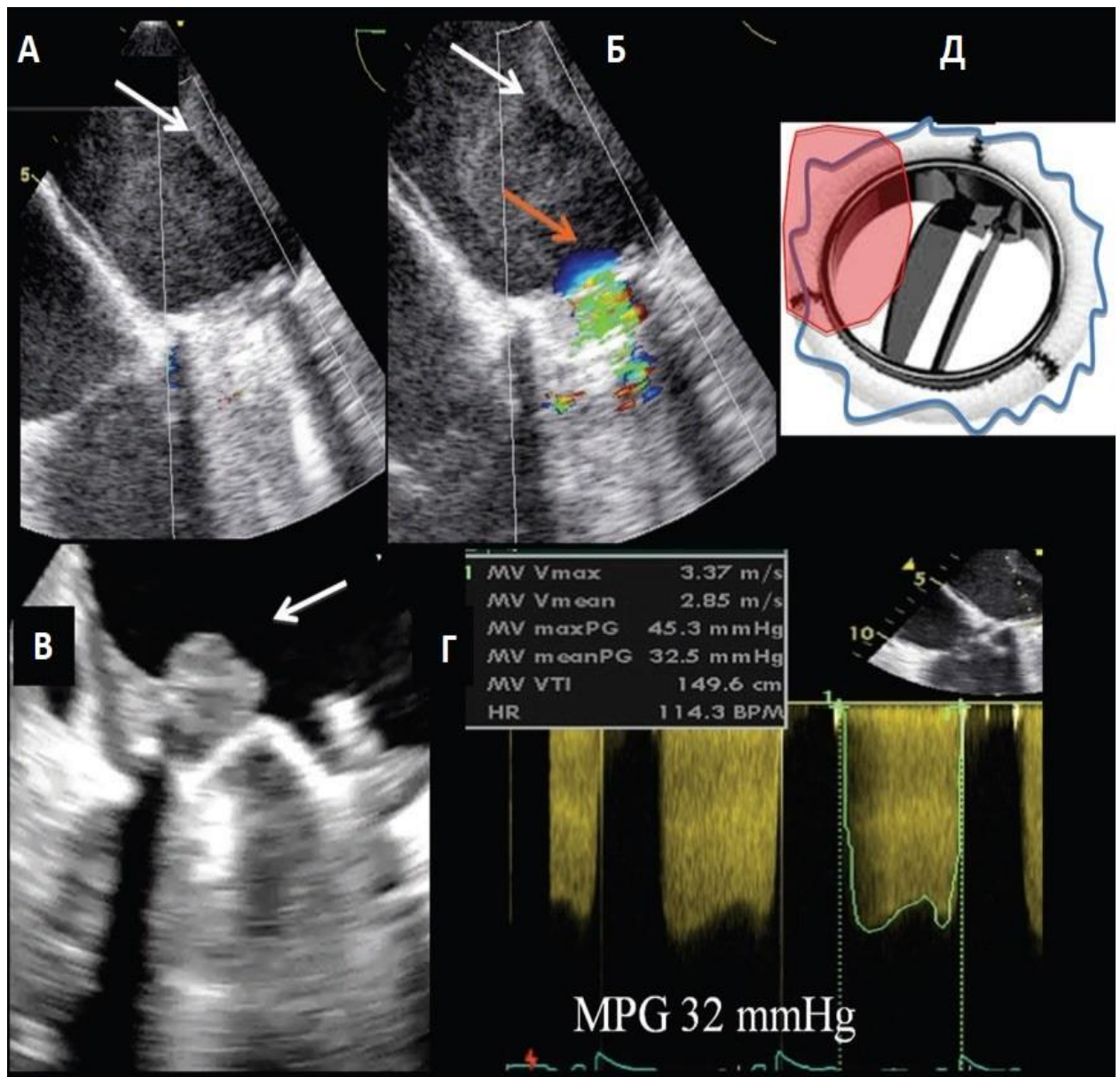


Рис. 9. ЧСЕхоКГ механічного протезу в мітральній позиції: обструкція за рахунок тромбозу. Підвищений середній градієнт тиску (MPG) на механічному КПС в мітральній позиції за даними ЧСЕхоКГ (Г) пов'язаний з наявністю тромбу (А та Б, білі стрілки). Прискорення потоку внаслідок обструкції на рівні протеза візуалізується в КДК (Б, оранжева стрілка) Інший приклад тромботичної маси з боку ЛП, що блокую медіальний отвір протезу (В, біла стрілка). Схема ситуації наведена на зображенні (Е) [1].

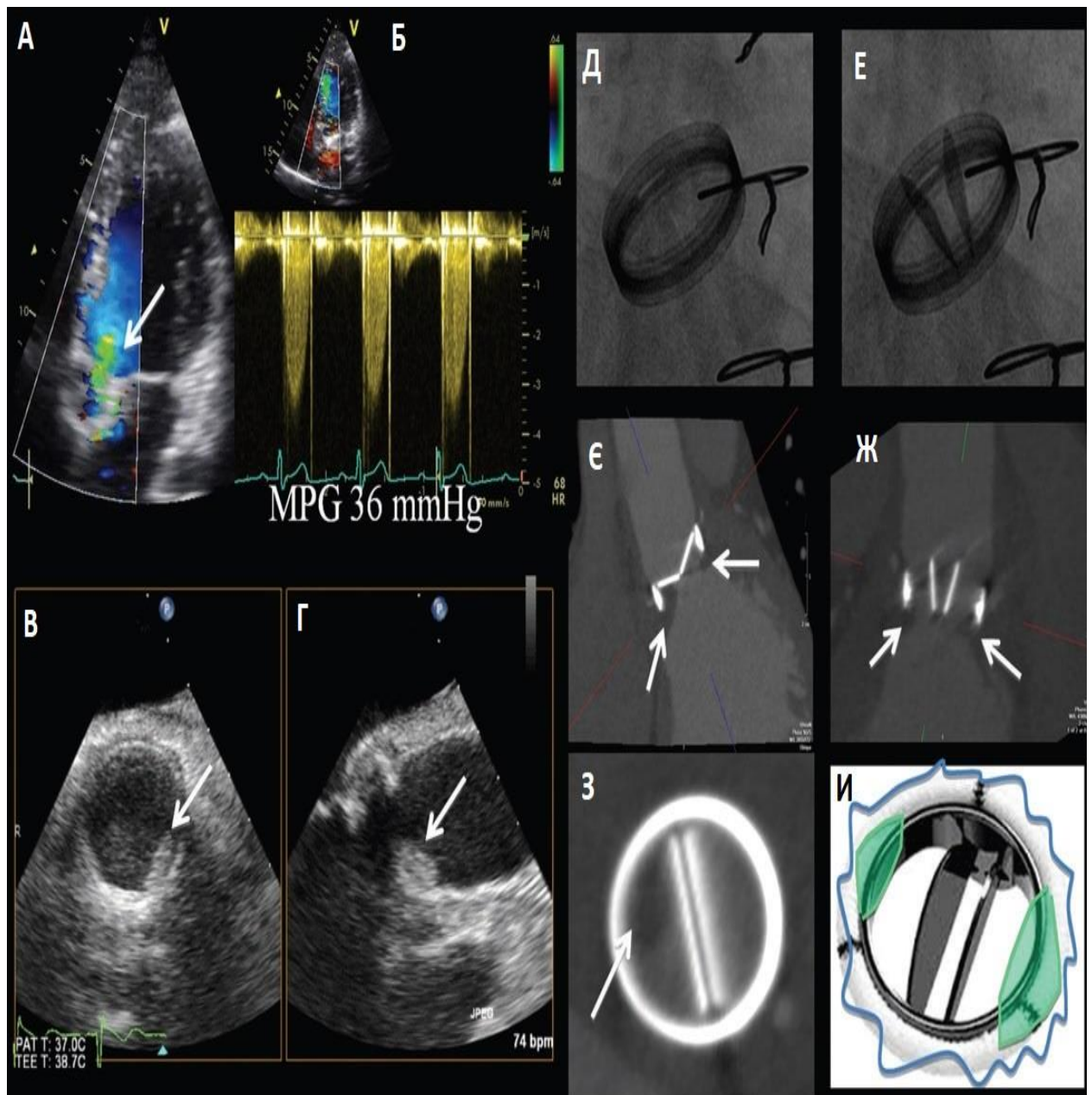


Рис. 10. Механічний протез в аортальній позиції та панус. Прискорення антероградного потоку ідентифікується в КДК в ТТЕхоКГ з А5С позиції (А). Високі градієнти тисків задокументовані ПХД з того ж самого доступу з середнім градієнтом тиску (MPG) 36 мм Hg (Б). 2D ЧСЕхоКГ підсилює підозру на обструкцію протезу, виявляючи гіперехогенну масу на протезі (В та Г, білі стрілки). РС показує аномальні профілі та кути відкриття та закриття протезу (Д та Е). МСКТ свідчить на користь панусу, що росте в глибину протезу, блокуючи нормальний рух нахильних дисків (Є, Ж та З, білі стрілки). Схема ситуації наведена на зображенні (И) [1].

Патологічна регургітація на КПС

Патологічна регургітація може бути центральною або параклапанною [12, 17, 21, 22]. Більшість випадків центральної регургітації спостерігається на біопротезах, як ознака структурної дегенерації клапану. Патологічний потік часто спершу візуалізується близько до комісур в місці надриву стулки, що далі, звичайно, прогресує протягом динамічного спостереження. Регургітація через механічний клапан може спостерігатися внаслідок механічної перешкоди закриттю, наприклад, панусом, тромбом, вегетацією, або, рідше, хородою. Зникнення фізіологічної регургітації з появою нової центральної регургітації звичайно спостерігається при гострому тромбозі механічного клапану. Частота параклапанної регургітації є подібною як на механічних, так і на біопротезах. Параклапанна регургітація залежить від численних факторів, включаючи нюанси хірургічної техніки, розмір та склад шовного кільця, позицію протезу (аннулярна або супрааннулярна) та вихідну якість тканини реципієнта. В мітральній позиції параклапанна регургітація головним чином розвивається в задній та передній зонах. Більшість випадків спостерігається безпосередньо після операції, відбуваючись внаслідок технічних проблем протягом хірургічного втручання, включаючи пухкі тканини. Пізні протікання як правило є ознакою інфекційного ендокардиту. Менш часто цілісність швів може порушуватися звичайним зносом або пов'язаним з віком порушенням цілісності оточуючих тканин.

Локалізація параклапанної регургітації може бути складною, а її діагноз можливий із упевненістю тільки якщо є чітка візуалізація потоку за межами шовного кільця. Хоча параклапанна регургітація є явною патологією, маленькі потоки зустрічаються досить часто, особливо в ранньому післяопераційному періоді. Безпосередньо після імплантації протезу частота параклапанної регургітації складає від 5 до 20% [123]. Втім, більшість цих протікань є клінічно та гемодинамічно незначущими, та за відсутності ендокардиту мають добрий прогноз з тенденцією до спонтанного закриття. Не існує доказових даних, що вони можуть збільшувати ризик ендокардиту,

але іноді вони можуть бути причиною гемолітичної анемії внаслідок деструкції еритроцитів [124].

Візуалізаційна оцінка дисфункції КПС

Рекомендована якісна та кількісна оцінка. Надмірний рух шовного кільця може бути ключем до зяяння протезу [8, 123]. Гойдаючий рух шовного кільця $>15^{\circ}$ є явною патологією [15]. Хоча звичайно гойдання в аортальній позиції означає велике зяяння шовного кільця $\approx 40\%$. В мітральній позиції гойдання шовного кільця може трапитися в результаті утримання нативної задньої стулки. Істинне зяяння є очевидним при наявності явного проміжку між нативним клапанним кільцем та шовним кільцем та за наявності явного потоку в КДК через цей проміжок. Порушення структури біопротезу слід підозрювати завжди, коли збільшується об'єм клапанної регургітації або при розвитку його стенозу.

При підозрі на обструкцію КПС візуалізація має ставити задачі пошуку 1) потовщення стулок біопротезу або наявності об'ємних мас, що обмежують рух оклюдерів в механічних протезах; 2) зниження руху дисків, шарика або стулки; 3) обмеження потоку через отвір КПС; 4) гемодинамічних порушень та наслідків з боку камер серця, в тому числі за даними доплерографії (Таб. 11).

Таб. 11. Мінімальний набір даних для ЕхоКГ оцінки КПС.

Аортальна позиція	Мітральна позиція
† Пікові швидкість / градієнт	† Пікові швидкість / градієнт
† Середній градієнт	† Середній градієнт
† Інтеграл лінійної швидкості потоку (VTI)	† Інтеграл лінійної швидкості потоку (VTI)
† Допплерівський індекс швидкості (DVI)	† Допплерівський індекс швидкості (DVI)
† Ефективна площа отвору (ЕОА, ЕПО) за рівнянням безперервності	† Ефективна площа отвору (ЕОА, ЕПО) за рівнянням безперервності

потoku (РБП) † Наявність, локалізація та важкість регургітації † + розмір та функція ЛШ, гіпертрофія ЛШ (гіпердинамічний ЛШ є корисною непрямою ознакою важкої АР), аорта (ймовірніше продовжить дилатуватися, якщо була дилатована під час операції) † + Інші клапани: вигляд, ступінь стенозу та/або регургітації	потoku (РБП) † Час напівзниження тиску (РНТ) † Наявність, локалізація та важкість регургітації † + розмір та функція ЛШ, розміри ЛП, розрахунковий систолічний тиск в ЛА (гіпердинамічний ЛШ є корисною непрямою ознакою важкої МР; легенева гіпертензія може бути ознакою дисфункції мітрального протезу) † + Інші клапани: вигляд, ступінь стенозу та/або регургітації
Легенева позиція	Трикуспідальна позиція
† Пікові швидкість / градієнт † Середній градієнт † Наявність, локалізація та важкість регургітації † + Розмір та функція ПШ, розрахунковий систолічний тиск в ЛА † + Інші клапани: вигляд, ступінь стенозу та/або регургітації	† Пікові швидкість / градієнт † Середній градієнт † Інтеграл лінійної швидкості потоку (VTI) † Допплерівський індекс швидкості (DVI) † Час напівзниження тиску (РНТ) † Наявність, локалізація та важкість регургітації † + Розмір та функція ПШ, розміри ПП, розміри НПВ, потік в печінкових венах, розрахунковий систолічний тиск в ЛА † + Інші клапани: вигляд, ступінь стенозу та/або регургітації

Взагалі для оцінки дисфункції КПС використовуються ті ж самі принципи та методи, що і для кількісної оцінки регургітації та стенозів на нативних клапанах, але у випадку КПС ця задача часто набагато складніша (Рис. 11–15) [21, 22]. Насправді, доказові дані щодо застосування та валідації цих параметрів в контексті обстеження пацієнтів з КПС досі є дуже обмеженими (наприклад, ширина vena contracta width, ефективний регургітуючий отвір (ERO), об'єм регургітації (OR)). Більше того, часта ексцентричність регургітуючих потоків, наявність множинних потоків та ефекти акустичних тіней від протезуючих ксеноматеріалів значно утруднюють виявлення та кількісну оцінку такої патології. Непрямі ознаки за даними різних параметрів за даними КДК можуть допомогти запідозрити наявність значної регургітації (наприклад, турбулентний потік в зоні даху ЛП під акустичною тінню). Трансклапанні потоки слід диференціювати з параклапанними (Рис. 16). Сьогодні рекомендованим є інтегральний комплексний підхід з об'єднанням багатьох якісних, напівкількісних та кількісних даних [15].

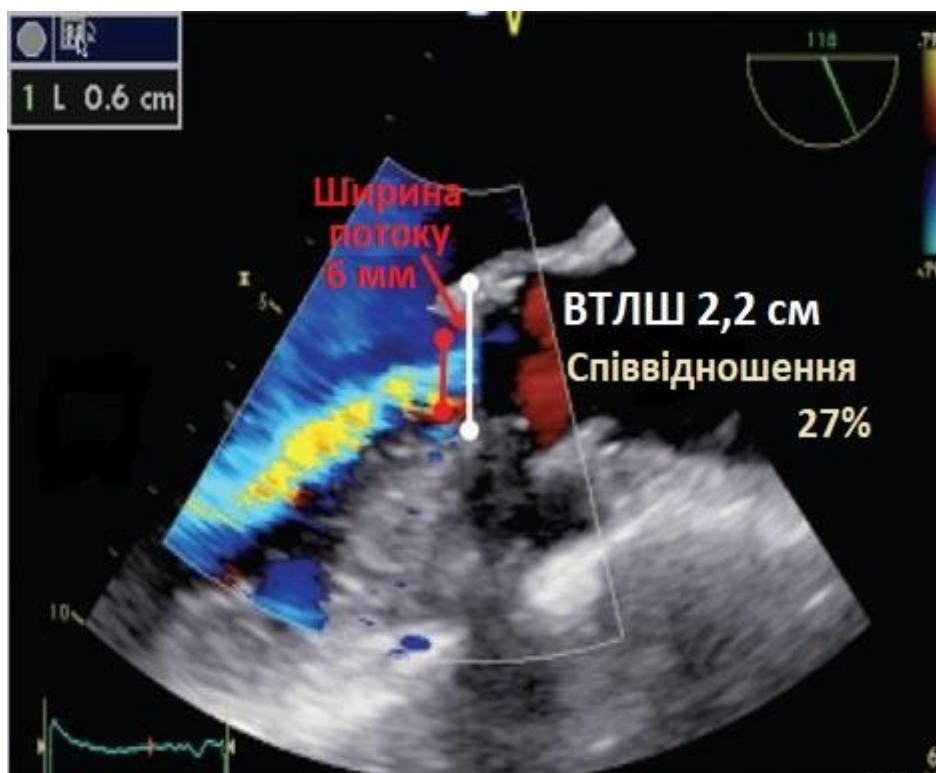


Рис. 11. Регургітація на протезі в аортальній позиції. Приклад патологічної інтрапротезної регургітації підчас ЧСЕхоКГ, зріз на 120°.

Ширина потоку під протезом в ВТЛШ (червона лінія) порівняна з шириною власно ВТЛШ (біла лінія). Зверніть увагу, що проксимальна частина регургітуючого потоку не візуалізується внаслідок тіней від протезу [1].

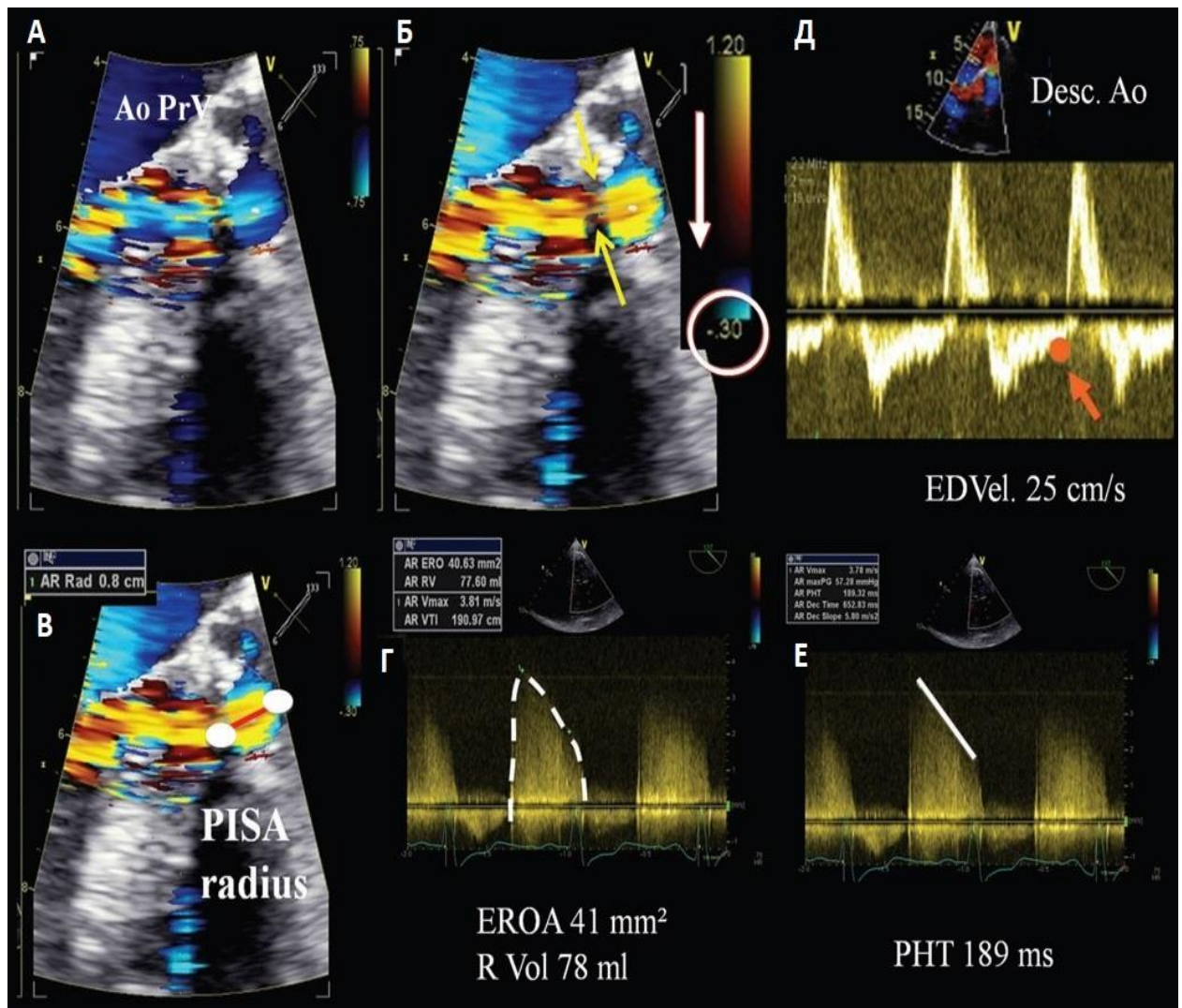


Рис. 12. Важка параклапанна регургітація механічного протезу в аортальній позиції, оцінена підчас 3D та 2D ЧСЕхоКГ. З модифікованого зрізу на 120° потік регургітації візуалізується за допомогою КДК. (А, Б та В). Зверніть увагу на чітку зону конвергенції регургітуючого потоку PISA та чітко демарковану vena contracta (Б, жовті стрілки). Можна виміряти радіус PISA (В, червона лінія), що дозволяє розрахувати ефективний регургітуючий отвір (EROA, EPO) та об'єм регургітації (R Vol, OP) (Г). Супрастернальний трансторакальний доступ дозволяє зафіксувати голодіастолічний реверсивний потік в нисхідній грудній аорті (Desc. Ao) з кінцево-діастолічною швидкістю (EDVel >20 см/с, Д). PHT укорочений (Е) [1].

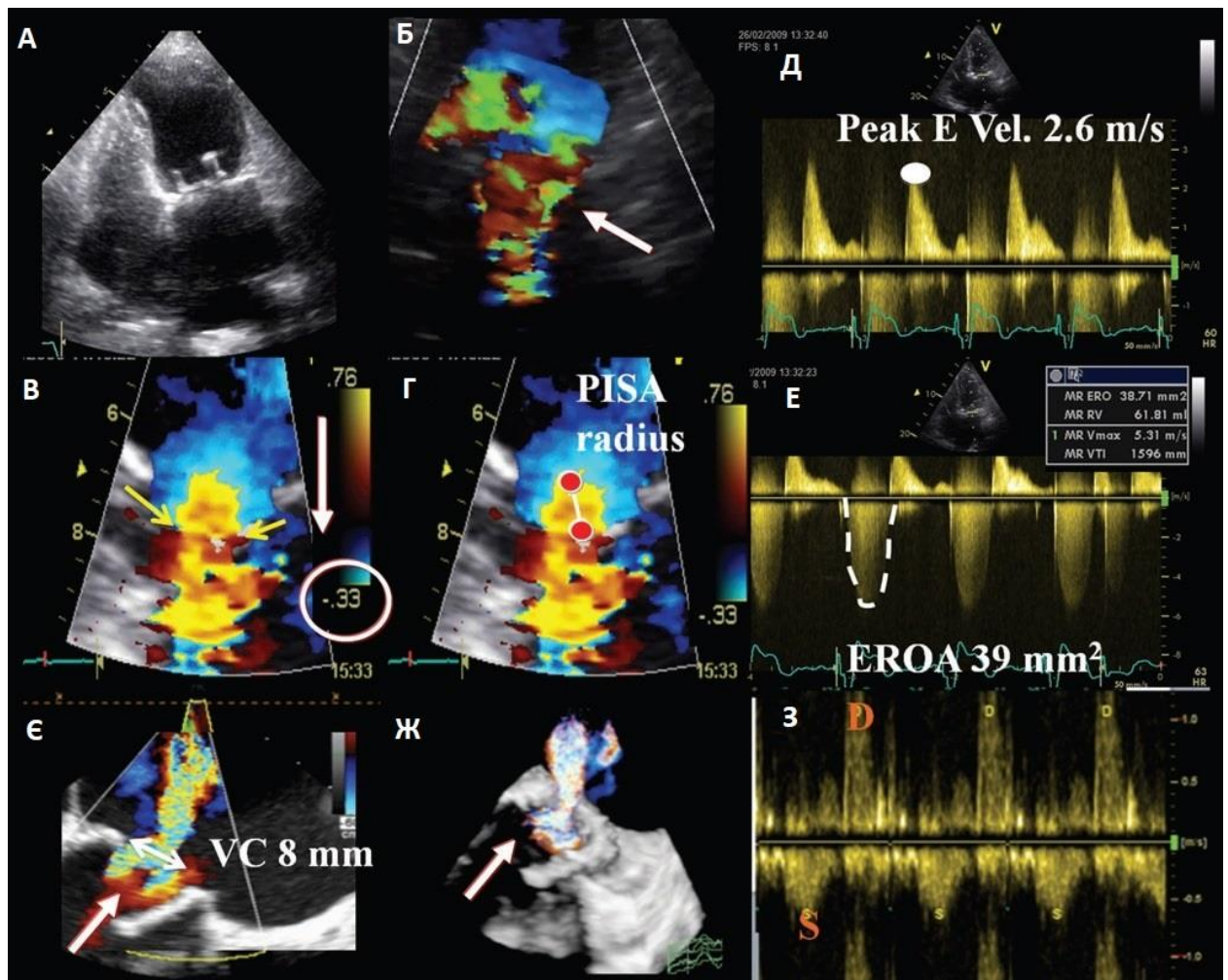


Рис. 13. Важка регургітація через біопротез в мітральній позиції (А). Зверніть увагу на турбулентний антероградний потік (Б, біла стрілка) внаслідок високого об'єму крові (нормальний антероградний об'єм + регургітуючий об'єм), що протікає через біопротез в діастолу. Закономірно пікова швидкість раннього діастолічного наповнення підвищена ($E = 2,6$ м/с) внаслідок збільшеного потоку (Д). КДК після зсуву нульової лінії кольорової шкали в напрямку регургітуючого потоку виявляє чітку зону конвергенції регургітуючого потоку PISA та добре демарковану vena contracta (В, жовті стрілки). Визначення радіусу PISA (Г, біла лінія) дозволяє визначити ЕРО (EROA) та ОР (R Vol) (Е). Крім того, аналіз профілю потоків в легеневій вені (ЛВ) виявляє реверсію систолічної хвилі S (З), що є маркером важкої регургітації. Та ж сама ситуація проілюстрована також підчас 2D та 3D ЧСExoКГ (Є та Ж) [1].

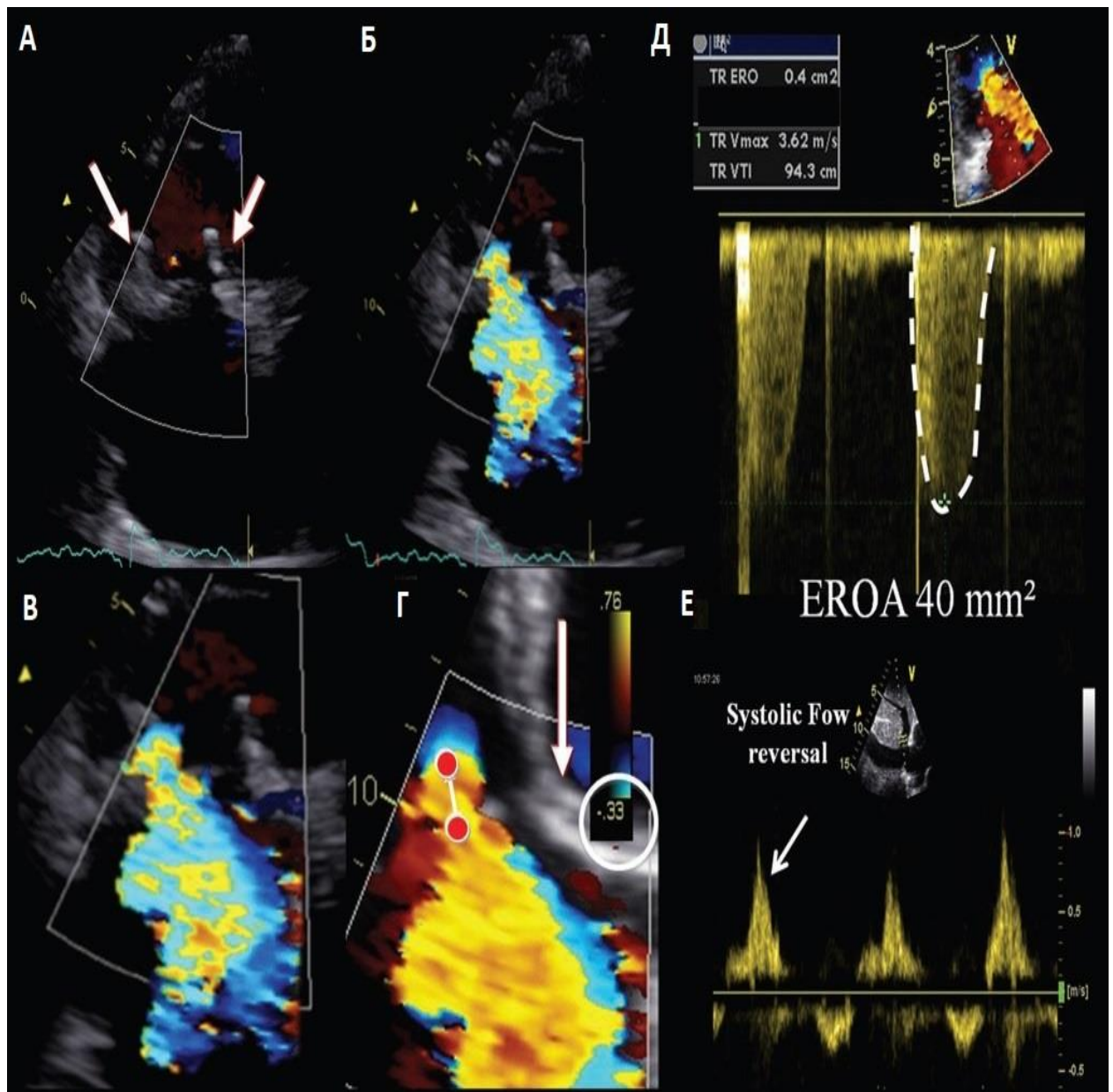


Рис. 14. ЕхоКГ оцінка важкої регургітації через біопротез в трикуспідальній позиції (А). КДК після зсуву нульової лінії кольорової шкали в напрямку регургітуючого потоку дозволяє побачити чітку зону конвергенції потоку PISA та добре демарковану vena contracta (Б, В та Г). of the regurgitant jet can be observed. Визначення радіусу PISA (Г, біла лінія) дозволяє визначити ЕРО (EROA) та ОР (R Vol) (Д). Крім того, аналіз профілю потоків в печінковій вені (ПВ) показує реверсію систолічної хвилі (S) (Е), що є ознакою важкої регургітації [1].

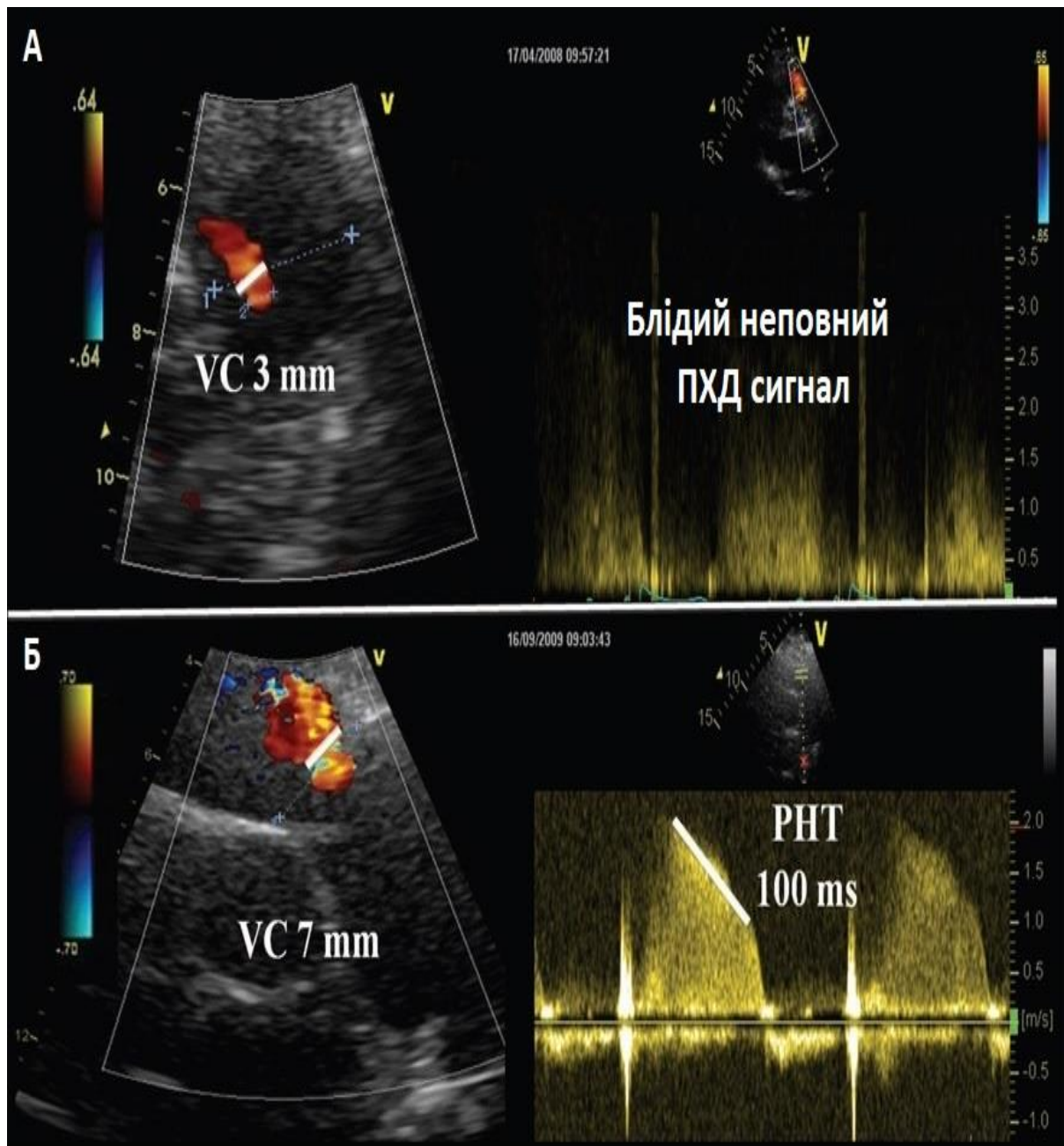


Рис. 15. Приклади помірної (А) та важкої (Б) інтрапротезної легеневої регургітації після процедури Росса. КДК виявляє центральний потік регургітації через протез з вузькою vena contracta, а ПХД (CWD) виявляє блідий неповний спектр (А), в той час як при важкій регургітації має місце набагато ширша vena contracta (VC) з інтенсивним щільним ПХД спектром та вкороченим РНТ (Б) [1].

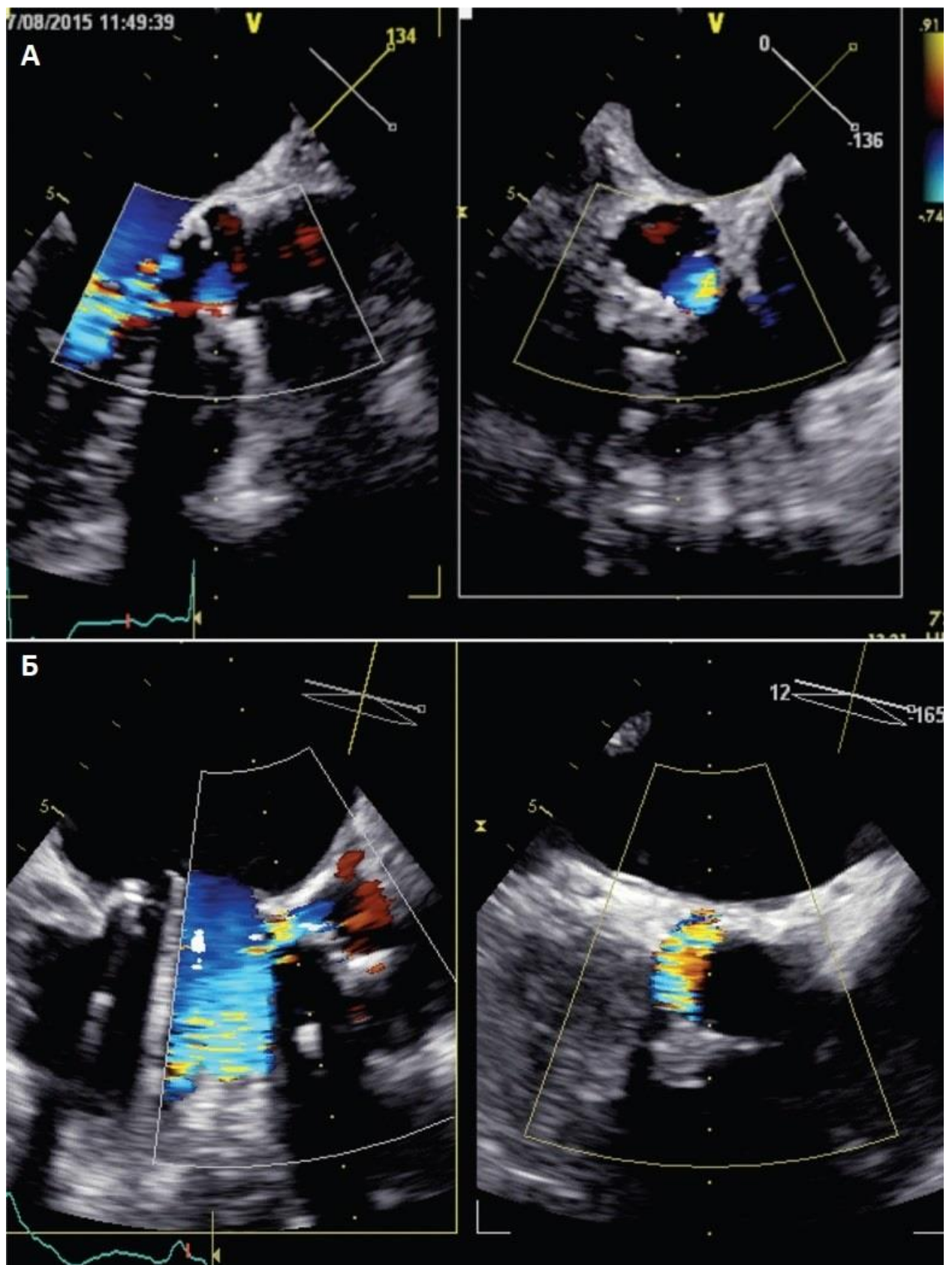


Рис. 16. Приклади параклапанної регургітації у випадку протеза в аортальній позиції (А – легка регургітація; Б – помірно важка регургітація) за даними багатопланової 3D ЧСЕхоКГ [1].

Невідповідність КПС до пацієнта

Невідповідність протезу до пацієнта (НПП) трапляється, коли ЕПО нормально функціонуючого протезу є замалою відносно розмірі тіла пацієнта (а таким чином і відносно потреб у СВ), що призводить до аномально високих градієнтів на протезі після операції (тобто середній градієнт >20 мм Hg) [104, 125]. Таким чином, НПП не є власно дисфункцією протезу *per se*. Ідентифікація НПП та її диференціація досягаються шляхом розрахунку проєктованої індексованої ЕПО, тобто відношенням нормальної референтної ЕПО для даної моделі та розміру протеза (Таб. 7 та 8) до ППТ пацієнта. В Таб. 12 наведені граничні значення індексованих ЕПО, що звичайно використовуються для ідентифікації та кількісних характеристик важкості НПП.

Помірна НПП може зустрічатися досить часто як в аортальній (20 – 70%), так і в мітральній (30 – 70%) позиціях. Частота важкої НПП складає від 2 до 10% в обох позиціях [126]. НПП асоціюється з погіршенням гемодинаміки, повільнішою та менш повною регресією гіпертрофії ЛШ та ЛГ, гіршим функціональним класом серцевої недостатності (СН), толерантністю до фізичного навантаження, та гіршим виживанням пацієнтів [127 – 129]. НПП також веде до швидшої дегенерації біопротезів після протезування АК [130, 131].

Інші знахідки, що свідчать про наявність НПП (Таб. 12), включають наступні: 1) визначена ЕПО знаходиться в межі 1 стандартного відхилення або в межах $0,25 \text{ cm}^2$ нормальної референтної ЕПО; 2) визначена індексована ЕПО нижче порівняно із зазначеними вище референтними граничними значеннями; 3) морфологія та рухомість стулок протезу нормальна; 4) НПП виявляється рано після хірургічного втручання, та підтверджується на всіх повторних ЕхоКГ.

Таб. 12. Візуалізаційні критерії ідентифікації та кількісної оцінки невідповідності КПС до пацієнту.

	Легка або клінічно незначуща	Помірна	Важка
КПС в аортальній позиції			
Індексована ЕПО (виміряна)			
ІМТ <30 кг/м ²	>0,85	0,85 – 0,66	≤0,65
ІМТ ≥30 кг/м ²	>0,70	0,70 – 0,56	≤0,55
Розрахункова ЕПО порівняно з нормальним референтним значенням ^a	Референтне значення ± 1SD		
Різниця (Референтна ЕПО – розрахункова ЕПО) (см ²) ^a	<0,25		
Структура та рух клапану	Звичайно нормальні		
КПС в мітральній позиції			
Індексована ЕПО (виміряна)			
ІМТ <30 кг/м ²	>1,2	1,2 – 0,91	≤0,90
ІМТ ≥30 кг/м ²	>1,0	1,0 – 0,76	≤0,75
Виміряна ЕПО порівняно з нормальним референтним значенням ^a	Референтне значення ± 1SD		
Різниця (Референтна ЕПО – виміряна ЕПО) (см ²) ^a	<0,25		
Структура та рух клапану	Звичайно нормальні		
Див. Таб. 7 та 8 для нормальних референтних значень ефективної площі отвору (ЕПО) різних моделей та розмірів КПС. ІМТ – індекс маси тіла; SD – стандартне відхилення. ^a Критерії, запропоновані для описаних параметрів дійсні для майже нормального або нормального ударного об'єму (59 – 90 мл).			

Втім, існують деякі специфічні застереження щодо діагностики та оцінки НПП:

1) Використання індексу ЕПО до ППТ може призводити до переоцінки важкості НПП у пацієнтів з ожирінням (індекс маси тіла (ІМТ) ≥ 30 кг/м²) [132]. Тому у таких суб'єктів рекомендовано використовувати нижні референтні межі індексованої ЕПО для ідентифікації помірної та важкої НПП (Таб. 12) [133]. Індексація ЕПО до маси тіла без урахування жиру (визначається за шкалою біоімпедансу) може надати цікавий альтернативний шлях оцінки, але потребує подальшої доказової валідації в майбутньому.

2) Хоча НПП є найчастішою причиною високих градієнтів тиску у пацієнтів після протезування клапанів, важливо підкреслити, що за наявності станів з низьким об'ємним кровотоком НПП може бути асоційованою з нормальними або низькими градієнтами. У пацієнтів з нативними клапанними стенозами стани з низьким об'ємним кровотоком часто асоціюються з псевдонормалізацією швидкостей та градієнтів на клапані, що може призводити до недооцінки НПП або стенозу протезу. Стрес-ЕхоКГ може бути корисною в даному контексті для диференціації істинної НПП або диференціації між стенозом та нормальною клапанною функцією.

3) Велика пропорція пацієнтів з протезованими АК або МК в дійсності мають співіснуючу НПП та набутий стеноз або регургітацію. Критерії, наведені в Таб. 12 пов'язані з чистою НПП без супутньої дисфункції. За наявності набутого стенозу значення ЕПО буде значно нижче цих даних, а морфологія та рухомість стулок, як правило, будуть аномальними. Проектована індексована ЕПО є єдиним параметром, що є валідним для ідентифікації та кількісної оцінки НПП при супутньому стенозі.

При сумнівних результатах ЕхоКГ щодо діагнозу «чистої» НПП допоміжними методами візуалізації є МСКТ або РС, що здатні підтвердити нормальну функцію стулок, відсутність інородних мас та маленьку ГПО (Рис. 17 та 18) [131].

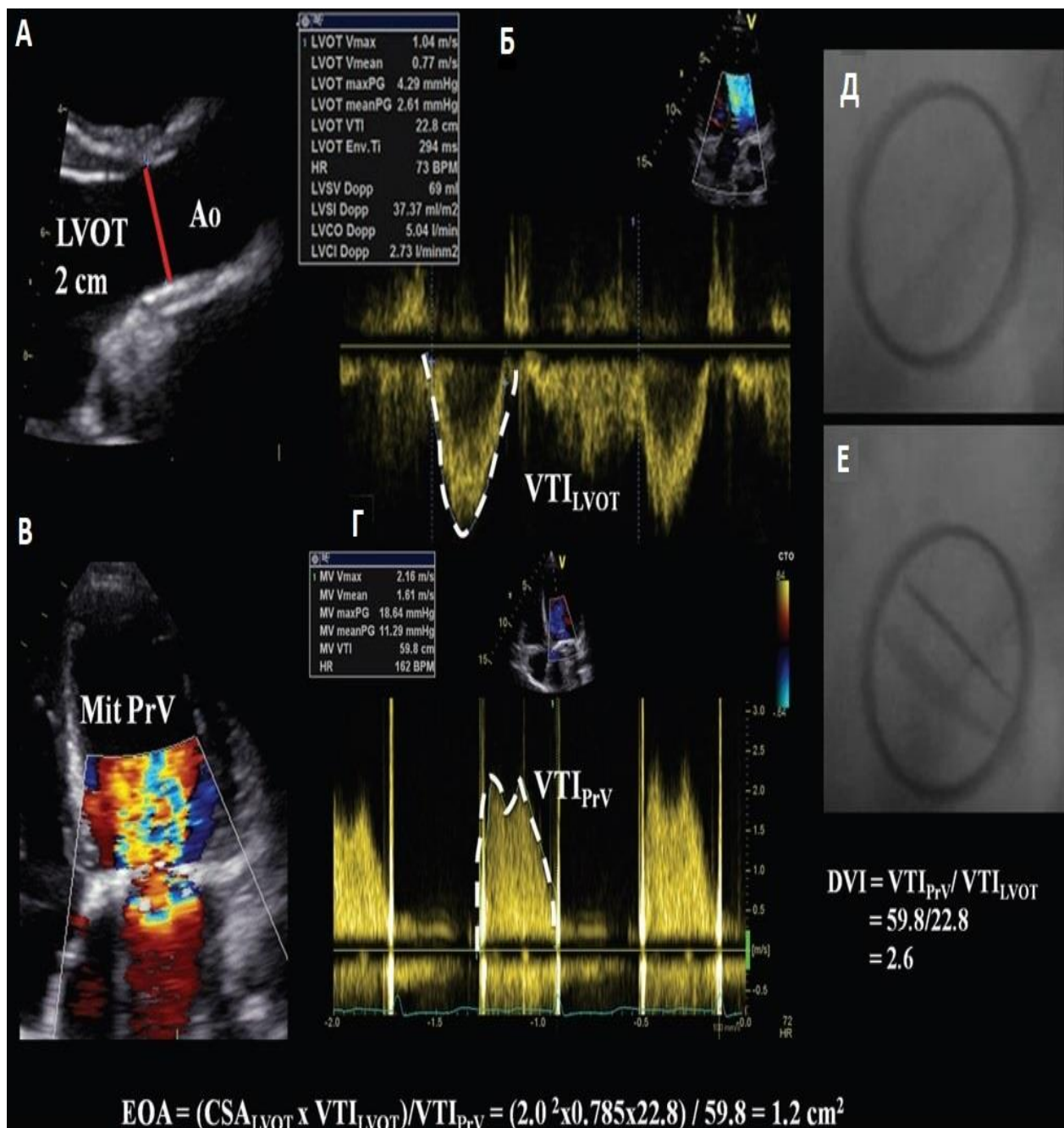


Рис. 17. Приклад НПП у пацієнта з механічним протезом в мітральній позиції. Має місце прискорення антероградного потоку через протез за даними КДК (В). Градієнти тиску на протезі підвищені (середній градієнт 11 мм Нг, Г). Застосування РБП (А, Б та Г), як пояснено на Рис. 7, дозволяє визначити ЕПО протезу 1,2 см² (0,64 см²/м²), що разом з високими градієнтами тиску та підвищеним DVI говорить про обструкцію клапану або НПП. Втім, РС (Д та Е) візуалізує нормальні кути закриття та відкриття протезу, підтверджуючи наявність НПП [1].

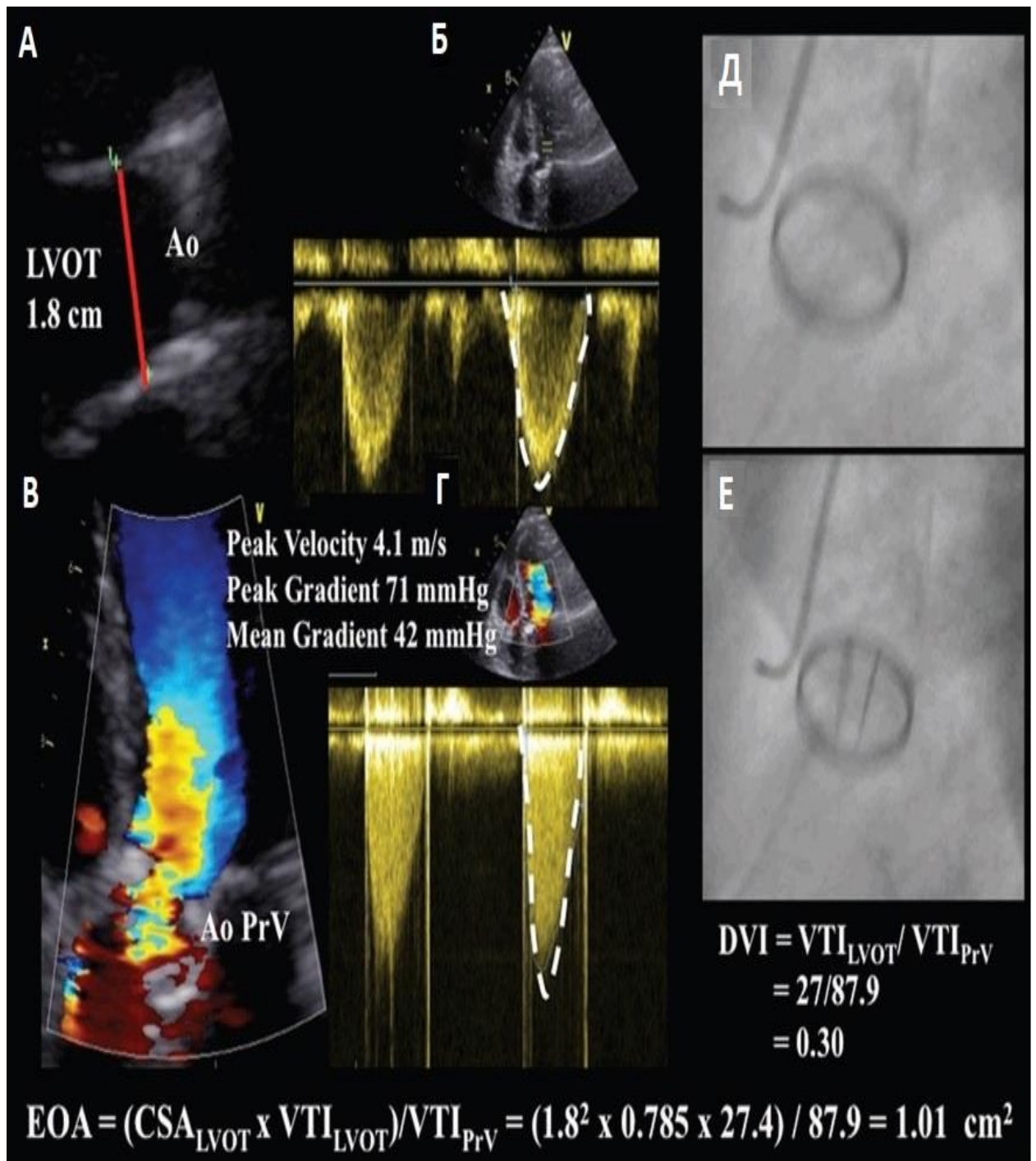


Рис. 18. Приклад НПП у пацієнта з механічним протезом в аортальній позиції. Має місце прискорення антероградного потоку через протез за даними КДК (В). Градієнти тиску на протезі підвищені (піковий градієнт 71 мм Нг, середній градієнт 42 мм Нг, Г). Застосування РБП (А, Б та Г), як пояснено на Рис. 7, дозволяє визначити ЕПО протезу 1,01 см² (0,52 см²/м²), що разом з високими градієнтами тиску та зниженим DVI говорить про обструкцію клапану або НПП. Втім, РС (Д та Е) візуалізує нормальні кути закриття та відкриття протезу, підтверджуючи наявність НПП [1].

Ключові моменти

НПП слід відрізняти від дисфункції КПС. РРМ спостерігається рано після хірургічного втручання та присутнє на всіх послідовних ЕхоКГ. ЕхоКГ формації панусу є часто діагнозом виключення, але може бути виявлено тільки підчас МСКТ. На сьогодні для оцінки регургітації на КПС рекомендовано інтегральний підхід з оцінкою множинних якісних, напівкількісних та кількісних параметрів.

Подальше спостереження та моніторинг

Пацієнти після недавнього протезування не повинні вважатися вилікованими, потребуючи уважного та, за необхідності, частого динамічного спостереження [134]. В ідеалі, повноцінна ТТЕхоКГ повинна бути виконана на першому ж візиті до лікаря після операційного втручання через 4 – 6 тижнів, коли загоїться операційна рана грудної клітки, піде набряк грудної стінки та відноситься систолічна функція ЛШ. Однак, якщо, наприклад, пацієнт переводиться до іншого закладу та може вже не повернутися, дослідження з візуалізацією може бути краще провести до виписки. Рутинні повторні дослідження з метою скрінінгу не рекомендовані у безсимптомних пацієнтів з нормальною функцією імплантованих механічних клапанів або від 5 (ESC) до 10 (ACC/AHA) років після імплантації у випадку імплантованих нормально функціонуючих біопротезів [5, 6]. Втім, сьогодні ми пропонуємо, щоб рутинна ТТЕхоКГ проводилася щорічно внаслідок наступних причин або при наступних ситуаціях: 1) з'явилися нові моделі та дизайни біопротезів, для яких ще не встановлено доказову тривалість служби; 2) у пацієнтів з дилатацією Ао підчас хірургічного втручання; 3) пацієнти з імплантацією протезу в мітральну позицію, в тому числі для моніторингу можливих вторинної ТР та дисфункції ПШ. ЕхоКГ також є показаною при розвитку маніфестних симптомів або при зміні їх характеру та інтенсивності (потовщення стулок біопротезу, що може бути ознакою структурної дисфункції, тощо).

При невизначених та нечітких результатах ТТЕхоКГ/ЧСЕхоКГ може бути рекомендовано проведення допоміжних засобів візуалізації серця (РС, МСК або МРТ).

Специфіка оцінки КПС в різних позиціях

Протези аортального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

При оцінці функції КПС в аортальній позиції слід відмічати декілька важливих клінічних та доплерівських ЕхоКГ показників (Таб. 4 та 10) [8, 15]. Вони включають: 1) вимір АТ; 2) оцінку морфології та функції клапану; 3) визначення швидкостей потоку, градієнтів тиску, DVI та ЕПО протезу; 4) оцінку ступеня важкості регургітації за її наявності (фізіологічна / патологічна / центральна / параклапанна); 5) оцінку розміру та функції ЛШ; 6) визначення тисків в малому колі кровообігу. Також мають документуватися вимірний діаметр та площа ВТЛШ з вказанням акустичного вікна, де було отримано найвищу документовану швидкість на аортальному КПС. Ці значення слід порівняти з нормальними реферативними доплерівськими даними для даного підтипу та розміра протезу з оцінкою або виключенням феномену НПП. Потреба, тип та показання для інших підходів протягом візуалізації під час динамічного спостереження також бажано вказувати. Мають документуватися будь-які зміни в морфологічних та функціональних параметрах КПС.

Візуалізація

Слід намагатися візуалізувати всі частини (компоненти) КПС, включаючи шовне кільце, стулки, стент, оклюдер(и) та оточуючі протез зони. ЕхоКГ є методом візуалізації першої лінії, але РС, МСКТ серця та іноді МРТ також можуть використовуватися у випадках сумнівних та неясних результатах ЕхоКГ (див. вище) [16, 22, 30, 41, 50, 64]. Під час ТТЕхоКГ слід використовувати всі стандартні доступи. КДК використовується для підтвердження нормального антероградного потоку та для демонстрації очікуваних «промивних» потоків [8, 15]. Також КДК використовується для

фіксації наявності патологічної регургітації на протезі або параклапанних потоків. Слід по можливості оцінювати весь периметр шовного кільця. Рух стулок або оклюдера візуалізується парастернально по довгій та короткій осі та з апікальних 3- та 5-камерної позицій. Стенти біопротезу часто добре візуалізуються в парастернальній позиції по довгій осі. Ретельна орієнтація ультразвукового променя паралельно напрямленню відкриття оклюдера може допомогти знизити ступінь акустичних тіней через площину протезу та покращити візуалізацію оклюдера. Це особливо корисно в апікальних позиціях. Слід відмітити, що джерело АР на протезі (центральна або параклапанна) найкраще візуалізується в парастернальній позиції по короткій осі. Параклапанні потоки, локалізовані в задній частині периметру кільця протезу часто повністю або частково маскуються в парастернальній позиції по довгій або короткій осі акустичними тінями від стенту протеза. Апікальні позиції з ретельним прицільним дослідженням зони протезу допомагають точно виявляти та кількісно оцінювати такі задні потоки АР. Підчас ЧСЕхоКГ референтними зрізами є середньо-стравохідна позиція датчика з ротацією площини сканування в межах $\approx 45^\circ$ та 120° для отримання зображень КПС в аортальній позиції по короткій та по довгій осі, що дає можливість оцінити закриття та відкриття стулок або рухи оклюдера, та наявність АР [16, 135]. ТТЕхоКГ та ЧСЕхоКГ по довгій осі дозволяє візуалізацію ВТЛШ, аортального кільця, стулок АК, синусів Вальсальви, синотубулярного переходу та проксимальні перші сантиметри висхідної тубулярної Ао. Глибокий трансгастральний зріз на 0° використовується для оцінки ВТЛШ, протезу та проксимальної частини Ао. Підчас ЧСЕхоКГ можливо пропустити або недооцінити передні регургітуючі потоки в деяких зрізах внаслідок акустичних тіней. Потоки, локалізовані в латеральних або медіальних сегментах шовного кільця КПС в аортальній позиції часто буває важко візулізувати за допомогою стандартних ТТЕхоКГ або ЧСЕхоКГ позицій, що говорить про необхідність використання проміжних зрізів для виявлення таких потоків.

3D-ЕхоКГ, особливо підчас ЧСЕхоКГ є ідеальною для візуалізації протезу цілком, включаючи шовне кільце та оцінку розповсюдженості параклапанних потоків (Рис. 16) [23 – 25].

Морфологія та функція клапану

Дисфункція КПС в аортальній позиції, стенозування та/або регургітація, загалом асоціюється з порушенням морфології та/або мобільності протезу. Візуалізація може продемонструвати етіологію дисфункції з ознаками дегенерації стулок (потовщення >3 мм, кальцифікація, аномальна рухливість) біопротезу, аномальних рухів оклюдера/дисків механічних КПС або надмірний рух шовного кільця. Якщо стулки потовщені або оклюдер має зменшену амплітуду відкриття, це скоріше говорить на користь обструкції протезу. І навпаки, якщо стулки або оклюдер тонкі та нормально відкриваються, слід виключати розвиток панусу при нормально функціонуючому протезу. Також можуть візуалізуватися шви та маленькі фібринові ниті (тяжі). В протезах без стенту в ранньому періоді після імплантації можна спостерігати гематому та набряк Ао.

Набута обструкція КПС в аортальній позиції

Допплерівська оцінка

Допплерівська ЕхоКГ оцінка (ПХД та ІХД) КПС в аортальній позиції проводиться в апікальній позиції датчика та доповнюється дослідженням з правої парастернальної, супрастернальної та субкостальної позицій для вимірів найвищих швидкостей. ПХД сингал на нормально функціонуючому аортальному протезі звичайно демонструє пікові швидкості >2 м/с (піковий градієнт >16 мм Hg) в ранню систолу з коротким часом прискорення, тобто часом від початку кровотоку до розвитку максимальної швидкості (АТ <80 мс), та трикутним «конвертом» спектру [31, 88, 112]. Збільшення ступеня обструкції асоціюється з підвищенням трансортальних пікового та середнього градієнтів тиску та пікових швидкостей, що розвиваються пізніше в систолі з довшим АТ відносно загального часу вигнання з ЛШ (ЕТ) та з більш закругленим контуром «конверту» доплерівського спектру (Рис. 19).

На трансаортальні градієнти та швидкості впливають розмір протезу, УО та наявність НПП або будь-яка обструкція. Наприклад, підвищені середні градієнти тиску можуть спостерігатися на маленьких протезах, а також у пацієнтів з помірною або важкою НПП, в той час як у пацієнтів з важким стенозуванням КПС в аортальній позиції трансаортальні градієнти можуть бути лише незначно підвищені за наявності супутньої важкої міокардіальної дисфункції ЛШ (стан з низьким об'ємним кровотоком). Для подолання цих можливих обмежень було запропоновано інші доплерівські параметри оцінки: АТ та співвідношення АТ/ЕТ. АТ >100 мс та співвідношення АТ/ЕТ >0,37 є надійними та досить точними ознаками чіткої наявності стенозу КПС в аортальній позиції [31, 112]. Переваги цих параметрів полягають в тому, що вони є незалежними від напрямку (ангуляції) курсора доплерівського променя. З іншого боку, обмеження цих параметрів полягає в тому, що на них впливає систолічна функція ЛШ та ЧСС. Значущий стеноз КПС в аортальній позиції звичайно асоціюється з підвищенням пікових швидкості та градієнту тиску на протезі або середнього градієнту тиску підчас стрес-ЕхоКГ (≥ 3 м/с та 36 мм Нг, або ≥ 20 мм Нг, відповідно) [36, 136]. Зміни порівняно з попередніми ЕхоКГ є іншим специфічним параметром для стенозування КПС на Ао. Підвищення середнього градієнту тиску >10 мм Нг або зниження ЕПО більше, ніж на 25% підчас повторного ЕхоКГ свідчить на користь клінічно значущої обструкції.



Рис. 19. Обструкція протезу в аортальній позиції. Гемодинамічні профілі нормально функціонуючого протезу (зображення зліва) у порівнянні з обструкцією аортального протезу (зображення справа). На нормально функціонуючому КПС має місце низка пікова швидкість антероградного потоку через протез, низькі градієнти тиску, велика ЕПО та короткий час прискорення (час від початку потоку до досягнення пікової швидкості, AT <100 мс), в той час як на протезі з обструкцією мають місце високі градієнти тиску, висока пікова швидкість мала розрахункова ЕПО та підвищений AT (AT >100 мс) [1].

Визначення ЕПО та DVI ($VTI_{\text{ВТЛШ}}/VTI_{\text{PrV}}$) забезпечує менш залежну від об'ємного кровотоку оцінку функції при обструкції КПС в аортальній позиції [20]. Розрахунок ЕПО ($УО/VTI_{\text{PrV}}$) за даними РБП потребує акуратного визначення УО, що залежить від точності визначення діаметру ВТЛШ та швидкості (точність обох параметрів залежить від визначення в ідентичній анатомічній точці), а також від коректного визначення потоку на протезі в аортальній позиції [15, 26]. Хоча значення слід співставляти з нормальними референтними даними для кожного окремого типу та розміру протезу, втім, ЕПО $<0,8 \text{ см}^2$ та DVI $<0,25$ є ознаками високого ступеня підозри на значущий стеноз КПС.

Інтегральна оцінка

Виявлення та визначення ступеня важкості обструкції КПС в аортальній позиції за даними ЕхоКГ включає поєднання даних 2D та 3D візуалізації АК, а також кількісну доплерівську оцінку важкості обструкції. Інші методи візуалізації також можуть використовуватися для оцінки рухів клапану, його структури та функції. Інтерпретація цих даних має проводитися відповідно до дати імплантації КПС, характеристик протезу та стану центральної гемодинаміки.

В Таб. 13 наведений перелік параметрів візуалізації, що рекомендовано для оцінки КПС в аортальній позиції. Якщо всі параметри є нормальними, ймовірність дисфункції КПС є дуже низькою. І навпаки, якщо більшість параметрів є аномальними, ймовірність обструкції протезу в аортальній позиції суттєво зростає.

Таб. 13. Кількісна оцінка обструкції КПС в аортальній позиції.

	Норма	Можлива обструкція	Значна обструкція
Якісні			
Структура та рух протезу	Звичайно нормальні	Звичайно аномальні ^а	Аномальні ^а
«Конверт» трансклапанного потоку ^б	Трикутний з раннім піком	Від трикутного до проміжного	Закруглений, симетричний
Напівкількісні			
Час прискорення (АссТ, мс) ^б	<80	80 – 100	>100
АссТ / Час вигнання з ЛШ	<0,32	0,32 – 0,37	>0,37
Кількісні			
Потік-залежні			
Пікова швидкість (м/с) / Піковий градієнт ^{в,г}	<3 (36)	3 – 3,9 (36 – 63)	≥4 (64)
Середній градієнт (мм Нг) ^{в,г}	<20	20 – 34	≥35
Збільшення середнього градієнту під час стрес-ЕхоКГ	<10	10 – 19	≥20
Збільшення середнього градієнту під час спостереження	<10	10 - 19	≥20

Потік-незалежні			
ЕПО (см ²) ^{в,д}	>1,1	0,8 – 1,1	<0,8
Розрахункова ЕПО порівняно з нормальним референтним значенням	Референтне значення $\pm 1SD$	< Референтного значення – 1SD	< Референтного значення – 2SD
Різниця (Референтна ЕПО – розрахункова ЕПО) (см ²) ^в	<0,25	0,25 – 0,35	>0,35
Допплерівський індекс швидкості ^{в,д}	$\geq 0,35$	0,25 – 0,34	<0,25
Див. Таб. 7 щодо нормальних референтних значень ЕПО різних моделей та розмірів КПС. SD – стандартне відхилення. ^аАномальні механічні КПС: нерухомий або з обмеженою рухливістю оклюдер, тромбоз, паннус; аномальні біопротези: потовщення / кальцифікація стулок, тромбоз, паннус. ^бНа ці параметри впливають функція ЛШ та ЧСС. ^вКритерії, пропоновані для цих параметрів є валідними для майже нормального або нормального ударного об'єму (50 – 90 мл) та об'ємної швидкості потоку (200–300 мл/с). ^гНа ці параметри сильніше впливають стани з низьким або високим потоком, включаючи низький викид з ЛШ та супутня АР. ^дЦей параметр залежить від розмірів ВТЛШ.			

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

Висока швидкість та градієнти тиску на протезі самі по собі ще не є доказом обструкції КПС, та можуть бути вторинними по відношенню до феномену НПП, станів з високим об'ємним кровотоком (наприклад, післяопераційний період, анемія, сепсис), прихованої регургітації на протезі в мітральній позиції, значущої регургітації на КПС в аортальній позиції, феномену швидкого відновлення тиску, технічних помилок або локалізованої високої центральної швидкості потоку на двостулковому механічному протезі [8]. Залежність градієнтів тиску від потоку підкреслює покроковий підхід до оцінки, включаючи визначення ЕПО та DVI. Чіткий алгоритм, що рекомендується авторами для інтерпретації цих високих градієнтів, отримано за даними компіляції підходів, що пропонувалися раніше (Рис. 20) [8, 15, 103, 123, 137]. Після виключення можливих технічних помилок першим кроком є порівняння ЕПО з нормальними референтними значеннями нормальної ЕПО для даного типу та розміру імплантованого протезу. Якщо ЕПО нижче референтного значення, та особливо якщо має місце зниження ЕПО та DVI, або підвищення середнього градієнту тиску протягом декількох повторних серійних обстежень, наявність аномального руху протезу в контексті $DVI < 0,25$ та $AT/ET < 0,37$ свідчить на користь обструкції протезу. Якщо вимірана ЕПО близька до нормального референтного значення, можна розрахувати індексовану ЕПО до ППТ (ЕПО/ППТ), використовуючи фактичну розраховану ЕПО або, як альтернатива – нормальне референтне значення для даного типу імплантованого протезу (т.з., проєктований індекс ЕПО). При результаті $< 0,85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ можна зробити припущення про наявність НПП, що частково або цілком відповідальна за високі градієнти тиску залежно від ступеня важкості. В цьому контексті важливо мати на увазі, що обидва феномени, як НПП, так і істинна дисфункція протезу, можуть співіснувати. Слід відмітити, що НПП завжди існує вже в ранньому післяопераційному періоді, підтверджуючись на всіх подальших ЕхоКГ, тому подальше поглиблення

ситуації з високими градієнтами часто пояснюється розвитком супутньої власної дисфункції протезу.

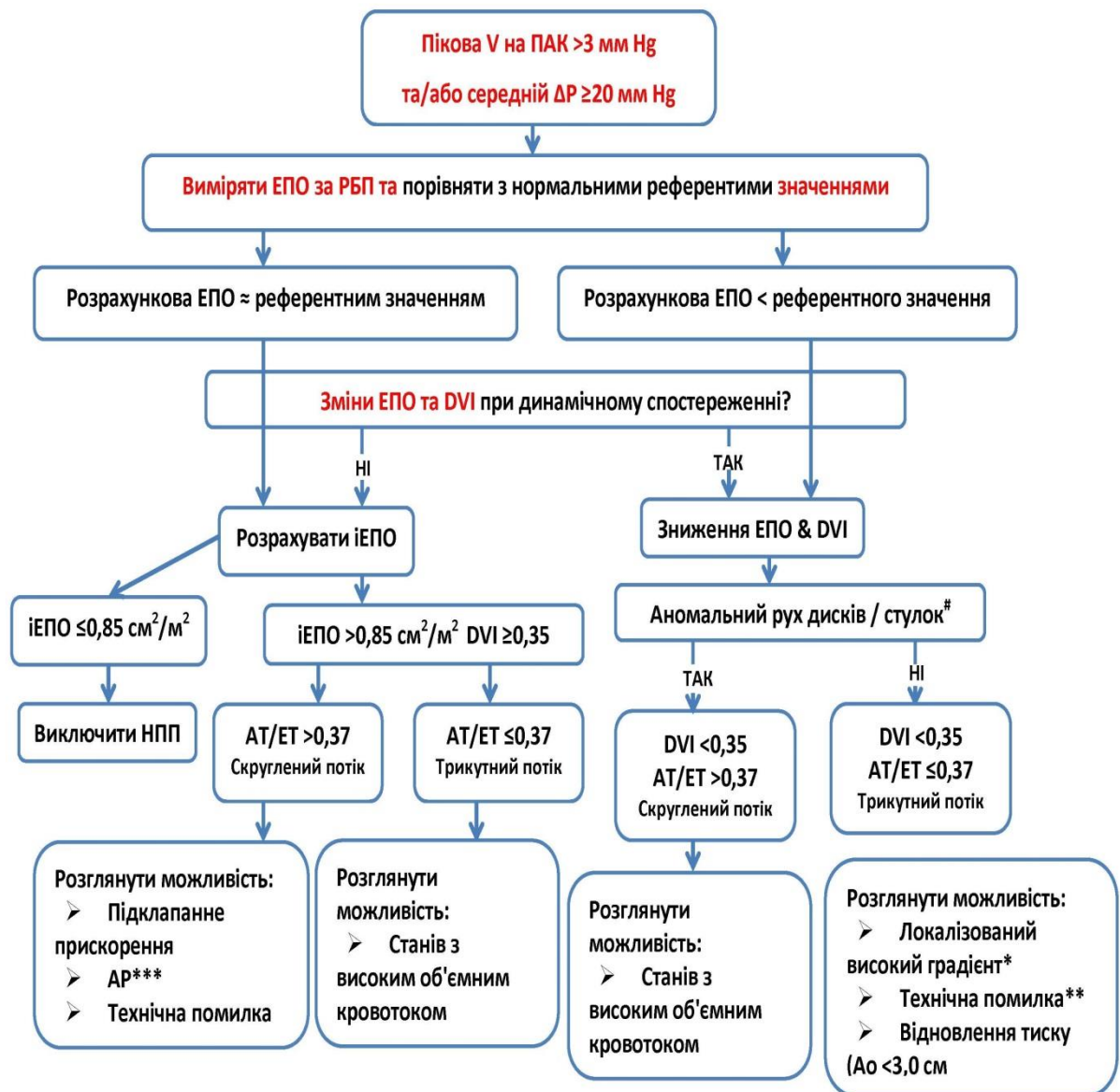


Рис. 20. Алгоритм оцінки високого транскатетного градієнту в аортальній позиції. Ao – діаметр висхідної аорти; AT/ET – співвідношення часу прискорення до часу вигнання; DVI – доплерівський індекс швидкості; ЕПО – ефективна площа отвору; НПП – невідповідність (неадекватність) протеза до пацієнта. *Тільки для двостулкових клапанів, малий розмір аортальних КПС (19 – 21 мм). **Виключити недооцінку діаметру ВТЛШ та/або VTI потоку в ВТЛШ. ***Повторно розрахуйте ЕПО з використанням УО в ВТЛШ. # Якщо характер стулок / дисків нечітко візуалізується підчас

ТТЕхоКГ, пацієнту може бути показана РС або МСКТ серця. ## Виключити переоцінку діаметру ВТЛШ та/або VTI потоку в ВТЛШ [1].

Патологічна регургітація на КПС в аортальній позиції

Кольорове доплерівське картування

Підчас КДК регургітуючий потік в напрямку ЛШ підчас діастолу може бути візуалізований з багатьох доступів. Перші дослідження, що визначали важкість АР фокусувалися на кольоровій візуалізації потоку регургітації [15, 21]. Методи оцінки важкості, що визначають площу або довжину потоку мають значні обмеження та недоліки внаслідок різних станів гемодинаміки у різних пацієнтів, різних налаштувань апаратури, характеристик ЛШ, ексцентричності потоків, удару потоків регургітації в стінки ЛШ та варіабельності сприйняття оператором [138].

Площа та довжина потоку регургітації в КДК слабо корелюють з важкістю АР на протезі, тому сьогодні не є рекомендованими для кількісної оцінки важкості регургітації на КПС в аортальній позиції [21].

Співвідношення діаметру регургітуючого потоку АР до діаметру ВТЛШ в парастернальній позиції по довгій осі ЛШ та співвідношення площі потоку до площі ВТЛШ в парастернальній позиції по короткій осі безпосередньо під протезом можуть використовуватися для оцінки важкості центральної регургітації (Рис. 11). Співвідношення діаметр потоку АР/діаметр ВТЛШ >65% говорить про важку регургітацію [139]. Втім, використання цього підходу може призводити до переоцінки важкості у випадках ексцентричних або серповидних потоків, а також до недооцінки у випадку потоку, що б'є в стінку ВТЛШ або передню стулку МК.

Для напівкількісної оцінки параклапанної АР потрібна ретельна візуалізація «шийки» потоку по короткій осі на рівні шовного кільця для точного визначення поперечної її площі, що може визначатися як відсоток від загальної площі шовного кільця (<10% = легка; 10 – 29% = помірна; ≥30% - важка параклапанна АР) (Рис. 16) [15, 123, 140]. Ця методика, втім, є лімітованою випадками ексцентричних напрямків потоку та неправильними

контурами дефектів. Гойдання протезу звичайно асоціюється з >40% випадків протікання протезу в аортальній позиції з важкою параклапанною регургітацією [141]. Ширина параклапанного потоку(ів) в джерелі свого виникнення при оцінці з множинних позицій також може допомогти визначитися з важкістю регургітації. Внаслідок акустичних тіней від кільця або стенту протезу ширина VC (ширина потоку регургітації, що перетинає поперечну площу клапану в аортальній позиції або ЕПР) може бути виміряна із складнощами та утрудненнями в позиції по довгій осі, а її точність може бути непевною або недосконалою у випадку множинних потоків, неправильної форми площі регургітації, або при радіальному розповсюдженні регургітуючих потоків [64]. Коли це можливо, корисні виміри VC для диференціації легких та важких випадків АР на протезі. При використанні ліміту Найквіста 50 – 60 см/с ширина VC <3 мм говорить про легку АР, а ширина VC >6 мм – вказує на важку АР.

Кількісна оцінка на основі площі проксимальної ізошвидкісної поверхні конвергенції потоку (PISA) загалом є досить складною для застосування на механічних КПС в аортальній позиції [142, 143]. Якщо це вдається, особливо у випадках біопротезів з центральною регургітацією через протез, візуалізація зони конвергенції потоку має звичайно отримуватися з апікальної 3- або 5-камерної позицій, або з парастернальної позиції по довгій осі ЛШ. Радіус PISA вимірюється в діастолу з використанням першої межі еліейзингу [21]. ОР та ЕПР розраховуються за стандартними формулами. ЕПР $\geq 30 \text{ мм}^2$ або ОР $\geq 60 \text{ мл}$ говорить про важку АР на протезі. Спектральні доплерівські параметри корисні для оцінки АР на протезі, тому що вони є менш чутливими до позиції протезу та асоційованих акустичних тіней та інших артефактів. ПХД потоку АР класично найкраще отримувати з апікальної 5-камерної позиції. Іноді приходится докласти зусиль для отримання коректного доплерівського кута відносно потоку АР для мінімізації похибок, пов'язаних з можливим некоректним вирівнюванням

променя. При ексцентричних потоках кращі сигнали іноді можуть бути отримані з правого парастернального доступу.

РНТ потоку АР підчас ПХД є корисним, якщо його значення <200 мс, що свідчить про важку АР, або >500 мс, що говорить про легку АР. Втім, проміжні значення РНТ (200– 500 мс) є менш специфічними, тому що на них впливають інші перемінні, такі як ЧСС, податливість та тиски в порожнині ЛШ та гострота виникнення АР (наприклад при гострій АР РНТ загалом дуже короткий незалежно від важкості АР) [144, 145].

При візуалізації діастолічного зворотного потоку в нисхідній Ао слід дотримуватися наступних рекомендованих кроків: 1) пробний об'єм встановлюється безпосередньо дистальніше відходження лівої підключичної артерії; 2) вісь ІХД встановлюється паралельно довгій осі Ао; 3) доплерівський фільтр встановлюється на найнижчих налаштуваннях для виявлення низьких швидкостей (<10 см/с), а шкала швидкості встановлюється на ліміті 60 – 80 см/с для більш точних вимірів кінцево-діастолічної швидкості. При більш легких ступенях регургітації звичайно спостерігається коротка реверсія потоку, обмежена ранньою діастолою. По мірі збільшення важкості АР тривалість зворотного потоку протягом діастолі зростає. Наявність голодіастолічного зворотного потоку в нисхідній грудній Ао вказує на щонайменш помірну АР. Важка АР підозрюється при кінцево-діастолічній швидкості зворотного потоку >20 см/с [146]. Головним обмеженням для використання цього параметру є те, що на нього дуже впливає податливість (комплаєнс) Ао та ЛШ. У літніх пацієнтів з жорсткою Ао може спостерігатися голодіастолічний потік в нисхідній Ао навіть при фізіологічній (тривіальній) або легкій АР.

ОР може бути розрахований як різниця між УО на рівні ВТЛШ (або за даними тотального (загального) УО ЛШ за даними 2D/3D-ЕхоКГ) та даними об'ємного кровотоку на рівні мітрального кільця або ВТПШ. Цей метод не може бути використаним при супутній більш, ніж легкій МР або регургітації на КЛА (ЛР), відповідно. Цей підхід віднімає більше часу та асоціюється з

певними обмеженнями та простором для похибки, найбільш важливим з яких є точне визначення діаметру мітрального кільця або ВТПШ. Взагалі, фракція регургітації ($ФР = ОР / УО$ в ВТЛШ) більше 50% вказує на важку АР на протезі [17, 21].

Вплив КПС в аортальній позиції на ЛШ залежить від ступеня хронічності та важкості АР, а також від попередньої наявної дисфункції міокарду ЛШ. За відсутності інших станів дилатація ЛШ є чутливою ознакою значущої хронічної АР, в той час як нормальні розміри ЛШ майже повністю виключають хронічну значущу АР. Подібно до описаного вище, якщо об'єми ЛШ не зменшуються після протезування АК з приводу АР або мають тенденцію до зростання, та, в особливості, якщо має місце гіпердинамічний тип скоротливості ЛШ, слід підозрювати гемодинамічно значуще протікання протезу. І навпаки, дилатація ЛШ може бути відсутньою при гострій важкій АР [17, 21].

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка АР на протезі включає інтеграцію даних 2D та 3D візуалізації кореня Ао, АК та ЛШ, а також доплерівську оцінку ступеня важкості АР (Таб. 14). Слід завжди намагатися кількісно оцінити ступінь важкості АР, за винятком випадків легкої АР на протезі. Визначення ширини ВС та розрахунок ЕПР, ОР та ФР рекомендовані, коли їх можна визначити. Додаткові параметри допомагають визначитися з ступенем важкості АР та повинні широко використовуватися, особливо у випадках дискордантності між даними кількісної оцінки АР та об'єктивними клінічними даними. Ці параметри слід інтерпретувати відповідно даним про хронічність АР та ремоделювання ЛШ. У випадках персистуючих суперечних даних та після елімінації технічних помилок та похибок, але у випадках неясних результатів ЕхоКГ слід удаватися до інших засобів візуалізації, що можуть розрішити ситуацію, та до консультацій в експертних центрах.

Таб. 14. Кількісна оцінка важкості регургітації на КПС в аортальній позиції.

	Легка	Помірна	Важка
Якісні			
Структура та рух протезу	Звичайно нормальний	Звичайно аномальний ^а	Звичайно аномальний ^а
Ширина потоку АР в КДК ^б	Маленька	Проміжна	Велика (>65% діаметру ВТЛШ)
Сигнал потоку АР в ПХД	Неповний або блідий	Щільний	Щільний
Зворотній діастолічний потік в нисхідній аорті	Короткий, протодіастолічний зворотній потік	Проміжний	Голодіастолічний зворотній потік з кінцево-діастолічною швидкістю >20 см/с
Напівкількісні			
РНТ (мс) ^в	>500	200 - 500	<200
Периферійна розповсюдженість параклапанної регургітації (%) ^г	<10	10 – 29	≥30
Ширина ВС (мм)	<3	3 – 6	>6
Кількісні			
ЕРО (мм ²)	<10	10 – 29	≥30
ОР (мл) ^д	<30	30 – 59	≥60
ФР (%)	<30	30 – 50	>50
+ Розмір ЛШ ^е			
ЕРО – ефективний регургітуючий отвір, ОР – об'єм регургітації, ФР – фракція регургітації.			

^aАномальні механічні КПС: нерухомий оклюдер, протікання (зяння) або гойдаючий протез (параклапанна регургітація); аномальні біопротези: потовщення / кальцифікація стулок або пролапс, протікання (зяння) , або гойдаючий протез (параклапанна регургітація).

^bПараметр, що підходить у випадку центральних потоків, та менш точний при ексцентричних потоках.

^bНа цей параметр впливає податливість (комплаєнс) ЛШ.

^гСтосується тільки параклапанної регургітації.

^dМоже бути визначений по різниці між УО в ВТЛШ мінус УО в ВТПШ (якщо немає більш, ніж легкої МР).

^eСтосується хронічної післяопераційної АР за відсутності інших етіологій.

Протези мітрального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

Як і у випадку з КПС в аортальній позиції, ЕхоКГ заключення повинно бути докладним (Таб. 4 та 10), включаючи документацію: 1) типу та розміру КПС; 2) АТ пацієнта; 3) описання морфології та функції протезу (включаючи виміри кутів закриття у випадку двостулкових механічних протезів, коли це можливо); 4) градієнти тиску та швидкості потоків на протезі (РНТ, DVI, ЕПО); 5) ЧСС, при якому проводилися виміри градієнтів тиску; 6) наявність регургітації на протезі (локалізація та ступінь важкості); 7) розміри та функція ЛШ; 8) розміри ЛП; та 9) визначення тиску в малому колі кровообігу (ЛА) [8, 15]. Слід також включати будь-які підозри або підтвердження щодо НПП. За необхідності також корисним є тип та причина для виконання інших методів візуалізації. Будь-які зміни характеристик КПС в мітральній позиції мають бути документовані.

Візуалізація

По можливості слід візуалізувати всі компоненти КПС в мітральній позиції (шовне кільце, стулки, оклюдер(и), оточуючі зони). ТТЕхоКГ є методом візуалізації першої лінії, в той час як ЧСЕхоКГ рекомендована у

випадках підозри або підтвердженої дисфункції протеза [16, 22, 28, 30, 135]. РС, МСКТ або МРТ серця можуть використовуватися як допоміжні засоби візуалізації за потреби (див. вище) [40, 43, 65]. Підчас ТТЕхоКГ має виконуватися візуалізація з парастернальної позиції по довгій та короткій осі та з усіх апікальних позицій з використанням множинних та проміжних зрізів для максимального сканування всіх зон шовного кільця, підклапанного апарату та оцінки стулок/оклюдерів. Біопротези на стенті часто добре візуалізуються в апікальній 4-камерній позиції. КДК використовується для нормальних токів через протез, очікуваних «промивних» токів та для виявлення патологічної регургітації. Акустичні тіні можуть призводити до неможливості адекватної візуалізації протезу з боку ЛП, особливо при механічних протезах в мітральній позиції, та порожнини ЛП (Рис. 5, зображення А та Б) [86, 87]. Візуалізація може бути покращена при орієнтації ультразвукових променів паралельно напрямку відкриття оклюдера. Субкостальна позиція також може допомогти у виявленні параклапанних потоків, оскільки ефект затінювання мінімізується. ЧСЕхоКГ є кращою за ТТЕхоКГ у виявленні та визначенні локалізації та механізмів МР на протезі [147 – 149]. ЧСЕхоКГ забезпечує кращу візуалізацію ЛП та потоку МР, але на відміну від ТТЕхоКГ ти ж самі акустичні тіні обмежують візуалізацію вже ЛПШ (Рис. 5, зображення В та Г). Краще за все регургітуючі потоки найкраще візуалізуються з нижньо-стравохідного 4-камерного зрізу з ротацією датчика або площини сканування в 2- та 3-камерні зрізі синхронно з антефлексією або ретрофлексією датчика. При правильному встановленні центру сектора сканування поперечний трансгастральний зріз по короткій осі також є корисним для візуалізації всього периметру протеза та його шовного кільця. Зрізи по довгій осі підчас ТТЕхоКГ та ЧСЕхоКГ використовуються для вимірів ВТЛШ (див. вище), а зрізи по короткій осі дозволяють визначення циркулярного розповсюдження різноманітних параклапанних протікань. 3D-ЕхоКГ, особливо підчас ЧСЕхоКГ, є ідеальною для візуалізації цілком всього

протезу, шовного кільця та визначення ступеня розповсюдженості параклапанної регургітації (Рис. 21).

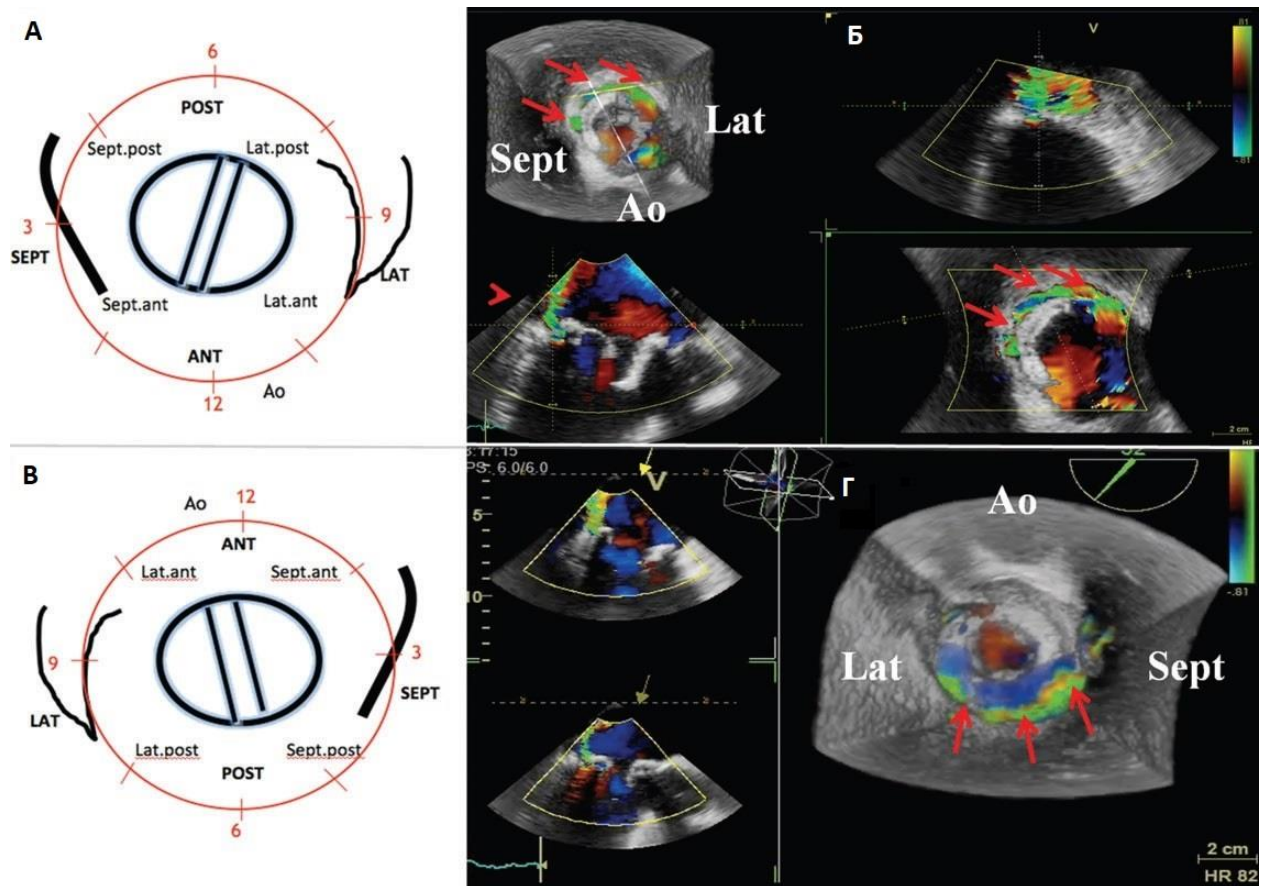


Рис. 21. Параклапанне протікання внаслідок зяяння протезу в мітральній позиції. Щілиноподібне зяяння біопротезу в мітральній позиції за даними ЧСЕхоКГ з оцінкою КДК в 3D, що вказує на наявність важкої параклапанної регургітації, розташованої в задній частині, залучаючи > 25% периметру протезу від передньої перегородки до задньої стінки ЛП (Б та Г). Схематична презентація орієнтації протезу, як його видно в 3D з ЛП на зображеннях А та В (після переорієнтації з аортою зверху) [1].

Морфологія та функція клапану

Візуалізація відіграє вирішальну роль в визначенні етіології обструкції або регургітації, надаючи можливість побачити ознаки дегенерації стулок (потовщення, кальцифікації, аномальна мобільність) біопротезів, та гойдаючий рух шовного кільця або аномальні рухи оклюдера в механічних протезах. Оклюдер механічного протезу повинен відкриватися швидко та повністю. Зниження ступеня розкриття оклюдера є надійною ознакою

обструкції механічного протезу за умови збереженої функції ЛШ. В нормальних двостулкових клапанах може мати місце легка осциляція стулок в діастолу з легкою тимчасовою асиметрією підчас закриття. Зяяння (протікання) протезу в мітральній позиції звичайно відбувається в задній або латеральній частині кільця протезу, та дуже рідко – в передній. Анатомічна орієнтація оклюдерів повинна в нормі мімікувати нормальне розкриття нормального нативного МК, що зберігає більш-менш фізіологічний профіль діастолічного притоку в ЛШ з збереженням взаємовідносин потоків в його порожнині, що важливо для нормального діастолічного наповнення ЛШ. Це особливо важливо для механічних протезів з одинарним нахильним диском, де великий отвір повинен направляти потік вперед, а не назад. В біопротезах стулки мають бути тонкими та повністю рухомими без ознак пролабування. Як і в аортальній позиції, в мітральній також нормально візуалізувати шви, фібринові тяжі або ехо-сигнали мікропухирців в ЛШ. Важко кальциновані стулки (Рис. 22) та обмеження рухів оклюдера є найбільш надійними ознаками обструкції протезу. В двостулкових механічних КПС часткова обструкція може діагностуватися за явним відставанням однієї стулки від іншої. Якщо оклюдер не візуалізується, обструкцію можна запідозрити якщо немає нормальної кольорової «карти» заповнення ЛШ підчас КДК в діастолу (вузький високошвидкісний антероградний діастолічний потік з еліейзингом перед протезом) через отвір КПС в усіх доступах, що візуалізуються. На біопротезах потік може бути досить вузьким на рівні нерухомих стулок з подальшим швидким розповсюдженням із заповненням всього отвору біопротезу на рівні країв його стенту. Важке порушення функції ЛШ може саме по собі призводити до зниження амплітуди відкриття протезу, але така ситуація буде асоціюватися з тонким, але низькошвидкісним антероградним діастолічним притоком за даними різних доплерографічних методик, включаючи КДК.

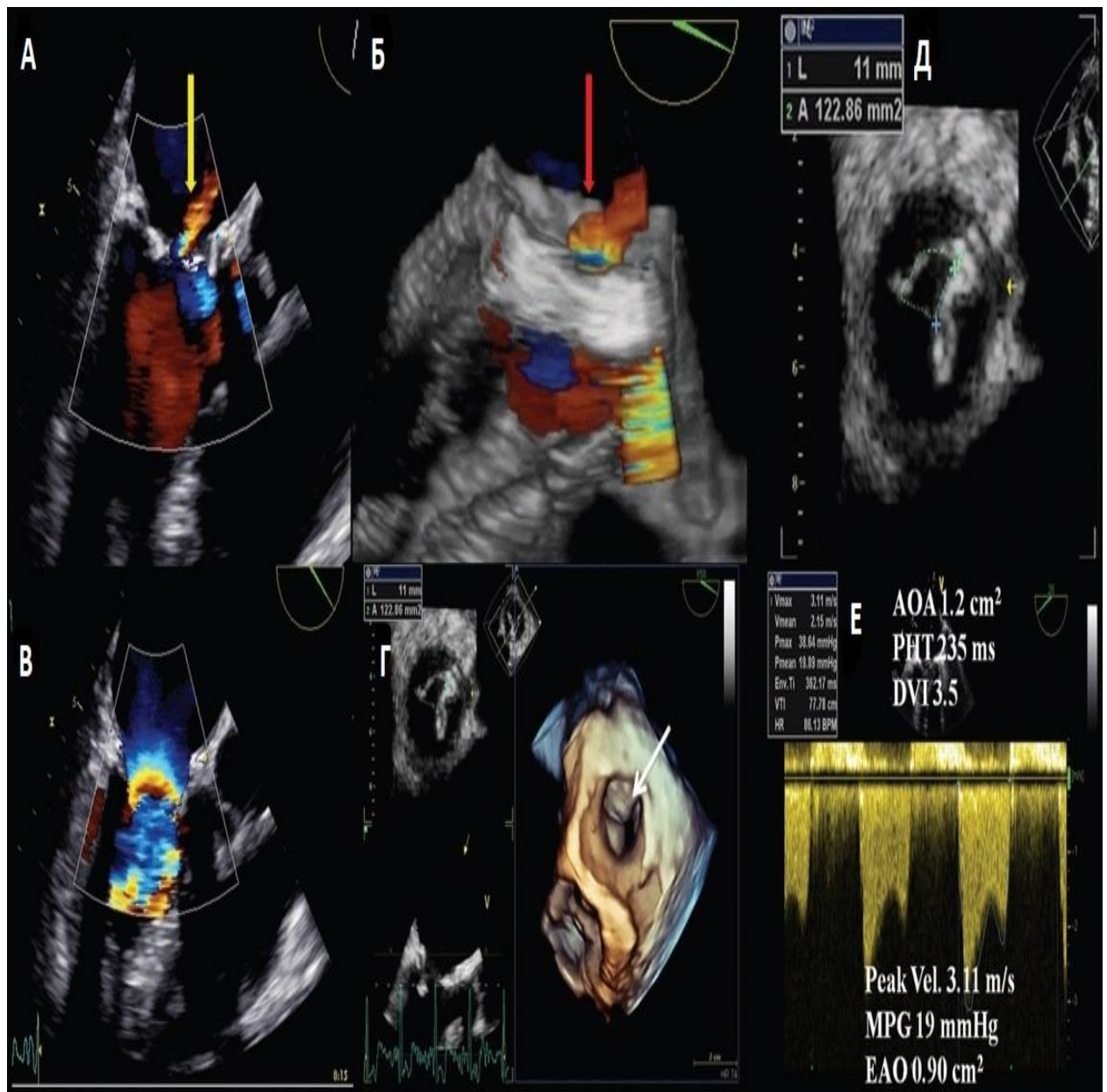


Рис. 22. Дегенерація біопротезу в мітральній позиції з високим градієнтом. Дисфункція біопротезу візуалізується підчас 2D та 3D ЧСЕхоКГ. 2D (А) і 3D (Б) КДК візуалізує аномальну регургітацію через протез (жовта стрілка на 2D ЧСЕхоКГ та красна стрілка на 3D ЧСЕхоКГ). 2D КДК антероградного потоку показує значний еліейзинг на рівні протезу, що вказує на високошвидкісний профіль потоку (В). Неповне відкриття однієї з стулок (передньої) візуалізовано в 3D (Г, біла стрілка). Зображення Д та Е демонструють оцінку анатомічної ЕПО (АОА) за даними планіметрії (Д) та ЕПО за даними РБП (Е). Обидва останні приклади підтверджують значущу обструкцію [1].

Набута обструкція КПС в мітральній позиції

Допплерівська оцінка

Допплерівська оцінка (ПХД та ІХД) КПС в мітральній позиції виконується з апікальних позицій підчас ТТЕхоКГ та з нижньо-стравохідного 4-камерного зрізу підчас ЧСЕхоКГ. Проміжні зрізи можуть бути необхідними для коректного вирівнювання променя до потоку. Рання діастолічна швидкість наповнення ЛШ (пік Е) в більшості нормально функціонуючих двостулкових механічних КПС складає $<1,9$ м/с, але може досягати 2,4 м/с при невеликій НПП [88, 150 – 152]. Середній трансмітральний градієнт тиску на таких протезах в середньому складає $<5 - 6$ мм Нг [153]. Зростання ступенів стенозування асоціюється із підвищенням трансмітральних швидкостей та градієнтів тиску. Однак, на трансмітральні швидкості можуть впливати також розмір протезу, функція ЛШ та ЛП, властивості комплаєнсу камер, відносні тиски в порожнинах та наявність НПП або будь-яка обструкція. Наявність тахікардії призводить до скорочення діастолічного наповнення та підвищення швидкості раннього діастолічного наповнення Е [20]. Значуща МР, що веде до стану перевантаження лівих порожнин об'ємом також призводить до підвищення швидкості раннього діастолічного наповнення Е. Все це підкреслює необхідність порівняння між собою даних серійних ЕхоКГ досліджень протягом динамічного спостереження у одного і того ж самого пацієнта [15].

За відсутності вище описаних станів швидкість піку Е $\geq 2,5$ м/с та середній трансмітральний градієнт тиск ≥ 10 мм Нг говорять про важку обструкцію КПС в мітральній позиції [15]. Значуща обструкція протезу в мітральній позиції часто асоціюється з підвищеним середнім градієнтом на протезі ≥ 12 мм Нг підчас стрес-ЕхоКГ (Рис. 23) [36, 136]. Зміни порівняно з вихідним безпосереднім післяопераційним значенням градієнту тиску на протезі також свідчить на користь набутої обструкції КПС. Підвищення середнього градієнту >5 мм Нг при співставній ЧСС також свідчить на користь обструкції.

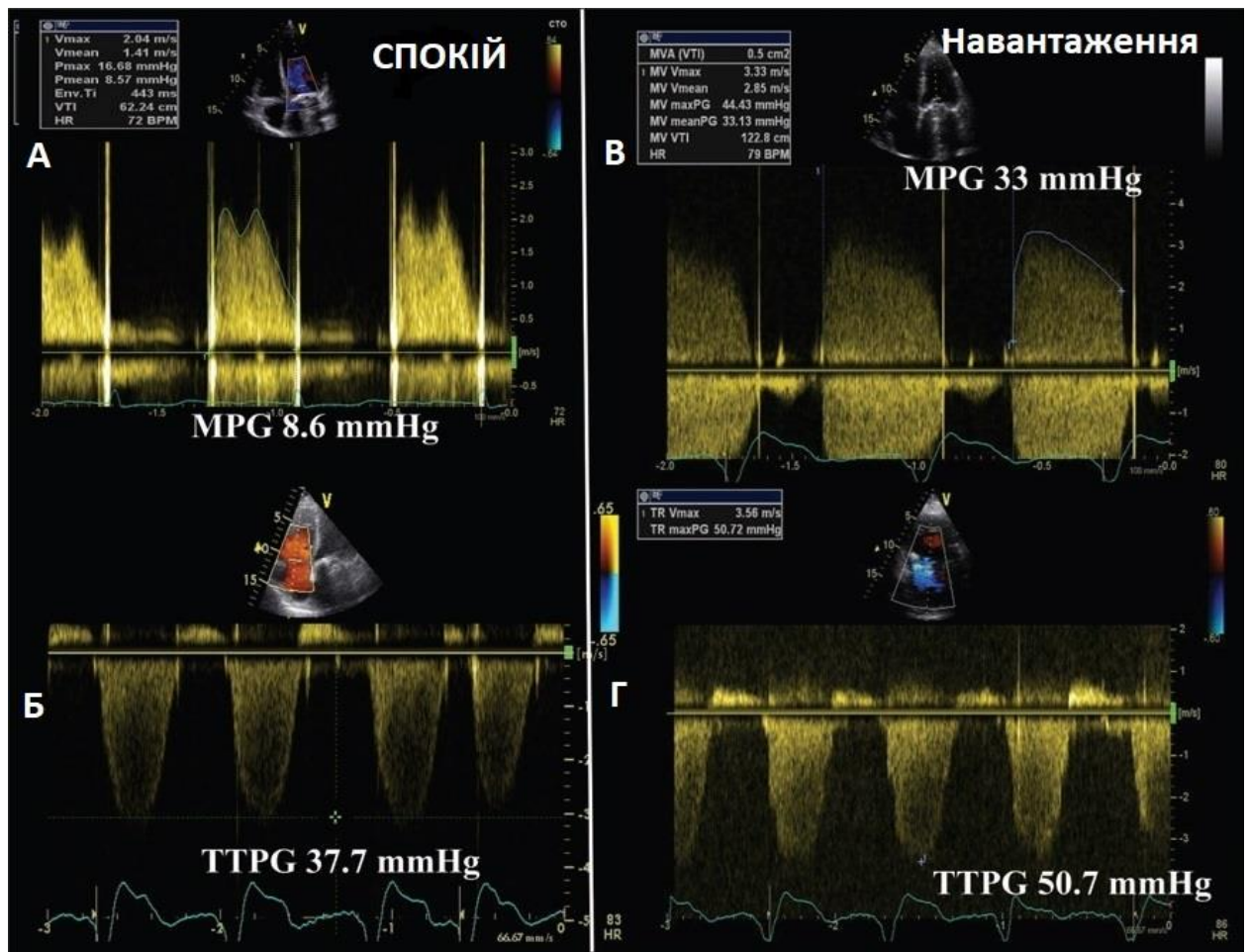


Рис. 23. Дисфункція протезу в мітральній позиції та стрес-ЕхоКГ з фізичним навантаженням. Має місце значне підвищення середнього градієнту тиску (MPG) на мітральному протезі під час стрес-ЕхоКГ з фізичним навантаженням (B) у пацієнта з легким підвищенням градієнту в стані спокою (A), який має скарги на задишку під час фізичного навантаження. Також під час навантаження має місце значний ріст градієнту ТР (Г) порівняно зі станом спокою (Б), що часто відбувається паралельно зростанню градієнтів на протезі в мітральній позиції [1].

А РНТ <130 мс як правило відповідає нормальній функції КПС в мітральній позиції, в той час як РНТ >200 мс на послідовних ЕхоКГ свідчить на користь значущого стенозу. На РНТ впливають ЧСС, комплаєнс ЛП та ЛЖ. У пацієнтів з тахікардією або зниженим атріовентрикулярним комплаєнсом може бути нормальний РНТ незважаючи на наявність значущого стенозу протезу в мітральній позиції. РНТ не рекомендовано оцінювати у випадку атріовентрикулярної блокади I ступеня, коли піки Е та

А зливаються, або має місце укорочений час діастолічного наповнення ЛШ. Невелике підвищення РНТ (130–200 мс) слід інтерпретувати з обережністю [150, 152].

ЕПО та DVI ($VTI_{PrV}/VTI_{ВТЛШ}$) є параметрами, що менше залежать від об'ємного кровотоку. ЕПО розраховується за РБП ($УО / VTI_{PrV}$), але є недостовірним у випадках більш ніж легкої МР або АР. У випадку АР можна використовувати УО, розрахований на ВТЛШ, у якості альтернативного підходу. Крім того, слід ще раз підкреслити, що ЕПО за даними РНТ у випадку протезу в мітральній позиції не є валідною [104, 109]. Коректна інтерпретація DVI також потребує відсутності значущої АР. Хоча всі дані слід співвідносити до нормальних референтних значень для даного типу та розміру протеза, ЕПО $<1,0 \text{ см}^2$ та DVI $>2,5$ є підставами для високого рівня підозри на значущу обструкцію КПС в мітральній позиції [15].

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка обструкції КПС в мітральній позиції включає комплексну оцінку даних, отриманих під час 2D/3D ЕхоКГ МК, а також якісні та кількісні доплерівські параметри важкості обструкції (Рис. 24). Інші методи візуалізації за показаннями також можуть використовуватися для альтернативної оцінки руху, структури та функції КПС. Наприклад, при тромбозі протезу з «німими» даними під час доплерографії (характеризуються нормальними або незначно підвищеними градієнтами тиску, але з ідентифікацією порушень рухів дисків двостулкового механічного КПС) може знадобитися РС або МСКТ серця [46]. Інтерпретація даних повинна проводитися у відповідності до дати імплантації клапану, характеристик протезу та стану гемодинаміки. Таб. 15 наводить параметри, що сьогодні рекомендовані для оцінки функції КПС в мітральній позиції. Якщо всі параметри є нормальними, ймовірність дисфункції протезу є дуже низькою, в той час як при справжній дисфункції більшість цих параметрів будуть аномальними [150].

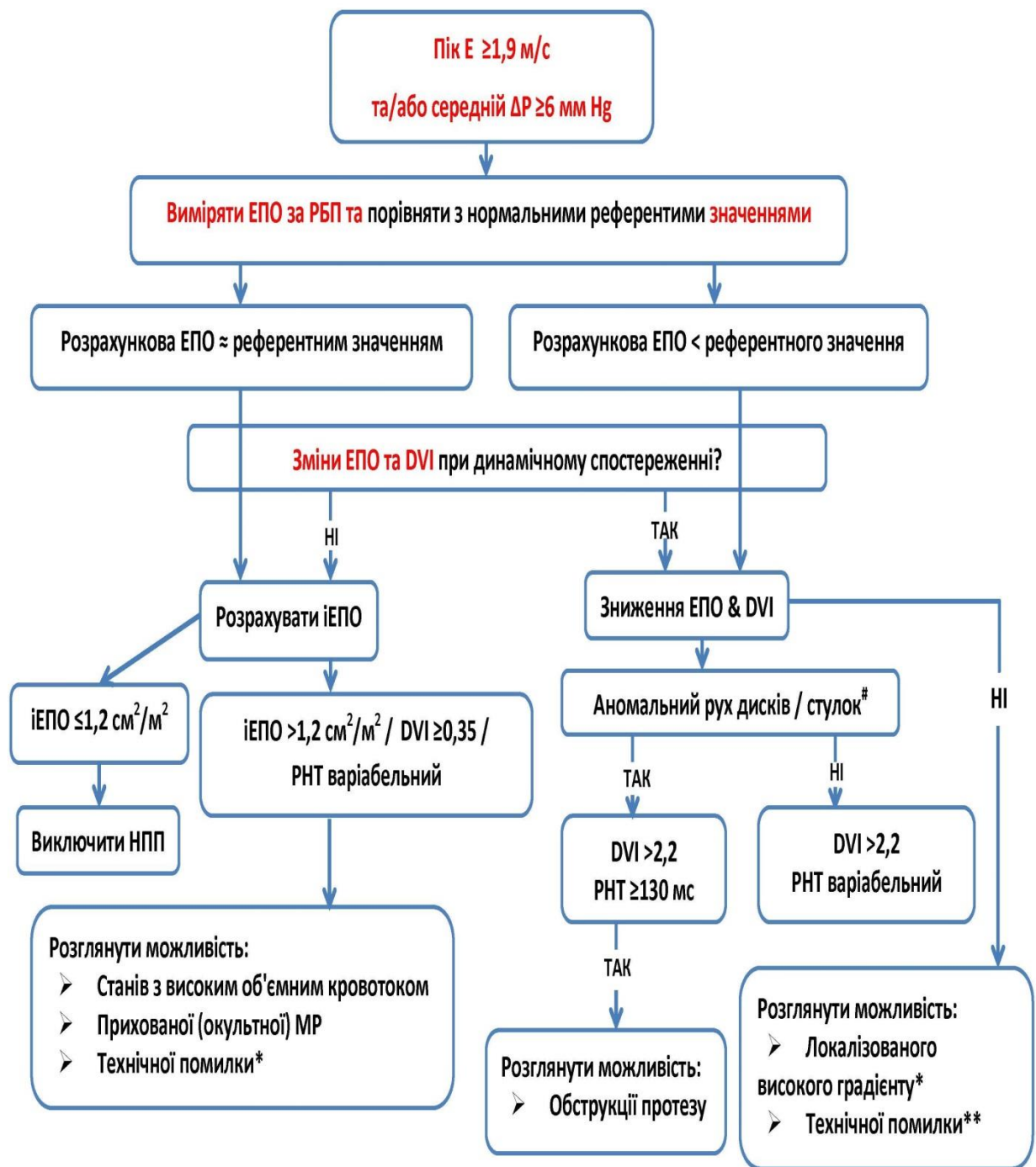


Рис. 24. Алгоритм оцінки високого транклапанного мітрального градієнту. DVI – доплерівський індекс швидкості; ЕПО – ефективна площа отвору; НПП – невідповідність (неадекватність) протеза до пацієнта. *Тільки для двостулкових клапанів. ** Виключити недооцінку діаметру ВТЛШ та/або VTI потоку в ВТЛШ. # Якщо характер стулок / дисків нечітко візуалізується підчас ТТехоКГ, пацієнту може бути показана РС або МСКТ серця. ##Виключити переоцінку діаметру ВТЛШ та/або VTI потоку в ВТЛШ [1].

Таб. 15. Кількісна оцінка обструкції КПС в мітральній позиції.

	Норма	Можлива обструкція	Значна обструкція
Якісні			
Структура та рух протезу	Звичайно нормальні	Часто аномальні ^a	Аномальні ^a
Напівкількісні			
РНТ (мс) ^б	<80	80 – 100	>100
Кількісні			
Потік-залежні			
Пікова швидкість (м/с) / піковий градієнт ^{в,г,е}	<3	3 – 3,9	≥4
Середній градієнт (мм Нг) ^{в,г,е}	<20	20 – 34	≥35
Збільшення середнього градієнту під час стрес-ЕхоКГ	<10	10 – 19	≥20
Збільшення середнього градієнту під час спостереження	<10	10 - 19	≥20
Потік-незалежні			
ЕПО (см ²) ^{в,е}	>1,1	0,8 – 1,1	<0,8
Розрахункова ЕПО порівняно з нормальним референтним значенням ^{в,е}	Референтне значення ± 1SD	<Референтне значення – 1SD	<Референтне значення – 2SD
Різниця (Референтна ЕПО – розрахункова ЕПО) (см ²) ^{в,е}	<0,25	0,25 – 0,35	>0,35
Допплерівський індекс швидкості ^{в,г,д,е}	≥0,35	0,25 – 0,34	<0,25

Див. Таб. 8 щодо нормальних референтних значень ЕПО різних моделей та розмірів КПС.

^aАномальні механічні КПС: нерухомий або з обмеженою рухливістю оклюдер, тромбоз, паннус; аномальні біопротези: потовщення / кальцифікація стулок, тромбоз, паннус.

^bНа цей параметр впливають ЧСС, податливість (комплаєнс) ЛП та ЛШ. Цей параметр не слід визначати за наявності тахікардії, АВ-блокади 1 ступеня або у ситуаціях, що викликають злиття хвиль Е та А або призводять до скорочення періоду діастолічного наповнення.

^bКритерії, пропоновані для цих параметрів є валідними для майже нормального або нормального ударного об'єму (50 – 90 мл) та ЧСС (50–80').

^cЦі параметри також є патологічними за наявності значущої регургітації на мітральному протезі.

^dЦей параметр також залежить від розміру ВТЛШ. При ФП $V_{TI_{PTMV}}$ та $V_{TI_{ВТЛШ}}$ мають визначатися у подібних кардіальних циклах.

^eНа ці параметри впливають потік та ЧСС.

^eЦі параметри не є валідними за наявності більш, ніж легкої супутньої АР або МР.

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

На протезі в мітральній позиції середній градієнт 6 мм Нг та вище може вказувати на патологічну обструкцію, наявність певних гемодинамічних станів (наприклад, ранній післяопераційний період, анемія, сепсис), тахікардію, НПП, регургітацію, технічні помилки вимірів або на локалізований центральний високошвидкісний потік на двостулкового механічному протезі [8, 15, 103, 123, 137]. Для подолання обмеження, що полягає у залежності градієнтів тиску від об'ємного кровотоку, рекомендований покроковий підхід, включаючи визначення ЕПО та DVI (Рис. 24). Після виключення можливих технічних помилок ЕПО слід порівняти з нормальними реферативними межами ЕПО для даного типу та

розміру імплантованого протезу. ЕПО нижче нормального реферативного значення, та особливо прогресивне зменшення ЕПО та DVI протягом динамічного спостереження, а також наявність аномальних рухів компонентів протезу (або підозра на них під час аномального потоку в КДК) в контексті $DVI > 2,2$ та $RHT \geq 130$ мс свідчить на користь обструкції КПС. $RHT < 130 - 200$ мс у пацієнта з високим градієнтом тиску на протезі не є ознакою патологічної обструкції протезу, а частіше є ознакою високого об'ємного кровотоку на протезі, особливо за наявності нормальної рухливості стулок або дисків. В цій ситуації можна отримати більш низькі швидкості шляхом ретельної точної орієнтації доплерівського курсору, щоб запобігти виведення цього центрального прискорення. Якщо ЕПО близька до реферативного значення, слід розрахувати індексне значення ЕПО (ЕПО/ППТ), використовуючи виміряну або проєктовану (нормальне реферативне значення) ЕПО. Якщо індекс ЕПО складає $\leq 1,2 \text{ см}^2/\text{м}^2$, можна думати про наявність НПП, яка, залежно від ступеня важкості, може частково або повністю бути відповідальною з високий градієнт на протезі. В цьому контексті важливо пам'ятати, що обидва феномени, як НПП, так і власно структурна дисфункція, можуть співіснувати. Слід пам'ятати, що НПП завжди спостерігається вже відразу після оперативного втручання, що підтверджується на всіх послідуєчих ЕхоКГ. Тому подальші зростання градієнтів тиску під час динамічного спостереження скоріше бувають наслідком власно структурної дисфункції. У випадках коли індекс ЕПО складає $> 1,2 \text{ см}^2/\text{м}^2$, якщо рухливість стулок вважається нормальною або невизначеною, а DVI складає $< 2,2$, слід підозрювати латентну (приховану) МР (через протез або параклапанну) або стан з високим об'ємним кровотоком.

Патологічна регургітація на КПС в мітральній позиції

Кольорове доплерівське картування

Визначення ступеня важкості МР на протезі стикається із значними труднощами. Об'єм регургітуючого потоку визначається розміром

регургітуючого отвору, силою градієнта тиску на отворі та тривалістю систоли [20].

Найчастіше для оцінки важкості МР на протезі у якості початкового дослідження використовується КДК. Загальне припущення полягає в тому, що якщо важкість МР зростає, розмір та довжина потоку регургітації в порожнині ЛА також повинні зростати [154]. Однак, взаємозв'язок між площею потоку та важкістю МР може бути дуже варіабельним. Тому такий підхід може бути джерелом багатьох помилок, та не є рекомендованим для оцінки важкості МР на протезі [21]. Втім, виявлення великого ексцентричного потоку із завихреннями, що стелиться по стінці та досягає задньої стінки ЛП, непрямо свідчить про значущу МР на протезі. І навпаки, маленькій тонкий потік, що не розповсюджується далі кільця протезу, скоріше свідчить на користь легкої МР [155]. Підчас КДК параклапанні протікання мають типовий вигляд потоку, що протікає з ЛШ в ЛП за межами кільця протезу з частою проекцією в ЛП в ексцентричному напрямку. Для напівкількісної оцінки параклапанної МР важлива ретельна візуалізація «шийки» потоку по короткій осі на рівні шовного кільця, з тим, щоб точно визначити периметр її розповсюдження, який можна виразити як відсоток від тотального периметру шовного кільця (<10% – легка; 10–29% – помірна; $\geq 30\%$ – важка) [156]. Гойдаючий рух протезу звичайно асоціюється з >40% протікання (зьяння), тобто з важкою регургітацією.

Vena contracta (VC) – це площа потоку в місці його виходу з регургітуючого отвору. Вона, таким чином, відбиває площу регургітуючого отвору (ПРО). Ширина VC корисна для диференціації легкої та важкої МР на протезі. Вимір проводять в парастернальній позиції по довгій осі або в апікальних позиціях, де вона візуалізується. VC <3 мм вказує на легку МР на протезі, в той час як ширина VC ≥ 7 мм говорить про важку МР [152]. Завдяки акустичним тіням від матеріалів протезу VC іноді важко оцінити. Вона не є валідованою при множинних регургітуючих потоках або при неправильному контурі площі регургітуючого отвору [15, 21].

Метод визначення PISA є можливим, особливо на біопротезах (Рис. 13). Візуалізація зони конвергенції потоку найчастіше досягається з апікальної 4-камерної позиції, хоча інші позиції теж можуть бути застосованими за умови паралельності променів напрямку потоку регургітації [154, 157]. Пробний об'єм КДК має бути оптимізованим шляхом зниження нульової лінії кольорової швидкісної шкали для зниження ліміту Найквіста до $\approx 15 - 40$ см/с. Радіус PISA вимірюється в середині систоли до межі першого накладення спектру (межі червоного та синього кольорів). ОР та ЕРО розраховуються за стандартними формулами кардіопаketу. Чисто якісно, наявність зони конвергенції потоку PISA при заводських налаштуваннях ліміту Найквіста за умовчанням $50 - 60$ см/с вже вказує на значущу МР. Ступені важкості МР за сучасною класифікацією підрозділяють її на легку, помірну та важку, із субпідрозділом помірної МР на «легку помірну» (ЕРО $0,2 - 0,29$ см² або ОР $30 - 45$ мл) та «помірно важку» (ЕРО $0,3 - 0,39$ см² або ОР $45 - 59$ мл). Відповідно, МР на протезі вважається важкою при ЕРО $\geq 0,4$ см² або ОР ≥ 60 мл. Метод PISA має певні переваги та обмеження, які обговорюються у відповідних рекомендаціях. Коротко, метод PISA базується на припущенні напівсферичної симетрії розподілів швидкостей проксимальніше циркулярного регургітуючого отвору, що буває не завжди у випадках ексцентричних, множинних потоків, або еліптоїдних регургітуючих отворів [21]. Крім того, акустичні тіні також можуть перешкоджати коректній візуалізації PISA в КДК.

Спектральні доплерівські параметри можуть використовуватися як додаткові або альтернативні ознаки, що доповнюють картину щодо важкості регургітації. За відсутності обструкції КПС в мітральній позиції при збільшенні важкості МР може спостерігатися збільшення швидкості раннього діастолічного наповнення ЛШ (піку Е). За відсутності мітрального стенозу швидкість піку Е $> 1,5$ м/с за даними ІХД свідчить на користь важкої МР на протезі. І навпаки, домінантна хвиля А (систола передсердя) майже виключає можливість важкої МР. Наявність ретроградного систолічного

поток (пробний об'єм ІХД встановлюється на глибину в легеневу вену) в одній або більше легеневих венах (ЛВ) – ще один специфічний параметр, що характеризує значущу МР (Рис. 13) [158]. Щільний доплерівський сигнал МР під час ПХД з повним «конвертом» також свідчить на користь більш важкої МР порівняно з блідим неповним ПХД сигналом. Розщиплений спектр з трикутним контуром та ранній пік швидкості (тупий пік) вказує на підвищений тиск в ЛП або на значний тиск хвилі регургітації в ЛП завдяки важкій МР. При ексцентричній МР може бути важко записати повний ПХД «конверт» потоку внаслідок його ексцентричності.

ОР можна також розрахувати шляхом віднімання УО в ВТЛШ (або в ПШ при більш, ніж легкій АР) від загального трансмітрального УО (або від тотального УО з ЛШ за даними 2D/3D-ЕхоКГ). Цей метод, втім, віднімає багато часу та асоціюється з первними недоліками. Загалом, ФР >50% вказує на важку МР на протезі.

Вплив МР на протезі на ЛШ, ЛП та тиск в малому колі кровообігу залежить від хронічності та важкості регургітації, а також від наявності передіснуючої кардіоміопатії. За відсутності інших причин дилатація ЛШ та ЛП є чутливими маркерами хронічної значущої МР, в той час як нормальні розміри лівих відділів серця майже повністю виключають важку хронічну МР. Якщо об'єми ЛШ не зменшуються після протезування МК або мають тенденцію до зростання після імплантації КПС з приводу мітрального стенозу, та особливо, якщо ЛШ є гіпердинамічним, серед інших причин слід також підозрювати та виключати гемодинамічно значуще протікання протезу. Навпаки, при гострій важкій МР дилатація ЛШ або ЛП може бути відсутня.

Зважаючи на те, що пряме виявлення МР на протезі під час ТТЕхоКГ не завжди є можливою, слід завжди виключати окультну (приховану) МР на протезі за наявності наступних ознак: 1) наявність конвергенції потоку на протезі в мітральній позиції з боку ЛШ в систолу; 2) наявність турбулентного потоку під час КДК в ЛП дистальніше артефакту акустичної тіні; 3) збільшена

швидкість трансмітрального піку E, а також зростання градієнтів тиску та/або DVI; 4) неуточненої причини, вперше виникла легенева гіпертензія, або її раптове нове погіршення на фоні дилатованого гіперкінетичного ЛШ. РНТ при МР на протезі частіше нормальний, якщо немає супутньої обструкції [150, 159]. ЧСЕхоКГ є однозначно рекомендованим при клінічній підозрі на приховану МР або при її ознаках за даними ТТЕхоКГ [135]

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка МР на протезі включає комплексний аналіз даних 2D/3D візуалізації КПС та ЛШ, а також доплерівської оцінки важкості регургітації (Таб. 16). Кількісна оцінка МР на протезі вимагає певних зусиль, окрім легкої або незначущої МР на протезі. Коли це можливо, рекомендовано визначення ширини vena contracta та розрахунок ЕРО, ОР та ФР. Додаткові параметри допомагають консолідувати впевненість у важкості МР, тому їх слід широко застосовувати, особливо у випадках дискордантності між результатами кількісної оцінки важкості МР та об'єктивною клінічною картиною. Ці параметри слід інтерпретувати відповідно до хронічності МР на протезі та даних про ремоделювання ЛШ. Якщо результати все ж лишаються суперечливими після виключення можливості технічних помилок, або при невизначених результатах ЕхоКГ дослідження, можна використовувати інші методи візуалізації в експертних центрах для більш детальної подальшої оцінки рухів, структури та функції протезу.

Таб. 16. Кількісна оцінка важкості регургітації на КПС в мітральній позиції.

	Легка	Помірна	Важка
Якісні			
Структура та рух протезу	Звичайно аномальні ^a	Звичайно аномальні ^a	Звичайно аномальні ^a
Ширина потоку МР в КДК ^b	Маленька	Проміжна	Великий центральный

			потік або ексцентричний потік, що стелиться, закручується та досягає верхньої стінки ЛП
Конвергенція потоку (PISA) ^в	Відсутня або маленька	Проміжна	Велика ^г
Сигнал потоку МР в ПХД	Блідий / Параболічний	Щільний / Параболічний	Щільний / Трикутний
Напівкількісні			
Потік в ЛВ	Переважає сistolічна хвиля	Притуплення сistolічної хвилі ^д	Реверсія сistolічної хвилі ^е
Трансмітральний притік	Варіабельний	Варіабельний	Пікова швидкість $\geq 1,9$ м/с; Середній градієнт ≥ 5 мм Hg
Допплерівський індекс швидкості (VTI _{PrMV} /VTI _{ВТЛШ})	<2,2	2,2 – 2,5	>2,5
Ширина VC (мм)	<3	3 – 5,9	≥ 6
Периферійна розповсюдженість параклапанної регургітації (%) ^е	<10%	10 – 29%	$\geq 30\%$

Кількісні^ж			
ЕРО (мм ²)	<20	20 – 39	≥40
ОР (мл) ³	<30	30 – 59	≥60
ФР (%)	<30	30 – 50	>50
+ розмір ЛШ та ЛП ^и та систолічний тиск в ЛА			
^а Аномальні механічні КПС: нерухомий оклюдер, протікання (зяння) або гойдаючий протез (параклапанна регургітація); аномальні біопротези: потовщення / кальцифікація стулок або пролапс, протікання (зяння) , або гойдаючий протез (параклапанна регургітація). ^б Параметр прийнятний при центральних потоках МР та є менш точним при ексцентричних потоках. ^в При ліміті Найквіста 50–70 см/с. ^г Радіус PISA <0,4 та ≥0,9 см для центральних потоків, відповідно, після зсуву нульової лінії шкали КДК нижче 40 см/с. ^д Якщо немає інших причин систолічного зниження швидкості (ФП, підвищення тиску в ЛП іншої етіології). ^е Реверсія систолічного потоку в ЛВ є специфічною, але не чутливою ознакою важкої МР. ^є Стосується тільки параклапанної регургітації. ^ж Ці кількісні параметри є менш доказово валідованими порівняно з МР на нативному МК. ^з Може бути визначений методом PISA або за розрахунком різниці між УО, виміряним на мітральному кільці та в ВТЛШ (якщо немає більш, ніж легкої АР). ^и Стосується хронічної, пізньої післяопераційної регургітації на КПС в мітральній позиції за відсутності інших етіологій або гострої МР.			

Протези трикуспідального клапану

Початкова оцінка та серійні спостереження

ЕхоКГ заключення повинно включати в себе документовані: 1) тип та розмір імплантованого протезу; 2) АТ пацієнта; 3) оцінку морфології та функції протезу; 4) градієнти тисків та швидкості потоків з розрахунком ЕПО та DVI; 5) ЧСС, при якій проводилася оцінка градієнтів тиску; 6) наявність та оцінку регургітації (локалізація та ступінь); 7) оцінку розмірів та функції ПШ; 8) розміри ПП; 9) розміри та респіраторні варіації діаметру нижньої порожнистої вени (НПВ) та 10) тиски в малому колі кровообігу (Таб. 4 та 10) [8, 15]. Розрахункова ЕПО має порівнюватися з нормальними референтними значеннями для даного типу протезу. За необхідності, слід оцінити тип та причину (покази) для інших методів візуалізації. Будь-які зміни характеристик КПС в трикуспідальній позиції мають бути документовані.

Візуалізація

Внаслідок переднього розташування КПС в трикуспідальній позиції, його візуалізація звичайно краща підчас ТТЕхоКГ, ніж підчас ЧСЕхоКГ [82]. Три головні зрізи підчас ТТЕхоКГ, що дозволяють візуалізацію протезу ТК – це парастернальна позиція по довгій осі приносного тракту ПШ, парастернальна по короткій осі на рівні АК та апікальна 4-камерна позиція, а також субкостальні зрізи. Всі зрізи, особливо апікальні, потребують множинних нахилів площин сканування (проміжні рухи датчиком) для отримання оптимальних зрізів ПШ та ТК. Приносний тракт ПШ та субкостальні позиції дуже корисні для оцінки потоків через протез ТК в КДК, тому що тут порівняно з апікальною позицією менше заважають акустичні тіні [15, 21]. Підчас ЧСЕхоКГ стандартні зрізи для оцінки протезів ТК включають середньо-стравохідні 4-камерні та модифіковані бікавальні, середньостравохідні зрізи притоку-відтоку та трансгастральний доступ притоку та відтоку ПШ.

Морфологія та функція клапану

Візуалізація може ідентифікувати етіологію дисфункції КПС, включаючи обструкцію або регургітацію внаслідок дегенерації біопротезу

(потовщення, кальцифікація або аномальна рухомість), гойдаючий рух шовного кільця або аномальних рух оклюдера механічного протезу.

Набута обструкція КПС в трикуспідальній позиції

Допплерівська оцінка

Допплерографія (ПХД та ІХД) КПС в трикуспідальній позиції проводиться з декількох доступів. Різні положення датчика, включаючи проміжні позиції, використовуються для коректного вирівнювання ультразвукового променя максимально паралельно напрямку потоку. Визначення важкості стенозу протезів ТК валідоване на обмеженій кількості пацієнтів. Трикуспідальний антероградний діастолічний ранній потік (швидкість піку Е) в більшості нормально функціонуючих КПС в трикуспідальній позиції складає $<1,9 - 2,0$ м/с [160, 161]. Нормальний середній градієнт тиску на трикуспідальному протезі частіше складає $<6 - 9$ мм Нг залежно від типу протезу. Збільшення ступенів обструкції асоціюється із зростанням швидкостей та градієнтів. Втім, на швидкості впливають дихання, ЧСС, комплаєнс камер серця та тиски в них, та наявність будь-якої обструкції. Для мінімізації дихальних варіацій швидкостей потоків рекомендовано розраховувати середнє арифметичне даних з мінімум 5 серцевих циклів (в кінці видиху або підчас неглибокого дихання), незалежно від того, у пацієнта синусовий ритм або фібриляція передсердь. За відсутності тахікардії або значущої ТР швидкість раннього діастолічного піку Е на протезі ТК $\geq 1.9-2$ м/с та середній градієнт тиску на протезі ТК $\geq 6 - 9$ мм Нг свідчать на користь можливої обструкції протезу в трикуспідальній позиції [162 – 164].

Короткий РНТ частіше відповідає нормальній функції протезу ТК, в той час як значно подовжений РНТ на повторних ЕхоКГ говорить про можливий його стеноз. Оскільки на цей параметр впливають ЧСС та податливість стінок правих відділів серця, оцінювати РНТ треба з обережністю [162, 163].

ЕПО та DVI ($VTI_{PrV}/VTI_{BTLш}$) є параметрами, що менше залежать від об'ємного кровотоку. DVI може використовуватися для диференціації

стенозу від регургітації, оскільки в обох випадках зростає градієнт тиску на протезі. $DVI \geq 3,2$ для біопротезів або ≥ 2 для механічного двостулкового протезу в трикуспідальній позиції за відсутності значущої АР або ЛР говорять про трикуспідальний стеноз протезу [82, 164]. ЕПО за даними РНТ на протезах ТК для оцінки обструкції не рекомендована. ЕПО має розраховуватися за РБП ($УО/VTI_{PRV}$), але теж не валідна у випадку більш, ніж легкої АР або ЛР. Слід відмітити, що реферативної нижньої межі норми ЕПО в трикуспідальній позиції не валідовано.

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка обструкції протезів ТК включає комплексну оцінку даних 2D/3D візуалізації ТК та доплерівських вимірів важкості стенозу (Рис. 25). Інші методи візуалізації за показаннями можуть використовуватися для альтернативної оцінки рухів, структури та функції протезів. Інтерпретація даних повинна проводитися з урахуванням дати імплантації протезу, характеристик протезу та стану гемодинаміки.

В Таб. 17 перелічені параметри, що використовуються для оцінки КПС в трикуспідальній позиції підчас візуалізації. Чим більше параметрів виходять за межі норми, тим більше ймовірність можливої дисфункції КПС.

Диференційна діагностика станів з високими градієнтами

На протезах в трикуспідальній позиції середній градієнт потоку >6 мм може вказувати на патологічну обструкцію, або на наявність серйозних гемодинамічних розладів (наприклад, післяопераційний період, анемія, сепсис), тахікардію, НПП, регургітацію, технічні помилки вимірів або локалізований високошвидкісний центральний потік (тільки для двостулкових механічних протезів) [123, 125]. При нормальній рухливості стулок/дисків, нормальному або дещо пролонгованому РНТ та нормальному DVI слід підозрювати НПП, локалізований високий градієнт на двостулковому механічному протезі (слід повторно доплерографічно оцінити потік без запису швидкостей центрального потоку), регургітацію на протезі або стан з високим об'ємним кровотоком. І навпаки, наявність

аномальної рухливості КПС в контексті високого DVI, пролонгованого РНТ, та прогресивно зростаючого середнього градієнту на протезі протягом динамічного спостереження свідчить на користь патологічної обструкції протезу.

Таб. 17. Кількісна оцінка обструкції КПС в трикуспідальній позиції.

	Норма	Можлива обструкція ^a
Якісні		
Структура та рух протезу	Нормальні	Часто аномальні ^б
Напівкількісні		
РНТ (мс) ^б	<130	≥130
Допплерівський індекс швидкості	<2	≥2
Кількісні		
Потік-залежні		
Пікова швидкість (м/с) / піковий градієнт ^в	<1,9	≥1,9
Середній градієнт (мм Нг) ^в	<6	≥6
^a Внаслідок респіраторних варіації рекомендується визначати на затримці дихання, або розраховувати середнє значення з 3 – 5 синусових циклів. ^б Потовщення та іммобілізація стулок. ^в Може також підвищуватися при клапанній регургітації.		

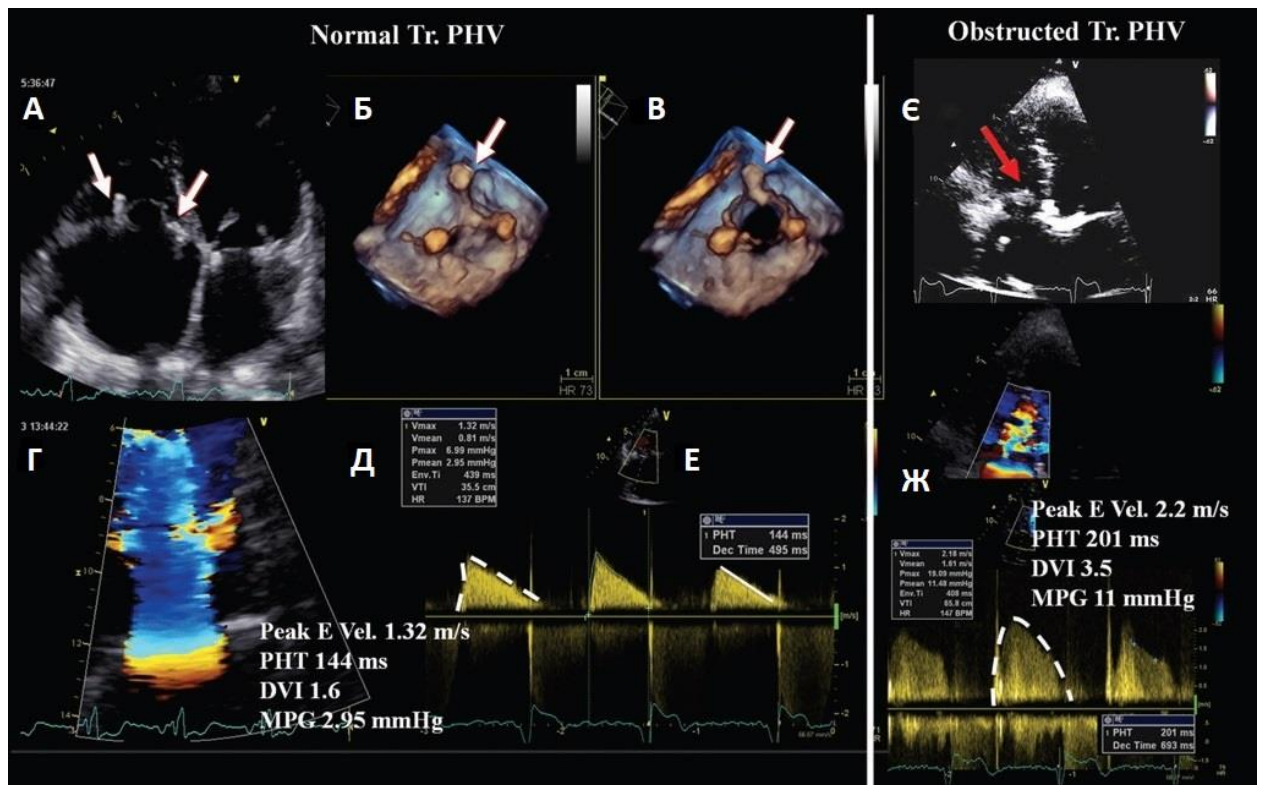


Рис. 25. ЕхоКГ оцінка біопротезу в трикуспідальній позиції. Нормально функціонуючий протез представлений на зображеннях А – Е. Зображення Є та Ж демонструють дисфункцію протезу з ознаками важкого стенозу. Білі стрілки на А – В вказують на стійки рамки протезу підчас 2D ТТЕхоКГ (А) та 3D ЧСЕхоКГ (Б – закриті положення; В – відкриті положення).

Гемодинамічні параметри [пікова рання діастолічна швидкість, час напівзниження тиску (РНТ), доплерівський індекс швидкості (DVI), та середній градієнт тиску (MPG)] нормальні (Д та Е). Патологічне підвищення ехогенності біопротезу (червона стрілка, Є) свідчить на користь дисфункції протезу, що підтверджується доплерівськими ознаками дисфункції (Ж) [1].

Патологічна регургітація на КПС в трикуспідальній позиції

Кольорове доплерівське картування

Оцінка ступеня важкості ТР на протезі в принципі дуже подібно до оцінки в мітральній позиції. Однак, у зв'язку з тим, що стандарти визначення ступеня важкості ТР є набагато менш надійними порівняно з МР, алгоритми визначення важкості ТР за даними візуалізації потоку в КДК є набагато менш розробленими. КДК є корисним для скринінгу на предмет наявності ТР як такої. Загальним припущенням є, що чим більший за розмірами потік в КДК,

та чим глибше він розповсюджується в порожнині ПП, тим важча ТР. Але як і у випадку з МР цей метод є джерелом багатьох похибок та помилок, а його застосування обмежується декількома технічними та гемодинамічними факторами [164, 165]. Тому КДК не є рекомендованим для оцінки ступенів важкості ТР на протезі. Втім, виявлення великого, в тому числі ексцентричного, потоку ТР, що стелиться по стінці та досягає задньої стінки ПП, непрямо свідчить про значущу ТР на протезі [15, 21]. І навпаки маленькі тонкі центральні потоки звичайно вказують на легку ТР. Слід відмітити, що на нормально функціонуючих біопротезах може бути легка ТР вже в ранньому післяопераційному періоді.

Ширина VC типово візуалізується в апікальній 4-камерній позиції з використанням тих самих налаштувань, що й для оцінки МР. Рекомендовано розрахунок середнього арифметичного двох-трьох послідовних циклів. $VC \geq 7$ мм скоріше про важку ТР, в той час як діаметр < 6 може говорити про легку або помірну ТР [166]. Внаслідок акустичних тіней від матеріалів протезу ширину VC іноді буває важко оцінити. Цей показник не відображує важкості у випадку множинних потоків або при неправильній формі регургітуючого отвору.

Хоча оцінка за PISA і дає змогу отримати кількісну оцінку ТР на протезі, цей метод до сьогодні не є валідованим в умовах КПС в трикуспідальній позиції. Втім, за відсутності спотворення зони конвергенції потоку метод PISA може використовуватися для оцінки важкої ТР на протезі [15, 21].

Спектральні доплерівські параметри можуть використовуватися як допоміжні або альтернативні дані для додаткового підтвердження або виключення важкості регургітації. Подібно до МР, важкість ТР на протезі впливає на ранню діастолічну транстрикуспідальну швидкість (пік E). За відсутності трикуспідального стенозу підвищення швидкості піку E (1,9 – 2,1 м/с або вище) є хоча й неспецифічною, але звичайною знахідкою при важкій ТР. Наявність голосистолічного реверсивного потоку за даними ІХД в печінкових венах (ПВ) є іншим специфічним параметром, типовим для

значущої ТР [165, 167]. Щільний сигнал потоку ТР з повним «конвертом» за даними ПХД також свідчить на користь більш важкої ТР порівняно з нещільним блідим неповним доплерівським спектром. Розщиплений спектр з трикутним контуром та ранній пік швидкості (тупий пік) вказує на підвищений тиск в ПП або на значний тиск хвилі регургітації в ПП завдяки важкій ТР. При ексцентричній ТР може бути важко записати повний ПХД «конверт» потоку внаслідок його ексцентричності.

Кількісна оцінка ступеня важкості ТР на протезі за даними ІХД не є валідованою.

Вплив КПС в трикуспідальній позиції на праві відділи серця залежить від хронічності та важкості регургітації, а також від передіснуючих станів. За відсутністю інших причин, збільшення ПШ та ПП (з діастолічним сплюсненням міжшлуночкової перегородки (МШП)) та дилатація НПВ з мінімальними респіраторними коливаннями є чутливими ознаками хронічної значущої ТР, в той час як нормальний розмір правих відділів практично повністю виключає важку хронічну ТР. За відсутності цих знахідок наявність значної ТР мусить бути під великим питанням.

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка ТР на протезі поєднує комплексну оцінку всіх можливих даних 2D/3D ЕхоКГ візуалізації КПС, правих відділів серця, руху МШП та НПВ, а також доплерівської оцінки ступеня важкості регургітації (Таб. 18). Консенсус експертів віддає перевагу класифікації ступеней ТР в першу чергу за даними ширини VС, окрім випадків легкої або тривіальної ТР. Додаткові параметри служать для консолідації переконань щодо ступеня важкості ТР. Їх слід інтерпретувати з точки зору хронічності ТР на протезі та ознак ремоделювання ПШ. У випадку дискордантних або неінформативних результатів ЕхоКГ експертні центри можуть використовувати інші методи візуалізації для оцінки рухливості, структури та функції протезів.

Таб. 18. Кількісна оцінка важкості регургітації на КПС в трикуспідальній позиції.

	Легка	Помірна	Важка
Якісні			
Структура та рух протезу	Звичайно нормальні	Звичайно аномальні ^a	Звичайно аномальні ^a
Ширина потоку ТР в КДК ^b	Маленька	Проміжна	Дуже великий центральний потік або ексцентричний тік, що б'є в стінку ПП
Конвергенція потоку (PISA) ^b	Відсутня або маленька	Проміжна	Велика ^г
Сигнал потоку ТР в ПХД	Блідий / Параболічний	Щільний / Параболічний	Щільний / Ранній пік
Напівкількісні			
Потік в печінкових венах (ПВ)	Переважає систолічна хвиля	Притуплення систолічної хвилі ^d	Реверсія систолічної хвилі ^e
Діастолічний притік на ТК	Варіабельний	Варіабельний	Підвищений градієнт тиску
Ширина VC (мм)	НД	<7	>7
Quantitative			
ЕРО (мм ²)	НД	НД	НД
ОР (мл)	НД	НД	НД
ФР (%)	НД	НД	НД
+ Розміри ПШ, ПП, НПВ ^e			
НД – немає даних.			

^аПротікання (заяння) (параклапанна регургітація), потовщення / кальцифікація стулок (параклапанна регургітація); аномальні біопротези: потовщення / кальцифікація стулок.

^бПараметри, що більш придатні для оцінки центральних токів, та менш точні при ексцентричних потоках.

^вПри ліміті Найквіста 50–70 см/с.

^гПісля зсуву ліміта Найквіста шкали КДК до 28 – 30 см/с.

^дЯкщо немає інших причин систолічного зниження швидкості (ФП, підвищення тиску в ПП іншої етіології).

^еПотік в ПВ з реверсією систолічної хвилі є специфічною, але нечутливою ознакою важкої ТР.

^єСтосується хронічної, пізньої післяопераційної регургітації на КПС в трикуспідальній позиції.

Протези клапану легеневої артерії

Початкова оцінка та серійні спостереження

ЕхоКГ заключення повинно документувати наступні дані: 1) тип та розмір протезу; 2) морфологію та функцію клапану; 3) градієнти тиску та швидкості кровотоку на протезі; 4) наявність регургітації (локалізація, ступінь важкості); 5) розміри та функцію ПШ; 6) тиски в малому колі кровообігу; 7) розміри легеневої артерії (ЛА) (Таб. 4 та 10) [8, 15]. За необхідності можна вказувати тип та покази для проведення інших методів візуалізації. Будь-які зміни характеристик КПС в позиції ЛА мають бути задокументовані.

Візуалізація

Оскільки клапан ЛА (КЛА) має розташування спереду та зверху, його часто досить важко повністю візуалізувати як підчас ТТЕхоКГ, так і ЧСЕхоКГ [21]. Підчас ТТЕхоКГ КЛА візуалізується з парастернальної позиції по короткій осі на рівні АК, з позиції ВТПШ та в субкостальній позиції. Нахил датчика дещо краніальніше надає більш чітке зображення як

КЛА, так і проксимального сегменту ЛА. Підчас ЧСЕхоКГ КЛА візуалізується з верхньо-стравохідного положення датчика на $50 - 90^\circ$ близько рівня короткої осі АК (звичайно знаходиться на $\approx 30^\circ$). Легкий рух датчика наверх вище рівня АК на $50 - 90^\circ$ може забезпечити візуалізацію КЛА, стовбура ЛА та його біфуркації. Також КЛА можна візуалізувати з глибокого трансгастрального положення датчика на зрізі на 120° . КДК використовується для виявлення будь-яких прискорених потоків або регургітації. 3D ЧСЕхоКГ дозволяє точну оцінку біопротезів в позиції КЛА, їх структури та функції, а також підвищує точність та забезпечує моніторинг перкутанної вальвулопластики [168].

Морфологія та функція клапану

Дисфункція КПС в позиції КЛА, стеноз та/або регургітація, загалом асоційовані з порушеннями морфології протезу (кальцифікації, пануси, тромбози) та/або його рухливості (гойдання шовного кільця, аномальний рух оклюдера).

Набута обструкція КПС в легеневій позиції

Допплерівська оцінка

Швидкості на протезі КЛА вимірюються за даними ПХД та ІХД. Треба записати декілька циклів для визначення невеликих варіацій швидкостей протягом дихального циклу. Форма «воронки» ВТПШ та потенційний супутній стеноз гілок ЛА обмежують точність РБП для розрахунку ЕПО. Сьогодні переважно широко використовуються легеневі кондуїти, тому важливо знати типи дегенерації, притаманні цим пристроям (крайові стенози), що можуть викликати підвищення градієнтів тиску [15, 23].

На сьогодні доказові дані щодо визначення обструкцій КПС в легеневій позиції дуже обмежені. Допплерівські знахідки, що піднімають підозри щодо стенозу протезів КЛА включають: звуження антероградного потоку в КДК, пікова трансклапанна пікова швидкість $>3,2$ м/с для біопротезів (піковий градієнт ≥ 36 , середній градієнт ≥ 20 мм Нг) або $>2,5$ м/с для гомологічних протезів (піковий градієнт ≥ 25 , середній градієнт ≥ 15 мм Нг), прогресуюче

зростання швидкостей на серійних обстеженнях, підвищений систолічний тиск в ПШ та нові виявленні порушення функції ПШ (Рис. 26). Коли співіснує стеноз гілок ЛА краще може бути використовувати ІХД, а не ПХД для визначення градієнта на протезі (за умов, що не виникає еліейзингу) [169, 170].

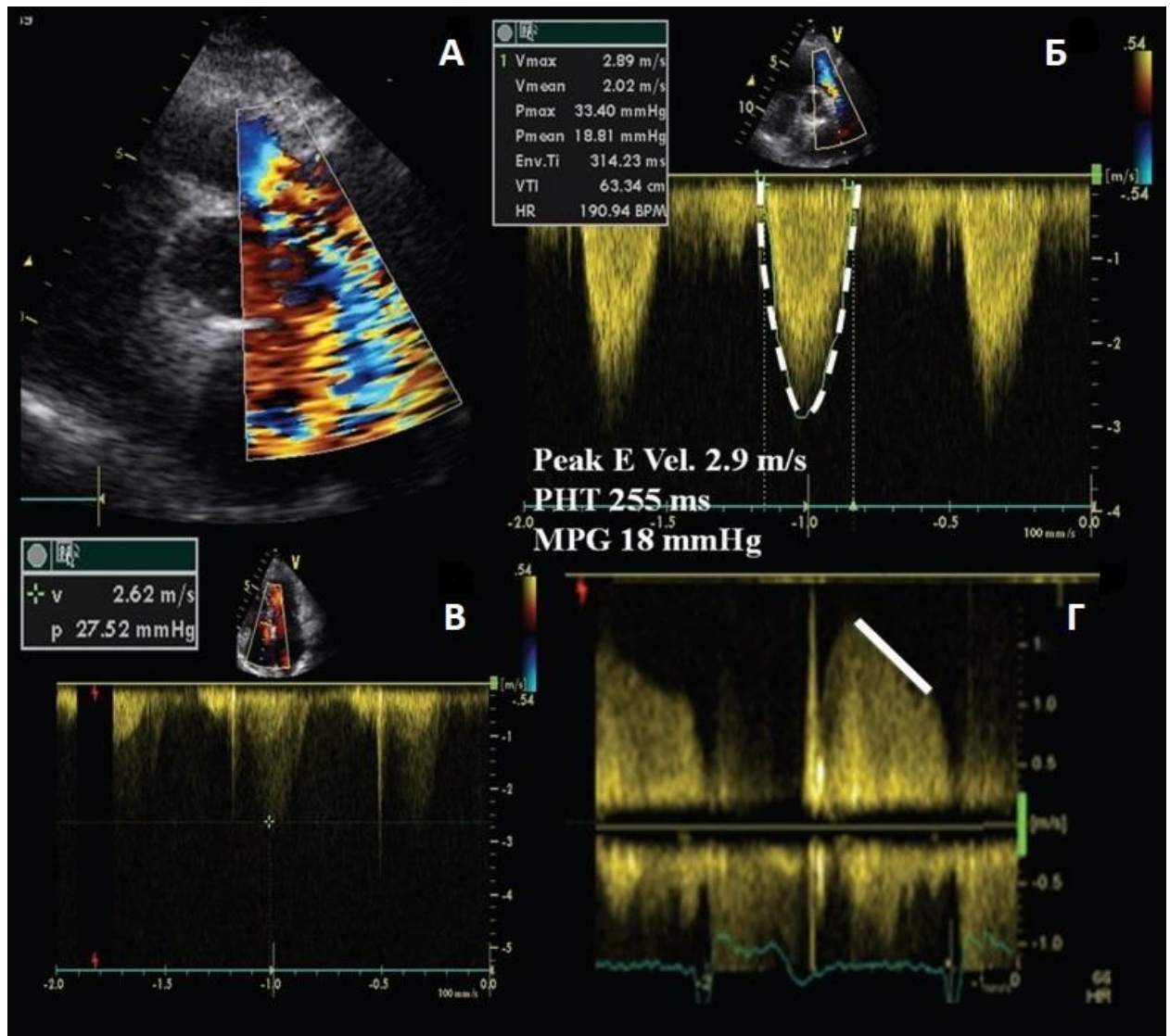


Рис. 26. Дегенерація біопротезу в позиції КЛА. Високошвидкісний турбулентний потік пов'язаний як з наявністю стенозу, так і зі значною регургітацією на протезі (А). Швидкість антероградного потоку та середній градієнт тиску (MPG) підвищені (Б). Інтенсивний сигнал спектру ПХД з коротким РНТ пов'язані з наявністю супутньої регургітації через просвіт протезу (Г). Зображення В демонструє визначення систолічного градієнту ТР [1].

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка обструкції КПС в легеневій позиції об'єднує дані 2D/3D візуалізації КЛА, а також доплерівську оцінку ступеня стенозу. Інші методи візуалізації за показаннями можуть бути використані для альтернативної оцінки структури, рухів та функції клапанних протезів. В Таб. 19 наведені рекомендовані параметри візуалізації, що застосовуються для оцінки функції КПС.

Таб. 19. Кількісна оцінка обструкції КПС в позиції КЛА.

	Норма	Можлива обструкція
Якісні		
Структура та рух протезу	Нормальні	Часто аномальні ^a
Потік в КДК	Нормальний	Звуження антеградної кольорової карти
Напівкількісні		
РНТ (мс)	<230	≥230
Кількісні		
Потік-залежні		
Пікова швидкість (м/с) / Піковий градієнт ^{б,в}	<3,2 (41) (біопротез) <2,5 (25) (гомографт)	≥3,2 (41) (біопротез) ≥2,5 (25) (гомографт)
Середній градієнт (мм Hg)	<20 (біопротез) <15 (гомографт)	≥20 (біопротез) ≥15 (гомографт)
^a Потовщення та обмеження рухливості стулок.		
^б Критерій є валідним для майже нормального або нормального УО (50 – 90 мл) та об'ємного кровотоку (200 – 300 мл/с).		
^в Зростання пікової швидкості та градієнту в серійних дослідженнях є більш		

надійним параметром.

Патологічна регургітація на КПС в легеневій позиції

Кольорове доплерівське картування

Існує дуже мала кількість доказових даних відносно візуалізаційної оцінки клапанних протезів в позиції ЛА та регургітації на них. Виявлення легеневої регургітації (ЛР) на протезі – майже ексклюзивна прерогатива КДК. ЛР діагностується за даними документованого діастолічного потоку в ВТПШ в напрямку порожнини ПШ. Значуща ЛР на протезі відрізняється від легкої ЛР довшою тривалістю потоку (голодіастолічний потік) та більш широким потоком регургітації на рівні КЛА [171]. Втім, при важкій ЛР, коли вирівнювання діастолічного тиску в ЛА та в ПШ трапляється раніше в діастолі, потік ЛР в КДК може укорочуватися та буде нечітким (залежність від ведучого тиску) [172].

Оцінка ЛР на протезі звичайно проводиться за визначенням діаметру потоку ЛР в своєму самому початку (VC) [173 – 175]. Максимальний діаметр (ширина) кольорового потоку визначається в діастолу безпосередньо за КЛА (на з'єднанні ВТПШ та кільця ЛА) в парастернальній позиції по короткій осі або з субкостальної позиції. Хоча ці виміри страждають від високої варіабельності за даними різних операторів, доведено, що ширина потоку, що займає >50 – 60% діаметру ВТПШ свідчить про важку ЛР.

Виявлення зворотного потоку в ЛА та її гілках підчас КДК є специфічною ознакою щонайменше помірної, частіше важкої ЛР [15, 21]. Хоча ширина VC ймовірно є більш акуратною методикою, ніж ширина потоку в КДК, їй не вистачає доказової бази. У деяких пацієнтів буває можливо визначити зону конвергенції потоку PISA. Але досліджень, які б досліджували точність цієї методики для визначення ступеня важкості ЛР, не існує.

Укорочений РНТ (<100 мс) (синусоїдна форма спектру ПХД внаслідок швидкого сповільнення та припинення потоку в середині або в кінці

діастоли) та щільний ПХД спектр ЛР не є специфічними, але є досить чутливими ознаками важкої ЛР на протезі [176, 177]. РНТ залежить не тільки від важкості ЛР, але й від діастолічних внутрішньогеневих тисків, та від діастолічних властивостей ПШ (РНТ також вкорочується при рестриктивній фізіології ПШ).

Теоретично оцінка антероградного та ретроградного потоків на кільці КЛА в ІХД та в ЛА можуть бути використані для розрахунку ОР та ФР. При цьому діаметр кільця КЛА слід вимірювати дуже ретельно безпосередньо підчас раннього скорочення (2 – 3 кадри після хвилі R ЕКГ) та під КЛА. Однак, ця методика є джерелом помилок вимірів, та на сьогодні не є рекомендованою. ФР <30% говорить про легку ЛА, а ФР >50% свідчить на користь важкої ЛР [175].

Дилатація ПШ із сплюсненням МШП в діастолу та результируючий парадоксальний рух МШП свідчать на користь важкої ЛР, однак не є її специфічними ознаками. Тим не менш, їх відсутність свідчить на користь більш легкого ступеня ЛР або про гостре її виникнення. Слід відмітити, що дилатація ПШ може спостерігатися при цих станах (не специфічно), а може й бути відсутньою при гострій важкій ЛР.

Інтегральна оцінка

ЕхоКГ оцінка регургітації на протезі в легеневій позиції включає поєднані дані 2D/3D візуалізації КЛА та ПШ, а також доплерівську оцінку важкості регургітації (Таб. 20). Для оцінки регургітацію мають бути використані всі доступні методи візуалізації. У випадку суперечливих/неінформативних результатів в експертних центрах може бути використана МРТ серця.

Таб. 20. Кількісна оцінка важкості регургітації на КПС в позиції КЛА.

	Легка	Помірна	Важка
Якісні			
Структура та рух	Звичайно	Звичайно	Звичайно

протезу	нормальні	аномальні ^а	аномальні ^а
Ширина потоку ЛР в КДК ^{б,в}	Маленька	Проміжна	Велика (>50-65% діаметру ВТПШ)
Сигнал потоку ЛР в ПХД	Неповний або блідий	Щільний	Щільний
Швидкість сповільнення потоку в ПХД	Повільне	Варіабельне	Швидке, круте сповільнення з раннім припиненням діастолічного потоку ^г
Зворотній діастолічний потік в ЛА	Немає	Наявний	Наявний
Співвідношення легеневого до системного кровотоку в ІХД	Незначно підвищене	Проміжне	Значно підвищене
Напівкількісні			
РНТ (мс) ^д	ND	ND	<100
Кількісні	ND	ND	ND
+ Розмір ПШ ^е			
^а Аномальні механічні протези: нерухомий оклюдер, протікання або гойдаючий протез (параклапанна регургітація); аномальний біопротез: потовщення / кальцифікація стулок або пролапс, або гойдаючий протез (параклапанна регургітація). ^б Параметр більш підходить для центральних потоків та є менш точним при ексцентричних токах. ^в При ліміті Найквіста 50 – 60 см/с; параметр підходить для центральних, та			

не підходить для ексцентричних потоків.

†Круте сповільнення не є специфічним для важкої ЛР.

‡РНТ скорочується із зростанням діастолічного тиску в ПШ.

°Стосується хронічної ЛР, якщо немає інших причин для дилатації ПШ, включаючи резидуальну післяопераційну дилатацію.

Література

1. 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. European Heart Journal – Cardiovascular Imaging 2016; doi:10.1093/ehjci/jew025
2. Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. Lancet 2006;368: 1005–11.
3. Dunning J, Gao H, Chambers J, Moat N, Murphy G, Pagano D et al. Aortic valve surgery: marked increases in volume та significant decreases in mechanical valve use—an analysis of 41227 patients over 5 years from the Society for Cardiothoracic Surgery in Great Britain та Ireland National database. J Thorac Cardiovasc Surg 2011;142:776–82.
4. Go AS, Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, Blaha MJ et al. Executive summary: heart disease та stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. Circulation 2014;129:399–410.
5. Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F, Antunes MJ, Baron-Esquivias G, Baumgartner H et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Eur Heart J 2012;33:2451–96.
6. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Guyton RA et al. AHA/ACC Guideline for the management of patients with valvular heart disease. J Am Coll Cardiol 2014;63:2438–88.

7. Jamieson WR. Update on technologies for cardiac valvular replacement, transcatheter innovations, and reconstructive surgery. *Surg Technol Int* 2010;20: 255–81.
8. Pibarot P, Dumesnil JG. Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management. *Circulation* 2009;119:1034–48.
9. Nappi F, Spadaccio C, Chello M, Acar C. The Ross procedure: underuse and undercomprehension? *J Thorac Cardiovasc Surg* 2015;149:1463–4.
10. Phan K, Tsai Y-C, Niranjana N, Bouchard D, Carrel TP, Dapunt OE et al. Sutureless aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis. *Ann Cardiothorac Surg* 2015;4:100–11.
11. Kodali SK, Williams MR, Smith CR, Svensson LG, Webb JG, Makkar RR et al. Two year outcomes after transcatheter aortic surgical aortic-valve replacement. *N Engl J Med* 2012;366:1686–95.
12. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Gonçalves A, Hahn RT et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. *Eur Heart J* 2011;32:2189–214.
13. Christakis GT, Butth KJ, Goldman BS, Fremes SE, Rao V, Cohan G et al. Inaccurate and misleading valve sizing: a proposed standard for valve size nomenclature. *Ann Thorac Surg* 1998;66:1198–203.
14. Chambers JB, Oo L, Narracott A, Lawford PM, Blauth CI. Manufacturer's labelled size in six bileaflet mechanical aortic valves: a comparison of orifice size and biological equivalence. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003; 125:1388–93.
15. Zoghbi WA, Chambers JB, Dumesnil JG, Foster E, Gottdiener JS, Grayburn PA et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and Doppler ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:975–1014.

16. Flaschkampf FA, Wouters PF, Edvardsen T, Evangelista A, Habib G, Hoffman P et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: EACVI update 2014. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15:353–65.
17. Lancellotti P, Price S, Edvardsen T, Cosyns B, Neskovic AN, Dulgheru R et al. The use of echocardiography in acute cardiovascular care: recommendations of the European Association of Cardiovascular Imaging and the Acute Cardiovascular Care Association. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015;16:119–46.
18. Habib G, Lancellotti P, Antunes MJ, Bongiorni MG, Casalta JP, Del Zotti F et al. ESC 2015 guidelines on management of infective endocarditis. *Eur Heart J* 2015;36: 3075–128.
19. Muratori M, Montorsi P, Teruzzi G, Celeste F, Doria E, Alamanni F et al. Feasibility and diagnostic accuracy of quantitative assessment of mechanical prostheses leaflet motion by transthoracic and transesophageal echocardiography in suspected prosthetic valve dysfunction. *Am J Cardiol* 2006;97:94–100.
20. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:1–25.
21. Lancellotti P, Tribouilloy C, Hagendorff A, Popescu BA, Edvardsen T, Pierard LA et al. Recommendations for the echocardiographic assessment of native valvular regurgitation: an executive summary from the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:611–44.
22. Cosyns B, Garbi M, Separovic J, Pasquet A, Lancellotti P, Education Committee of the European Association of Cardiovascular Imaging Association (EACVI). Update of the Echocardiography Core Syllabus of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI). *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:837–9.

23. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. *Eur Heart J Cardiovasc Imag* 2012;13:1–46.
24. Sugeng L, Sherman SK, Weinert L, Shook D, Raman J, Jeevanandam V et al. Realtime three-dimensional transesophageal echocardiography in valve disease: comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:1347–54.
25. Ansingkar K, Nanda NC, Aaluri SR, Mukhtar O, Puri VK, Kirklin JT et al. Transesophageal three-dimensional color Doppler echocardiographic assessment of valvular and paravalvular mitral prosthetic regurgitation. *Echocardiography* 2000; 17:579–83.
26. Anwar AM, Nosir YF, Alasnag M, Chamsi-Pasha H. Real time three-dimensional transesophageal echocardiography: a novel approach for the assessment of prosthetic heart valves. *Echocardiography* 2014;31:188–96.
27. Tsang W, Weinert L, Kronzon I, Lang RM. Three-dimensional echocardiography in the assessment of prosthetic valves. *Rev Esp Cardiol* 2011;64:1–7.
28. Singh P, Manda J, Hsiung MC, Mehta A, Kesanolla SK, Nanda NC et al. Live/real time three-dimensional transesophageal echocardiographic evaluation of mitral and aortic valve prosthetic paravalvular regurgitation. *Echocardiography* 2009;26: 980–7.
29. Kronzon I, Sugeng L, Perk G, Hirsh D, Weinert L, Garcia Fernandez MA et al. Realtime 3-dimensional transesophageal echocardiography in the evaluation of postoperative mitral annuloplasty ring and prosthetic valve dehiscence. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:1543–7.
30. Mukhtari O, Horton CJ Jr, Nanda NC, Aaluri SR, Pacifico A. Transesophageal color Doppler three-dimensional echocardiographic detection of prosthetic aortic valve dehiscence: correlation with surgical findings. *Echocardiography* 2001;18: 393–7.

31. Faletra FF, Moschovitis G, Auricchio A. Visualisation of thrombus formation on prosthetic valve by real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography. *Heart* 2009;95:482.
32. Goldstein SA, Taylaço AJ, Wang Z, Weigold WG. Prosthetic mitral valve thrombosis: cardiac CT, 3-dimensional transesophageal echocardiogram, ta pathology correlation. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2010;4:221–3.
33. Ozkan M, Gu" rsoy OM, Astarciog" lu MA, Gu" ndu" z S, Cakal B, Karakoyun S et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in the assessment of mechanical prosthetic mitral valve ring thrombosis. *Am J Cardiol* 2013; 112:977–83.
34. Gu" rsoy OM, Karakoyun S, Kalc, ıkM,O" zkan M. The incremental value of RT threedimensional TEE in the evaluation of prosthetic mitral valve ring thrombosis complicated with thromboembolism. *Echocardiography* 2013;30:198–201.
35. De Cicco G, Lorusso R, Colli A, Nicolini F, Fragnito C, Grimaldi T et al. Aortic valve periprosthetic leakage: anatomic observations ta surgical results. *Ann Thorac Surg* 2005;79:1480–5.
36. Pibarot P, Dumesnil JG, Jobin J, Lemieux M, Honos G, Durand LG. Usefulness of the indexed effective orifice area at rest in predicting an increase in gradient during maximum exercise in patients with a bioprosthesis in the aortic valve position. *Am J Cardiol* 1999;83:542–6.
37. Garbi M, Chambers J, Vannan MA, Lancellotti P. Valve stress echocardiography: a practical guide for referral, procedure, reporting, ta clinical implementation of results from the HAVEC group. *JACC Cardiovasc Imaging* 2015;8:724–36.
38. Lancellotti P, Pellika P, Budts W, Chaudhry F, Donal E, Dulgheru R et al. Recommendations for the clinical use of stress echocardiography in non-ischemic heart disease: Joint Document of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) ta the American Society of Echocardiography (ASE). *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2016; in press.

39. Cianciulli T, Lax J, Beck M, Cerruti F, Gigena G, Saccheri M et al. Cinefluoroscopic assessment of mechanical disc prostheses: its value as a complementary method to echocardiography. *J Heart Valve Dis* 2005;14:664–73.
40. Montorsi P, Cavoretto D, Repossini A, Bartorelli A, Guazzi M. Valve design characteristics and cine-fluoroscopic appearance of five currently available bileaflet prosthetic heart valves. *Am J Cardiac Imaging* 1996;10:29–41.
41. Montorsi P, Cavoretto D, Parolari A, Muratori M, Alimento M, Pepi M. Diagnosing prosthetic mitral valve thrombosis and the effect of the type of prosthesis. *Am J Cardiol* 2002;90:73–6.
42. Muratori M, Montorsi P, Maffessanti F, Teruzzi G, Zoghbi WA, Gripari P et al. Dysfunction of bileaflet aortic prosthesis: accuracy of echocardiography versus fluoroscopy. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013;6:196–205.
43. Habets J, Symersky P, van Herwerden LA, de Mol B, Spijkerboer AM, Mali WT et al. Prosthetic heart valve assessment with multidetector-row CT: imaging characteristics of 91 valves in 83 patients. *Eur Radiol* 2011;21:1390–6.
44. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rottgen R, Schulz-Menger J. Complementary assessment of aortic bioprosthetic dysfunction using cardiac magnetic resonance imaging and computed tomography. *J Heart Valve Dis* 2012;21:20–2.
45. Manghat NE, Rachapalli V, Van LR, Veitch AM, Roobottom CA, Morgan-Hughes GJ. Imaging the heart valves using ECG-gated 64-detector row cardiac CT. *Br J Radiol* 2008;81:275–90.
46. Chenot F, Montant P, Goffinet C, Pasquet A, Vancraeynest D, Coche E et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using multidetector CT: comparison with transthoracic echocardiography. *Radiology* 2010;255:377–85.
47. Sucha D, Symersky P, Voncken EJ, Provoost E, Chamuleau SA, Budde RP. Multidetector-row computed tomography allows accurate measurement of mechanical prosthetic heart valve leaflet closing angles compared with fluoroscopy. *J Comput Assist Tomogr* 2014;38:451–6.

48. Tarzia V, Bortolussi G, Rubino M, Gallo M, Bottio T, Gerosa G. Evaluation of prosthetic valve thrombosis by 64-row multi-detector computed tomography. *J Heart Valve Dis* 2015;24:210–3.
49. O'Neill AC, Martos R, Murtagh G, Ryan ER, McCreery C, Keane D et al. Practical tips and tricks for assessing prosthetic valves and detecting paravalvular regurgitation using cardiac CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2014;8:323–7.
50. Hara M, Nishino M, Taniike M, Makino N, Kato H, Egami Y et al. Impact of 64 multidetector computed tomography for the evaluation of aortic paraprosthetic regurgitation. *J Cardiol* 2011;58:294–9.
51. Teshima H, Hayashida N, Fukunaga S, Tayama E, Kawara T, Aoyagi S et al. Usefulness of a multidetector-row computed tomography scanner for detecting pannus formation. *Ann Thorac Surg* 2004;77:523–6.
52. Habets J, Tanis W, Mali WT, Chamuleau SA, Budde RP. Imaging of prosthetic heart valve dysfunction. Complementary diagnostic value of TEE and MDCT? *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:956–61.
53. O'Neill AC, Kelly RM, McCarthy CJ, Martos R, McCreery C, Dodd JD. Thrombosed prosthetic valve in Ebstein's anomaly: Evaluation with echocardiography and 64-slice cardiac computed tomography. *World J Cardiol* 2012;4:240–1.
54. Tanis W, Habets J, van den Brink RB, Symersky P, Budde RP, Chamuleau SA. Differentiation of thrombus from pannus as the cause of acquired mechanical prosthetic heart valve obstruction by non-invasive imaging: a review of the literature. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15:119–29.
55. Chung MS, Yang DH, Kim DH, Kang JW, Lim TH. Subvalvular pannus formation causing aortic stenosis in patients with a normal prosthetic aortic valve: computed tomography finding. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015;16:458.
56. Tanis W, Sucha' D, Laufer W, Habets J, van Herwerden LA, Symersky P et al. Multidetector-row computed tomography for prosthetic heart

valve dysfunction: is concomitant non-invasive coronary angiography possible before redo-surgery? *Eur Radiol* 2015;25:1623–30.

57. Habets J, van den Brink RB, Uijlings R, Spijkerboer AM, Mali WP, Chamuleau SA et al. Coronary artery assessment by multidetector computed tomography in patients with prosthetic heart valves. *Eur Radiol* 2012;22:1278–86.

58. Girard SE, Miller FA Jr, Orszulak TA, Mullany CJ, Montgomery S, Edwards WD et al. Reoperation for prosthetic aortic valve obstruction in the era of echocardiography: trends in diagnostic testing and comparison with surgical findings. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:579–84.

59. Hoffmann MH, Shi H, Manzke R, Schmid FT, De Vries L, Grassman et al. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate. *Radiology* 2005;234:86–97.

60. Konen E, Goitein O, Feinberg MS, Eshet Y, Raanani E, Rimon U et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. *Am J Roentgenol* 2008;191:26–31.

61. Picano E, Vancio E, Rehani MM, Cuocolo A, Mont L, Bodi V et al. The appropriate and justified use of medical radiation in cardiovascular imaging: a position document of the ESC Associations of Cardiovascular Imaging, Percutaneous Cardiovascular Interventions and Electrophysiology. *Eur Heart J* 2014;35:665–72.

62. Habets J, Meijer TS, Meijer RC, Mali WP, Voncken EJ, Budde RP. CT attenuation measurements are valuable to discriminate pledgets used in prosthetic heart valve implantation from paravalvular leakage. *Br J Radiol* 2012;85:e616–21.

63. Raman SV, Cook SC. Cardiovascular computed tomography and MRI in clinical practice: aortopathy. *J Cardiovasc Med* 2007;8:35–540.

64. Ribeiro HB, Le Ven F, Larose E, Dahou A, Nombela-Franco L, Urena M et al. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment and quantification of aortic regurgitation in patients undergoing transcatheter aortic valve implantation. *Heart* 2014;100:1924–32.

65. Simprini LA, Afroz A, Cooper MA, Klem I, Jensen C, Kim RJ et al. Routine cine-CMR for prosthesis-associated mitral regurgitation: a multicenter comparison to echocardiography. *J Heart Valve Dis* 2014;23:575–82.
66. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Schulz-Menger J. Assessment of mitral bioprostheses using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:36.
67. Sucha' D, Symersky P, TanisW, Mali WP, Leiner T, van Herwerden LA et al. Multimodality imaging assessment of prosthetic heart valves. *Circ Cardiovasc Imaging* 2015;8:e003703.
68. Fujita N, Chazouilleres AF, Hartiala JJ, O'Sullivan M, Heidenreich P, Kaplan JD et al. Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:951–8.
69. Han Y, Peters DC, Salton CJ, Bzymek D, Nezafat R, Goddu B et al. Cardiovascular magnetic resonance characterization of mitral valve prolapse. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:294–303.
70. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Bohl S, Buschmann EE, Abdel-Aty H et al. Feasibility of cardiovascular magnetic resonance to assess the orifice area of aortic bioprostheses. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:397–404.
71. Buchner S, Debl K, Poschenrieder F, Feuerbach S, Riegger GA, Luchner A et al. Cardiovascular magnetic resonance for direct assessment of anatomic regurgitant orifice in mitral regurgitation. *Circ Cardiovasc Imaging* 2008;1:148–55.
72. PennekampW, Geyhan N, Soeren P, Volkmar N. Determination of flow profiles of different mechanical aortic valve prostheses using phase-contrast MRI. *J Cardiovasc Surg* 2011;52:277–84.
73. Adegbite O, Kadem L, Newling B. Purely phase-encoded MRI of turbulent flow through a dysfunctional bileaflet mechanical heart valve. *MAGMA* 2014;27: 227–35.

74. Houlind K, Eschen O, Pedersen EM, Jensen T, Hasenkam JM, Paulsen PK. Magnetic resonance imaging of blood velocity distribution around St. Jude medical aortic valves in patients. *J Heart Valve Dis* 1996;5:511–7.
75. Clavel MA, Pibarot P. Assessment of low-flow, low-gradient aortic stenosis: multimodality imaging is the key to success. *EuroIntervention* 2014;10(Suppl. U): U52–60.
76. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M, Hendel RC, Carr JC et al. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/ NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography ra cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol Radiol* 2006;48:1475–97.
77. Baikoussis NG, Apostolakis E, Papakonstantinou NA, Sarantitis I, Dougenis D. Safety of magnetic resonance imaging in patients with implanted cardiac prostheses ra metallic cardiovascular electronic devices. *Ann Thorac Surg* 2011;91: 2006–11.
78. Shellock FG. Prosthetic heart valves ra annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, ra artifacts at 1.5 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson* 2001;3:317–24.
79. Pizzi MN, Roque A, Ferna´ndez-Hidalgo N, Cue´ llar-Calabria H, Ferreira-Gonza´lez I, Gonza´lez-Alujas MT et al. Improving the diagnosis of infective endocarditis in prosthetic valves ra intracardiac devices with 18F-FDG-PET/ CT-Angiography: initial results at an infective endocarditis referral center. *Circulation* 2015;132:1113–26.
80. Dweck MR, Jones C, Joshi NV, Fletcher AM, Richardson H, White A et al. Assessment of valvular calcification ra inflammation by positron emission tomography in patients with aortic stenosis. *Circulation* 2012;125:76–86.
81. Blauwet LA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO, Evans KN, Herges RM et al. Comprehensive echocardiographic assessment of normal mitral Medtronic Hancock II, Medtronic Mosaic, ra Carpentier-Edwards Perimount bioprotheses early after implantation. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:656–66.

82. Blauwet LA, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO et al. Comprehensive echocardiographic assessment of mechanical tricuspid valve prostheses based on early postimplantation echocardiographic studies. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:414–24.
83. Badano L, Mocchegiani R, Bertoli D, DeGaetano G, Carratino L, Pasetti L et al. Normal echocardiographic characteristics of the Sorin-Bicarbon bileaflets prosthetic heart valve in mitral and aortic position. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:632–43.
84. David TE, Armstrong S, Sun Z. Clinical and haemodynamic assessment of the Hancock II bioprosthesis. *Ann Thorac Surg* 1992;54:661–7.
85. Van den Brink RBA. Evaluation of prosthetic heart valves by transoesophageal echocardiography: problems, pitfalls, and timing of echocardiography. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2006;10:89–100.
86. Alton M, Pasierski TJ, Orsinelli DA, Eaton GM, Pearson AC. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography in evaluation of 47 Starr-Edwards prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1503–11.
87. Daniel WG, Mugge A, Grote J, Hausmann D, Nikutta P, Laas J et al. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography for detection of abnormalities of prosthetic and bioprosthetic valves in the mitral and aortic positions. *Am J Cardiol* 1993;71:210–5.
88. Rosenhek R, Binder T, Maurer G, Baumgartner H. Normal values for Doppler echocardiographic assessment of heart valve prostheses. *J Am Soc Echo* 2003; 16:1116–27.
89. Orsinelli D, Pasierski TJ, Pearson A. Spontaneously appearing microbubbles associated with prosthetic cardiac valves detected by transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 1994;128:990–6.
90. Johansen P, Manning K, Tarbell J, Fontaine A, Deutsch S, Nygaard H. A new method for evaluation of cavitation near mechanical heart valves. *J Biomech Eng* 2003; 125:663–70.

91. Rodriguez RA, Nathan HJ, Ruel M, Rubens F, Dafoe D, Mesana T. A method to distinguish between gaseous and solid cerebral emboli in patients with prosthetic heart valves. *Eur J Cardiothorac Surg* 2009;35:89–95.
92. Hutchinson K, Hafeez F, Woods TD, Chopra PS, Warner TF, Levine RL et al. Recurrent ischemic strokes in a patient with Medtronic-Hall prosthetic aortic valve and valve strands. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:755–7.
93. Ionescu AA, Newman GR, Butchart EG, Fraser AG. Morphologic analysis of a strand recovered from a prosthetic mitral valve: no evidence of fibrin. *J Am Soc Echocardiogr* 1999;12:766–8.
94. Rozich JD, Edwards WD, Hanna RD, Laffey DM, Johnson GH, Klarich KW. Mechanical prosthetic valve-associated strands: pathologic correlates to transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:97–100.
95. Hixson CS, Smith MD, Mattson MD, Morris EJ, Lenhoff SJ, Salley RK. Comparison of transesophageal color flow Doppler imaging of normal mitral regurgitant jets in St. Jude Medical and Medtronic Hall cardiac prostheses. *J Am Soc Echocardiogr* 1992;5:57–62.
96. Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, Oelert H, Meyer J. Refrurgitant flow in apparently normal valve prosthesis: improved detection and semi-quantitative analysis by transesophageal two-dimensional color-coded Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990;3:187–95.
97. Yoganathan AP, Reamer HH, Corcoran WH, Harrison EC, Shulman IA, Parnassus W. The Starr-Edwards aortic ball: flow characteristics, thrombus formation, and tissue overgrowth. *Artif Organs* 1981;6:6–17.
98. Pibarot P, Dumesnil JG, Briand M, Laforst I, Cartier P. Hemodynamic performance during maximum exercise in adult patients with the Ross operation and comparison with normal controls and patients with aortic bioprostheses. *Am J Cardiol* 2000;86:982–8.
99. Quinones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards

Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:167–84.

100. Badano L, Zamorano JL, Pavoni D, Tosoratti E, Baldassi M, Zakja E et al. Clinical and haemodynamic implications of supra-annular implant of biological aortic valves. *J Cardiovasc Med* 2006;7:524–32.

101. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro. A manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation* 1990;82:1467–75.

102. Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery in an in vitro study. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:39–50.

103. Bach DS. Echo/Doppler evaluation of hemodynamics after aortic valve replacement. Principles of interrogation and evaluation of high gradients. *J Am Coll Cardiol Imag* 2010;3:296–304.

104. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443–8.

105. Garcia D, Pibarot P, Landry C, Allard A, Chayer B, Dumesnil JG et al. Estimation of aortic valve effective orifice area by Doppler echocardiography: effects of valve inflow shape and flow rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:756–65.

106. Flaschkampf FA, Weyman AE, Guerrero JL. Influence of orifice geometry and flow rate on effective valve area: an in vitro study. *J Am Coll Cardiol* 1991;15:1173–80.

107. Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, Song JK, Solheim J, VanAuer M et al. Effect of three-dimensional valve shape on the hemodynamics of aortic stenosis: three-dimensional echocardiographic stereolithography and patient studies. *J Am Coll Cardiol* 2002;40:1479–86.

108. Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier PC, Me'tras J, Lemieux MD. Patient prosthesis mismatch can be predicted at the time of operation. *Ann Thorac Surg* 2001;71:S265–8.

109. Bitar JN, Lechin ME, Salazar G, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment with the continuity equation of St. Jude medical mechanical prostheses in the mitral valve position. *Am J Cardiol* 1995;76:287–93.

110. Pibarot P, Honos GN, Durand LG, Dumesnil JG. Substitution of left ventricular outflow tract diameter with prosthesis size is inadequate for calculation of the aortic prosthetic valve area by the continuity equation. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:511–7.

111. Smadi O, Garcia J, Pibarot P, Gaillard E, Hassan I, Kadem L. Accuracy of Dopplerechocardiographic parameters for the detection of aortic bileaflet mechanical prosthetic valve dysfunction. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15:142–51.

112. Zekry SB, Saad RM, Ozkan M, Al Shahid MS, Pepi M, Muratori M et al. Flow acceleration time ra ratio of acceleration time to ejection time for prosthetic aortic valve function. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;4:1161–70.

113. Garcia D, Dumesnil JG, Durand LG, Kadem L, Pibarot P. Discrepancies between catheter ra Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:435–42.

114. Vandervoort PM, Greenberg NL, Pu M, Powell KA, Cosgrove DM, Thomas JD. Pressure recovery in bileaflet heart valve prostheses. Localized high velocities ra gradients in central ra side orifices with implications for Doppler-catheter gradient relation in aortic ra mitral position. *Circulation* 1995;92:3464–72.

115. Aljassim O, Svensson G, Houltz E, Bech-Hanssen O. Doppler-catheter discrepancies in patients with bileaflet mechanical prostheses aõo bioprotheses in the aortic valve position. *Am J Cardiol* 2008;102:1383–9.

116. Bach DS, Schmitz C, Dohmen G, Aaronson KD, Steinseifer U, Kleine P. In vitro assessment of prosthesis type and pressure recovery characteristics: Doppler echocardiography overestimation of bileaflet mechanical and bioprosthetic aortic valve gradients. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2012;144:453–8.
117. Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery - an in vitro study. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:39–50.
118. Evin M, Pibarot P, Guivier-Curien C, Tanne D, Kadem L, Rieu R. Localized transvalvular pressure gradients in mitral bileaflet mechanical heart valves and impact on gradient overestimation by Doppler. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:791–800.
119. Ye Z, Shiono M, Sezai A, Inoue T, Hata M, Niino T et al. Reoperation for a patient 25 Years after a Starr-Edwards ball mitral valve was installed. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2002;8:311–5.
120. Akins CW, Miller DC, Turina MI, Kouchoukos NT, Blackstone EH, Grunkemeier GL et al. Guidelines for reporting mortality and morbidity after cardiac valve interventions. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;135:732–8.
121. Rizzoli G, Guglielmi C, Toscano G, Pistorio V, Vendramin I, Bottio T et al. Reoperations for acute prosthetic thrombosis and pannus: an assessment of rates, relationship and risk. *Eur J Cardiothorac Surg* 1999;16:74–80.
122. Roudaut R, Serri K, Lafitte S. Thrombosis of prosthetic heart valves: diagnosis and therapeutic considerations. *Heart* 2007;93:137–42.
123. Pibarot P, Dumesnil JG. Doppler echocardiographic evaluation of prosthetic valve function. *Heart* 2012;98:69–78.
124. Genoni M, Franzen D, Tavakoli R, Seiffert B, Graves K, Jenni R et al. Does the morphology of mitral paravalvular leaks influence symptoms and hemolysis? *J Heart Valve Dis* 2001;10:426–30.

125. Pibarot P, Dumesnil JG. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch in the aortic valve position and its prevention. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36:1131–41.
126. Pibarot P, Dumesnil JG. Valve prosthesis-patient mismatch, 1978 to 2011: from original concept to compelling evidence. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:1136–9.
127. Head S, Mokhles M, Osnabrugge R, Pibarot P, Mack MJ, Takkenberg J et al. The impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis of 34 observational studies comprising 27,186 patients with 133,141 patient-years. *Eur Heart J* 2012;33: 1518–29.
128. Takagi H, Yamamoto H, Iwata K, Goto SN, Umemoto T. A meta-analysis of effects of prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement on late mortality. *Int J Cardiol* 2012;159:150–4.
129. Pibarot P, Weissman NJ, Stewart WJ, Hahn RT, Lindman BR, McAndrew T et al. Incidence and sequelae of prosthesis-patient mismatch in transcatheter versus surgical valve replacement in high-risk patients with severe aortic stenosis-A PARTNER trial cohort A analysis. *J Am Coll Cardio* 2014;64:1323–34.
130. Flameng W, Herregods MC, Vercalsteren M, Herijgers P, Bogaerts K, Meuris B. Prosthesis-patient mismatch predicts structural valve degeneration in bioprosthetic heart valves. *Circulation* 2010;121:2123–9.
131. Mahjoub H, Mathieu P, Larose E, Dahou A, Senechal M, Dumesnil JG et al. Determinants of aortic bioprosthetic valve calcification assessed by multidetector CT. *Heart* 2015;101:472–7.
132. Mohty D, Dumesnil JG, Echahidi N, Mathieu P, Dagenais F, Voisine P et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: influence of age, obesity, and left ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:39–47.

133. Kappetein AP, Head SJ, Genereux P, Piazza N, Van Mieghem NM, Blackstone EH et al. Updated standardized endpoint definitions for transcatheter aortic valve implantation: the Valve Academic Research Consortium-2 consensus document. *Eur J Cardiothorac Surg* 2012;42:S45–60.
134. Lancellotti P, Rosenhek R, Pibarot P, Iung B, Otto CM, Tornos P et al. ESC Working Group on Valvular Heart Disease position paper—heart valve clinics: organization, structure, and experiences. *Eur Heart J* 2013;34:1597–606.
135. Bach DS. Transesophageal echocardiographic (TEE) evaluation of prosthetic valves. *Cardiol Clin* 2000;18:751–71.
136. Chambers J, Rimington H, Rajani R, Hodson F, Blauth C. Hemodynamic performance on exercise: comparison of a stentless and stented biological aortic valve replacement. *J Heart Valve Dis* 2004;13:729–33.
137. Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch; an update. *Curr Cardiol Rep* 2011;13:250–7.
138. Rallidis LS, Moyssakis IE, Ikonomidis I, Nihoyannopoulos P. Natural history of early aortic paraprosthetic regurgitation: a five-year follow-up. *Am Heart J* 1999;138: 351–7.
139. Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler colour flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:952–9.
140. Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG et al. Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery. *N Engl J Med* 2010;363:1597–607.
141. Effron MK, Popp RL. Two-dimensional echocardiographic assessment of bioprosthetic valve dysfunction and infective endocarditis. *J Am Coll Cardiol* 1983;2: 597–606.
142. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Fett SL, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ. Application of the proximal flow convergence method to calculate the effective regurgitant orifice area in aortic regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:1032–9.

143. Pouleur AC, de Waroux JB, Goffinet C, Vancraeynest D, Pasquet A, Gerber BL et al. Accuracy of the flow convergence method for quantification of aortic regurgitation in patients with central versus eccentric jets. *Am J Cardiol* 2008;102: 475–80.
144. Samstad SO, Hegrenaes L, Skjaerpe T, Hatle L. Half time of the diastolic aortoventricular pressure difference by continuous wave Doppler ultrasound: a measure of the severity of AR? *Br Heart J* 1989;61:336–43.
145. Griffin BP, Flachskampf FA, Siu S, Weyman AE, Thomas JD. The effects of regurgitant orifice size, chamber compliance, and systemic vascular resistance on aortic regurgitant velocity slope and pressure half-time. *Am Heart J* 1991;122:1049–56.
146. Tribouilloy C, Avine'e P, Shen WF, Rey JL, Slama M, Lesbre JP. End diastolic flow velocity just beneath the aortic isthmus assessed by pulsed Doppler echocardiography: a new predictor of the aortic regurgitant fraction. *Br Heart J* 1991;65: 37–40.
147. Foster GP, Isselbacher EM, Rose GA, Torchiana DF, Akins CW, Picard MH. Accurate localization of mitral regurgitant defects using multiplane transesophageal echocardiography. *Ann Thorac Surg* 1998;65:1025–31.
148. Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, Leone T, D'Angeli I, D'Orazio S et al. Assessment of severity of mechanical prosthetic mitral regurgitation by transoesophageal echocardiography. *Heart* 2004;90:539–44.
149. Sprecher DL, Adamick R, Adams D, Kisslo J. In vitro color flow, pulsed and continuous wave Doppler ultrasound masking of flow by prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:1306–10.
150. Fernandes V, Olmos L, Nagueh SF, Quinones MA, Zoghbi WA. Peak early diastolic velocity rather than pressure half-time is the best index of mechanical prosthetic mitral valve function. *Am J Cardiol* 2002;89:704–10.
151. Goetze S, Brechtken J, Agler DA, Thomas JD, Sabik JF III, Jaber WA. In vivo short-term Doppler hemodynamic profiles of 189 Carpentier-Edwards

Perimount pericardial bioprosthetic valves in the mitral position. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:981–7.

152. Malouf JF, Ballo M, Connolly HM, Hodge DO, Herges RM, Mullany CJ et al. Doppler echocardiography of 119 normal-functioning St Jude Medical mitral valve prostheses: a comprehensive assessment including time-velocity integral ratio to prosthesis performance index. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:252–6.

153. Panidis IP, Ross J, Mintz GS. Normal to abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:317–26.

154. Chaliki HP, Nishimura RA, Enriquez-Sarano M, Reeder GS. A simplified, practical approach to assessment of severity of mitral regurgitation by Doppler color flow imaging with proximal convergence: validation with concomitant cardiac catheterization. *Mayo Clin Proc* 1998;73:929–35.

155. Flachskampf FA, Hoffmann R, Franke A, Job FP, Schoendube FA, Messmer BJ et al. Does multiplane transesophageal echocardiography improve the assessment of prosthetic valve regurgitation? *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:70–8.

156. Becerra JM, Almeria C, de Isla LP, Zamorano J. Usefulness of 3D transoesophageal echocardiography for guiding wires to closure devices in mitral perivalvular leaks. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:979–81.

157. Enriquez-Sarano M, Miller FA, Hayes SN, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Effective mitral regurgitant orifice area: clinical use and pitfalls of the proximal isovelocity surface area method. *J Am Coll Cardiol* 1995;25:703–9.

158. Enriquez-Sarano M, Dujardin KS, Tribouilloy CM, Seward JB, Yoganathan AP, Bailey KR et al. Determinants of pulmonary venous flow reversal in mitral regurgitation and its usefulness in determining the severity of regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;83:535–41.

159. Olmos L, Salazar G, Barbetseas J, Quinones MA, Zoghbi WA. Usefulness of transthoracic echocardiography in detecting significant prosthetic mitral valve regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;83:199–205.

160. Connolly HM, Miller FA, Taylaço CL, Naessens JM, Seward JB, Tajik AJ. Doppler hemodynamic profiles of 82 clinically and echocardiographically normal tricuspid valve prostheses. *Circulation* 1993;88:2722–7.
161. Kobayashi Y, Nagata S, Ohmori F, Eishi K, Nakano K, Miyatake K. Serial Doppler echocardiographic evaluation of bioprosthetic valves in the tricuspid position. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:1693–7.
162. Blauwet LA, Miller FA. Echocardiographic assessment of prosthetic heart valves. *Prog Cardiovasc Dis* 2014;57:100–10.
163. Aoyagi S, Nishi Y, Kawara T, Oryoji A, Kosuga K, Ohishi K. Doppler echocardiographic evaluation of St. Jude Medical valves in the tricuspid position. *J Heart Valve Dis* 1993;2:279–86.
164. Blauwet LA, Danielson GK, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM et al. Comprehensive echocardiographic assessment of the hemodynamic parameters of 285 tricuspid valve bioprostheses early after implantation. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:1045–59.
165. Gonzalez-Vilchez F, Zarauza J, Vazquez de Prada JA, Martí'n Dura'n R, Ruano J, Delgado C et al. Assessment of tricuspid regurgitation by Doppler color flow imaging: angiographic correlation. *Int J Cardiol* 1994;44:275–83.
166. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Quantification of tricuspid regurgitation by measuring the width of the vena contracta with Doppler color flow imaging: a clinical study. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:472–8.
167. Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;93:1160–9.
168. Ahmed MI, Escanuela MG, Crosland WA, McMahon WS, Alli OO, Nanda NC. Utility of live/real time three-dimensional transesophageal echocardiography in the assessment and percutaneous intervention of bioprosthetic pulmonary valve stenosis. *Echocardiography* 2014;31:531–3.

169. Rosti L, Murzi B, Colli AM, Festa P, Redaelli S, Havelova L et al. Mechanical valves in the pulmonary position: a reappraisal. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998;115:1074–9.
170. Waterbolk TW, Hoendermis ES, den HI, Ebels T. Pulmonary valve replacement with a mechanical prosthesis. Promising results of 28 procedures in patients with congenital heart disease. *Eur J Cardiothorac Surg* 2006;30:28–32.
171. Maciel BC, Simpson IA, Valdes-Cruz LM, Recusani F, Hoit B, Dalton N et al. Colaño flow Doppler mapping studies of ‘physiologic’ pulmonary tricuspid regurgitation: evidence for true regurgitation as opposed to a valve closing volume. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:589–97.
172. Kobayashi J, Nakano S, Matsuda H, Arisawa J, Kawashima Y. Quantitative evaluation of pulmonary regurgitation after repair of tetralogy of Fallot using real-time flow imaging system. *Jpn Circ J* 1989;53:721–7.
173. Williams RV, Minich LL, Shaddy RE, Pagotto LT, Tani LY. Comparison of Doppler echocardiography with angiography for determining the severity of pulmonary regurgitation. *Am J Cardiol* 2002;89:1438–41.
174. Puchalski MD, Askovich B, Sower CT, Williams RV, Minich LL, Tani LY. Pulmonary regurgitation: determining severity by echocardiography and magnetic resonance imaging. *Congenit Heart Dis* 2008;3:168–75.
175. Goldberg SJ, Allen HD. Quantitative assessment by Doppler echocardiography of pulmonary aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 1985;56:131–5.
176. Lei MH, Chen JJ, Ko YL, Cheng JJ, Kuan P, Lien WP. Reappraisal of quantitative evaluation of pulmonary regurgitation and estimation of pulmonary artery pressure by continuous wave Doppler echocardiography. *Cardiology* 1995;86: 249–56.
177. Silversides CK, Veldtman GR, Crossin J, Merchant N, Webb GD, McGrindle BW et al. Pressure Halftime predicts hemodynamically significant pulmonary regurgitation in adult patients with repaired tetralogy of Fallot. *J Am Soc Echocardiogr* 2003; 16:1057–62.