#### Ехокардіографічна кількісна оцінка камер серця у дорослих

# Практичні рекомендації Асоціації серцево-судинних хірургів України та Українського товариства кардіологів

**Робоча група:** В.В. Лазоришинець<sup>1</sup>, В.М. Коваленко<sup>2</sup>, С.В. Поташев<sup>1</sup>,

С.В. Федьків<sup>1</sup>, А.В. Руденко<sup>1</sup>, Р.М. Вітовський<sup>1</sup>, С.О. Сичов<sup>2</sup>, , Ю.А. Іванів<sup>3</sup>,

О.А. Крикунов<sup>1</sup>, О.А. Мазур<sup>1</sup>, Л.М. Грубяк<sup>1</sup>, А.О. Руснак<sup>1</sup>, Н.Ю. Осовська<sup>4</sup>,

С.І. Деяк<sup>2</sup>, Н.М. Верич<sup>1</sup>, В.М. Бешляга<sup>5</sup>

<sup>1</sup>ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України», м. Київ, Україна

<sup>2</sup>ДУ ННЦ «Інститут кардіології імені М.Д. Стражеска НАМН України», м. Київ, Україна

<sup>3</sup>Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького, Львів, Україна

<sup>4</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, Вінниця, Україна

<sup>5</sup>КНП «Олександрівська клінічна лікарня м. Києва», Київ, Україна

Резюме. Цей документ базується на основі «Оновлених рекомендацій з оцінки кількісної ехокардіографічної порожнин серця y дорослих Американського товариства ехокардіографії та Європейської асоціації візуалізації (Recommendations Cardiac серцево-судинної for Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging, 2015).

Швидкий розвиток медичних технологій протягом останнього десятиріччя, а також зміни в практичній ехокардіографії внаслідок цього розвитку призвели до потреби у оновленні попередніх рекомендацій «Кількісна ехокардіографічна оцінка порожнин серця Проект рекомендацій робочої групи з функціональної діагностики Асоціації кардіологів України та Всеукраїнської громадської організації «Асоціація фахівців з ехокардіографії» (2011), що і було метою даної публікації Робочої групи Асоціації серцево-судинних хірургів України та Українського товариства кардіологів.

Даний документ наводить сучасні доказові дані нормальних значень кількісних вимірів всіх порожнин серця, включаючи доступні дані з трьохвимірної ехокардіографії та деформації міокарда (стрейну), які базуються на значній кількості досліджень здорових суб'єктів за даними багатьох баз даних. Крім того, даний документ робить спробу позбутися декількох невеликих суперечливостей, наявних у попередніх рекомендаціях від 2011.

Документ містить основні рекомендації, реферативні межі та описання методів вимірів в малюнках та таблицях.

*Ключові слова*: ехокардіографія, дорослі, трансторакальна ЕхоКГ, функція шлуночка, кількісна оцінка, реферативні значення

#### Перелік умовних скорочень

АГ – артеріальна гіпертензія

АК – аортальний клапан

Ао - аорта

В-В – від внутрішнього краю до внутрішнього краю

ВТЛШ – виносний тракт лівого шлуночка

ВТПШ – виносний тракт правого шлуночка

ВТС – відносна товщина стінки

ГПС (GLS) – глобальна повздовжня деформація (стрейн)

ДАТ – діастолічний артеріальний тиск

ЕхоКГ – ехокардіографія, ехокардіографічний

іКДО ЛШ – індекс кінцево-діастолічного об'єму лівого шлуночка

іКСО ЛШ – індекс кінцево-систолічного об'єму лівого шлуночка

ІЛС – індекс локальної скоротливості

іММЛШ – індекс маси міокарда лівого шлуночка

- IMT індекс маси тіла
- ІФМ індекс функції міокарда, індекс Тея
- ІФМ ПШ (RIMP) індекс функції міокарда правого шлуночка
- IXД імпульсно-хвильовий допплер
- КЛА клапан легеневої артерії
- КДО кінцево-діастолічний об'єм
- КДП кінцево-діастолічна площа
- КДР кінцево-діастолічний розмір
- КСО кінцево-систолічний об'єм
- КСП кінцево-систолічна площа
- КСР кінцево-систолічний розмір
- КТ комп'ютерна томографія
- ЛП ліве передсердя
- ЛПНГ ліпопротеїди низької густини
- ЛШ лівий шлуночок
- МК мітральний клапан
- ММЛШ маса міокарду ЛШ
- МРТ магніто-резонансна томографія
- МСКТ мультиспіральна (мультидетекторна) комп'ютерна томографія
- МТ маса тіла
- НПВ нижня порожниста вена
- ОЛП об'єм лівого передсердя
- ПЗ передньо-задній
- ПЗР передньо-задній розмір
- ПМ папілярні м'язи
- ПП праве передсердя
- П-П від переднього краю до переднього краю
- ППТ площа поверхні тіла
- ПШ правий шлуночок

- САТ систолічний артеріальний тиск
- СТЕ (STE) спекл-трекінг ехокардіографія
- ТГ тригліцеріди
- ТД (TDI) тканинна допплерографія
- ТК трикуспідальний клапан
- ТД тканинна допплерографія
- ТТЕхоКГ трансторакальна ЕхоКГ
- ФВ фракція викиду
- $\Phi\Pi-\varphi$ ібриляція передсердь
- ФЗП фракційна зміна площі
- ФС фракційне скорочення
- ЦД цукровий діабет
- ЧСЕхоКГ черезстравохідна ЕхоКГ
- 2D двовимірний
- 2DE двовимірна ЕхоКГ
- 3D трьохвимірний
- 3DE трьохвимірна ЕхоКГ
- А2С апікальна двокамерна позиція
- АЗС апікальна трьохкамерна позиція
- А4С апікальна чотирьохкамерна позиція
- ASE Американське товариство ехокардіографії
- ЕАСVІ Європейська асоціація серцево-судинної візуалізації
- GLS глобальний повздовжній стрейн
- I-I вимір від внутрішнього краю до внутрішнього краю
- L-L вимір від верхнього краю до верхнього краю
- PLAX парастернальна позиція по довгій осі ЛШ
- SAX парастернальна позиція по короткій осі ЛШ
- ТАРЅЕ систолічна екскурсія площини трикуспідального кільця
- ТАVІ транскатетерна імплантація протезу аортального клапану
- TAVR транскатетерне протезування аортального клапану

## Зміст

- I. Лівий шлуночок
- 1. Виміри розмірів ЛШ
- 1.1. Лінійні виміри
- 1.2. Волюмометричні виміри
- 1.3. Референтні межі норми для 2DE
- 1.4. Референтні межі норми для 3DE
- Рекомендації
- 2. Глобальна систолічна функція ЛШ
- 2.1. Фракційне скорочення
- 2.2. ФВ
- 2.3. Глобальний повздовжній стрейн (GLS)
- 2.4. Референтні межі норми
- Рекомендації
- 3. Регіональна функція ЛШ
- 3.1. Сегментарний розподіл ЛШ
- 3.2. Візуальна оцінка
- 3.3. Регіональний рух стінок при гострому інфаркті та ішемії
- 3.4. Порушення регіональної рухливості за відсутності ІХС
- 3.5. Кількісна оцінка регіональної рухливості за допомогою допплера та
- CTE
  - Рекомендації
  - 4. Маса ЛШ
  - Рекомендації
  - II. Правий шлуночок
  - 5. Загальні рекомендації з кількісної оцінки ПШ
  - 6. Есенціальні вікна та зрізи візуалізації
  - 7. Виміри ПШ
  - 7.1. Лінійні виміри

7.2. Волюмометричні виміри

Рекомендації

8. Систолічна функція ПШ

8.1. IФМ ПШ (RIMP)

8.2. TAPSE

8.3. ФСП ПШ у 2D

8.4. Систолічна швидкість латерального трикуспідального кільця за даними ТД

8.5. Деформація (стрейн) та швидкість деформації (стрейн-рейт) ПШ Рекомендації

8.6. ФВ ПШ у 3D

Рекомендації

III. Ліве та праве передсердя

9. Виміри ЛП

9.1. Загальні положення щодо розмірів ЛП

9.2. Лінійні виміри та площа ЛП

9.3. Виміри об'єму ЛП

9.4. Нормальні реферативні значення вимірів ЛП

Рекомендації

10. Виміри ПП

Виміри ЛП

IV. Кільце та корінь аорти

11. Аортальне кільце

12. Корінь Ао

13. Ідентифікація дилатація кореня По

Виміри ЛП

V. Нижня порожниста вена

Таблиці

Література

Додаток

Методи Ехокардіографічні виміри Статистичний аналіз

Кількісна оцінка розмірів та функції камер серця є наріжним каменем серцевої візуалізації, а ехокардіографія (ЕхоКГ) сьогодні найчастіше використовується як неінвазивний метод візуалізації внаслідок її унікальної можливості забезпечувати зображення кардіальних структур в режимі реального часу в процесі скорочення серця в комбінації з доступністю та портативністю Стандартизація методологій, що використовуються для кількісної оцінки камер серця підтримується створенням та розповсюдженням офіційних рекомендацій, яким варто слідувати практикуючим працівникам охорони здоров'я для забезпечення універсальності висновків та повноцінної комунікації між собою.

В останнє Рекомендації з кількісної оцінки камер серця в Україні публікувалися в 2011 р. [1, 2]. З того часу технології ЕхоКГ продовжували розвиватися, зокрема в напрямку імплементації трьохвимірної ЕхоКГ в режимі реального часу (3DE) та візуалізації деформації міокарду. Даний документ представляє собою оновлення раніше опублікованих рекомендацій, а також нові рекомендації та референтні межі норми з корекцією невеликих суперечливостей, що були виявлені в попередніх рекомендаціях, з урахуванням сучасних світових доказових даних на основі Рекомендацій з кількісної оцінки камер серця Американського товариства з ЕхоКГ (ASE) та Європейської асоціації серцево-судинної візуалізації (EACVI) [2]. Наведені референтні межі нормальних значень вимірів включають дані для 3DE та деформації міокарду, якщо вони доступні з доказових світових даних.

Важливо відмітити, що порівняно з попередніми рекомендаціями дані оновлення базуються на спостереженнях за більшою кількістю здорових суб'єктів за даними багатьох баз даних, що підвищує надійність нових реферативних меж нормальних значень, більшість з яких наведено у Додатку. Всі значення, наведені в додатку в перспективі слід інтерпретувати з обережністю. Для всіх параметрів за винятком розмірів лівого шлуночка (ЛШ), функції ЛШ, маси ЛШ, а також об'ємів лівого передсердя (ЛП), в відповідному розділі цього документу наведені тільки середні значення та стандартне відхилення (SD) для статі, віку та площі поверхні тіла (ППТ) – нормалізовані верхні та нижні референтні межі, або просто верхні та нижні межі. Для цих параметрів будь-які виміри, що перевищують значення ±1,96 SD (тобто, 95% довірчий інтервал) повинні класифікуватися як патологічні або аномальні.

Будь-яке описання ступеня важкості відхилення окремих параметрів від норми має лишатися прерогативою окремих ЕхоКГ кабінетів. Робоча група не рекомендує в більшості випадків специфічні групи ступенів важкості відхилень морфологічних параметрів.

Кількісна оцінка кардіальних структур підчас черезстравохідної ЕхоКГ (ЧСЕхоКГ) порівняно з трансторакальною (ТТЕхоКГ) має як свої переваги, так і недоліки. Хоча візуалізація багатьох кардіальних структур сьогодні значно покращилась завдяки ЧСЕхоКГ, досі виявляються певні розбіжності даних вимірів підчас ЧСЕхоКГ та ТТЕхоКГ. Ці розбіжності в першу чергу відносяться до неможливості підчас ЧСЕхоКГ отримати стандартизовані зрізи, які використовуються для кількісних вимірів трансторакально. Рекомендаціями даної робочої групи є одні і ті самі референтні межі нормальних значень для кількісної оцінки порожнин ЛШ та правого шлуночка (ПШ) та їх об'ємів, як підчас ЧСЕхоКГ, так і ТТЕхоКГ. Щодо деталей та специфічних зрізів, що рекомендовані для оптимальних кількісних вимірів, звертайтеся до відповідних Рекомендацій з ЧСЕхоКГ [4].

Всі виміри, описані в даному документі слід виконувати повторно в більш, ніж одному кардіальному для запобігання варіабельності вимірів від циклу до циклу. Робоча група рекомендує визначення середнього значення вимірів з трьох циклів у пацієнтів з синусовим ритмом, та щонайменше з п'яти циклів у пацієнтів з фібриляцією передсердь (ФП) при виконанні наукових досліджень. Оскільки робоча група визнає, що імплементація такого підходу є надзвичайно ємною за часом, використання фактичних репрезентативних циклів в умовах рутинної клінічної практики є прийнятним.

### **І. ЛІВИЙ ШЛУНОЧОК**

### 1. Виміри розмірів ЛШ

Найбільш широко використовуваними параметрами для описання порожнини ЛШ включають його лінійні внутрішні розміри та об'єми. Виміри звичайно виконують наприкінці діастоли та систоли. Їх також використовують для розрахунків параметрів глобальної функції ЛШ. Для коректного порівняння цих розмірів у окремих індивідів виміри камер мають бути індексовані до ППТ.

**1.1. Лінійні виміри.** Рекомендовано, щоб лінійні виміри ЛШ та його стінок виконувалися з парастернальної позиції по довгій осі ЛШ (PLAX). При вимірі значень слід ретельно підтримувати принцип перпендикулярності виміру довгій осі ЛШ та виконувати виміри на рівні або безпосередньо на рівні кінчиків стулок розкритого мітрального клапану (МК). Для цього електронні каліпери слід позиціонувати на рівні поверхні між стінкою шлуночка та його порожниною, або, за необхідності, між стінкою та перикардом. Внутрішні розміри можуть бути отримані в М- та В-режимі, однак сьогодні перевагу слід віддавати однозначно В-режиму, оскільки М-режим є джерелом хибних вимірів та помилок, в першу чергу завдяки «косим» зрізам (Таб. 1).

**1.2. Волюмометричні виміри.** Об'єми ЛШ можна визначати з використанням В-режиму або 3D-ЕхоКГ. Розрахунки об'ємів за даними лінійних вимірів (формула Тейхольца) можуть бути те точними, оскільки вони покладаються на припущення фіксованої геометричної моделі контурів ЛШ (витягнутий еліпсоїд), яка далеко не завжди зберігається при ряді захворювань серця. Відповідно, методи розрахунків об'ємів ЛШ за даними

лінійних вимірів за Teichholz та Quinones сьогодні не є рекомендованими для клінічного використання.

Волюмометричні методи звичайно базуються на обведенні межі між компактним міокардом та порожниною ЛШ. На рівні площини кільця МК контур закривається поєднанням двох протилежних відділів мітрального кільця прямим відрізком. Довжина ЛШ визначається як відстань між серединою цього прямого відрізку та апікальною точкою цього контуру порожнини ЛШ. Рекомендується використання довшої відстані при виборі апікальної двокамерної (A2C) та чотирьохкамерної (A4C) позиції.

Об'єми ЛШ слід вимірювати з А4С та А2С позицій. Отримання зображень в В-режимі ставить завдання максимізації порожнини ЛШ на екрані та запобігання штучного укорочення ЛШ, що може призвести до недооцінки об'єму. Отримання зображень ЛШ із зниженням глибини сканування знижує вірогідність укорочення ЛШ, коли «зрізається» верхівка, та дозволяє мінімізувати помилки в обведенні меж ендокардіальної поверхні ЛШ (Таб. 1).

Оскільки проблема штучного укорочення довжини порожнини ЛШ є менш актуальною для програмних пакетів 3D, отримання зображень підчас 3D-ЕхоКГ має фокусуватися переважно на включенні всієї порожнини ЛШ в реконструкцію. Для забезпечення достатньо точної ідентифікації кінця систоли, часова роздільна здатність 3D-візуалізації повинна бути максимальною, але без ушкодження просторової роздільної здатності.

ЕхоКГ-контрастування має використовуватися при потребі покращити візуалізацію меж ендокарду у випадках, коли в апікальних позиціях погано візуалізуються два та більше послідовних сегментів ЛШ [5]. Зображення з контрастним підсиленням звичайно дають більші об'єми ЛШ, ближчі до значень, отриманих підчас магніто-резонансної візуалізації (МРТ) серця [6]. Слід намагатися уникати акустичних тіней, що можуть виникати в базальних сегментах ЛШ при наявності високих концентрацій контрасту.

Нормальні референтні значення об'ємів ЛШ підчас контрастування досі не є добре визначеними. Найбільш часто використовуваним методом розрахунку об'ємів ЛШ в В-режимі є біплановий метод сумації дисків (модифікована формула Симпсона), що є рекомендованим методом згідно також і консенсусу даної Робочої групи (Таб. 1). Альтернативним методом розрахунку об'ємів ЛШ якщо визначення поверхні ендокарду не дає можливості точного обведення є метод «площа-довжина», який працює на припущенні, що ЛШ має форму кулі. Середня поперечна площа ЛШ розраховується планіметрично з парастернальної позиції по короткій осі ЛШ (SAX) на рівні папілярних м'язів (ПМ), а довжина ЛШ (відстань від середини площини мітрального кільця до верхівки ЛШ) визначається з А4С позиції (Таб. 1). Недоліком цього методу є те, що припущення про форму ЛШ, як форму кулі, не завжди є дійсним. Однією з переваг 3D-ЕхоКГ є те, що вона не покладається на геометричні припущення. У пацієнтів з поганою якістю зображення 3D-ЕхоКГ є точним та відтворюваним методом визначення об'ємів ЛШ, тому її слід використовувати за доступності [7]. Переваги та недоліки окремих методів визначення об'ємів ЛШ наведені в Таб. 1.

Таб. 1. Рекомендації щодо ЕхоКГ оцінки розмірів та функції ЛШ.

1.3. Референтні межі норми для 2DE. Наведені дані референтних меж норми вимірів ЛШ в В-режимі (2DE) були отримані з даних семи баз даних, включаючи Asklepios (рік 0 та рік 10) [8], Flemengho [9], CARDIA5 та CARDIA25 [10], Padua 3D Echo Normal [11] а також Normal Reference Ranges for Echocardiography study (Нормальні референтні значення для ЕхоКГ) [12,13] для визначення референтних значень у здорових суб'єктів для ЛШ та ЛП (див. Розділ 10). Всі дані були отримані без використання контрастних речовин. Бази даних для всіх пацієнтів включали вік, стать, етнічність, зріст та вагу. Для забезпечення даних від здорової популяції в дослідженнях використовувалися наступні критерії виключення: систолічний артеріальний тиск (САТ) > 140 мм Hg, діастолічний (ДАТ) артеріальний тиск > 80 мм Hg, анамнез медикамент-залежної артеріальної гіпертензії (АГ), діагноз цукрового діабету (ЦД), підвищення глікемії натще > 100 мг/дл, індекс маси тіла (ІМТ) > 30 кг/м<sup>2</sup>, рівень креатиніну плазми > 1,3 мг/дл, розрахункова швидкість клубочкової фільтрації (ШКФ) <60 мл/хв/1,73 м<sup>2</sup>, загальний холестерин >240 мг/дл, ліпопротеїди низької густини (ЛПНГ) >130 мг/дл, та тригліцеріди (ТГ) > 150 мг/дл.

Деталі статистичного аналізу наведені в Додатку. Внаслідок різних цілей та завдань даних досліджень не всі ЕхоКГ параметри були доступні в кожній з баз даних. Таб. 1 Додатку наводить всі джерела даних для кожної з груп вимірів та їх вихідні характеристики. Таб. 2 наводить нормальні значення для ЕхоКГ параметрів в В-режимі щодо морфології, розмірів та функції ЛШ залежно від статі, а Таб. 2 Додатку надає поширені дані тих самих параметрів, отримані з різних ЕхоКГ зрізів, а також включає відповідну кількість суб'єктів, в яких ці дані отримувалися.

Таб. 3 Додатку містить перелік нормальних меж та консенсусні референтні межі для розмірів, об'ємів, фракції викиду (ФВ) та маси міокарда (ММЛШ) ЛШ. При мультиваріантному аналізі були виявлено, що вік, стать та ППТ мають значущий незалежний вплив на кінцево-діастолічний (КДО) та кінцево-систолічний (КСО) об'єми ЛШ. Результати залежно від віку та статі з підрозділами на абсолютні та нормалізовані до ППТ значення наведені в Таб. 4 Додатку.

Оскільки етнічність є важливим фактором, в Таб. 5 Додатку наведені результати аналізу залежно від раси та статі суб'єктів. Номограми розмірів та об'ємів ЛШ залежно від ППТ наведені за даними регресійного аналізу (Рис. 1 та 2). Також наведені номограми абсолютних значень розмірів та об'ємів ЛШ залежно від віку (Рис. 1 та 2 Додатку) та від ППТ (Рис. 3 та 4 Додатку) (див. Додаток).

*1.4. Референтні межі норми для ЗDE*. Результати декілька досліджень нормальних референтних меж для 3D-ЕхоКГ (3DE) у здорових

нормотензивних суб'єктів були опубліковані, а узагальнені дані цих значень наведени в Таб. 3 [14]. Існуючі варіації нормальних меж від дослідження до дослідження є наслідком різниць в популяціях, ЕхоКГ обладнанні, програмного забезпечення для аналізу, а також варіабельністю технік вимірів. У пацієнтів з доброю якістю зображення точність 3DE є порівняною з результатами МРТ серця, хоча визначені об'єми мають тенденцію бути нижчими за даними ЕхоКГ [7]. Ефекти етнічності на на визначення об'ємів ЛШ за даними 3DE були досліджені тільки в одному дослідженні, в якому було з'ясовано, що об'єми ЛШ були меншими у азіатських індійців порівняно з білими європейцями, але без суттєвих розбіжностей ФВ ЛШ [15]. В більшості досліджень 3DE досліджувався взаємозв'язок між віком та об'ємами ЛШ із слабою або помірною негативною кореляцією між віком та об'ємами ЛШ, в той час як ФВ ЛШ з віком суттєво не зменшувалася [11, 16, 17]. Ці знахідки є подібними для таких, що описані в літературі для МРТ серця [18, 19]. На основі зважених середніх даних трьох досліджень [17, 20, 21] 3DE об'єми ЛШ були більшими порівняно з даними 2DE, а відповідні верхні межі норми для КДО ЛШ становили 79 мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та 71  $mn/m^2$  для жінок, а КСО ЛШ – 32  $mn/m^2$  для чоловіків та 28  $mn/m^2$  для жінок.

Велике дослідження серед різноманітної змішаної та гомогенної популяції потрібно для визначення нормальних референтних меж для 3DE в різних етнічних групах.

*Рекомендації*. Розміри ЛШ слід рутинно оцінювати за даними 2DE шляхом розрахунку об'ємів ЛШ біплановим методом сумації дисків за Симпсоном. В ЕхоКГ кабінетах, досвідчених з використання 3DE рекомендовано вимірювання та винесення в заключення трьохвимірних розрахунків об'ємів ЛШ. При винесенні в заключення лінійних вимірів ЛШ рекомендовано використання В-режиму. Розміри та об'єми ЛШ слід індексувати до ПП. Для загальної популяції індексовані нормальні верхні межі норми в В-режимі складають для КДО ЛШ - 74 мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та 61 мл/м<sup>2</sup> для жінок, а КСО ЛШ 31 мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та 24 мл/м<sup>2</sup> для жінок.



Кінцево-діастолічний розмір ЛШ з парастернальної позиції





Рис. 1. Представлені 95% довірчі інтервали для чоловіків (зліва) та жінок (справа) для наступних параметрів: кінцево-діастолічного розміру (КДР) ЛШ, визначеного з парастернальної позиції по довгій осі (PLAX), залежно від ППТ (верхні номограми), та індексів кінцево-діастолічного об'єму (іКДО) ЛШ до ППТ, визначених в апікальній 4-камерній позиції (А4С, середні номограми) та біплановим методом (нижні номограми) залежно від віку.

Наприклад, нормальний іКДО в А4С у 40-річної жінки буде знаходитися приблизно у межах від 30 до 78 мл/м<sup>2</sup>.

Чоловіки Жінки 40 40 30 КСР ЛШ, ММ 30 KCP JIII, MM 20 20 0 10 0 0 1.4 1.8 2.2 2.6 1.4 1.8 2.2 2.6 1 1 Площа поверхні тіла, м. кв. Площа поверхні тіла, м. кв.

Кінцево-систолічний розмір ЛШ з парастернальної позиції





Рис. 2. Представлені 95% довірчі інтервали для чоловіків (зліва) та жінок (справа) для наступних параметрів: кінцево-систолічного розміру (КСР) ЛШ, визначеного з парастернальної позиції по довгій осі (PLAX), залежно від ППТ (верхні номограми), та індексів кінцево-систолічного об'єму (іКСО) ЛШ

до ППТ, визначених в апікальній 4-камерній позиції (А4С, середні номограми) та біплановим методом (нижні номограми) залежно від віку.

#### 2. Глобальна систолічна функція ЛШ

Глобальна функція ЛШ звичайно оцінюється шляхом виміру співвідношення різниці між кінцево-діастолічним та кінцево-систолічним параметрами ЛШ до кінцево-діастолічного значення в М-, В- режимах або підчас 3DE. Для цього звичайно кінцево-діастолічний розмір та об'єм визначають в першому кадрі після закриття мітрального клапану (МК) або в тому кадрі, в якому відповідні розмір та об'єм ЛШ є найбільшими. Кінцевосистолічні параметри найкраще оцінювати в кадрі безпосередньо після закриття аортального клапану (АК) або в кадрі, коли відповідні розмір та об'єм ЛШ є найменшими. У пацієнтів з регулярним серцевим ритмом визначення моментів відкриття та закриття клапанів визначаються за даними М-режиму, імпульсно-хвильового (ІХД) або постійно-хвильового (ПХД) допплеру, які можна також використовувати для точного визначення часових інтервалів кардіального циклу.

2.1. Фракційне скорочення. Фракційне скорочення (ФС) можна розрахувати за даними вимірів в В- або М-режимі. Перевагу слід віддавати вимірам в В-режимі. Слід пам'ятати, що оцінка глобальної систолічної функції ЛШ за даними лінійних параметрів є ненадійною за наявності регіональних порушень скоротливості ішемічної або некоронарогенної етіології (напр., при порушеннях провідності). У пацієнтів з неускладненою артеріальною гіпертензією (АГ), ожирінням або судинною патологією подібні регіональні порушення скоротливості зустрічаються досить рідко, тому, відповідно, цей параметр може мати певну цінність при проведенні клінічних досліджень [22]. У пацієнтів з нормальними розмірами базального відділу ЛШ, але зі збільшенням порожнини в серединному та апікальному відділах, об'єм ЛШ є набагато кращим маркером реальних розмірів ЛШ порівняно з лінійними вимірами ЛШ на рівні базальних сегментів. **2.2. ФВ**. ФВ розраховується за даними КДО та КСО за формулою: ФВ = (КДО – КСО) / КДО.

Об'єми ЛШ можуть бути розраховані за даними 2DE або 3DE, як було описано вище (Розділ 1.2). Біплановий метод дисків (модифікована формула Симпсона) сьогодні є еталоннім рекомендованим методом для оцінки ФВ ЛШ в В-режимі за даними всіх існуючих світових консенсусів. В Таб. 4 наведені нормальні межі та межі ступенів погіршення ФВ ЛШ та об'єму ЛП за даними 2DE. У пацієнтів з доброю якістю зображення визначення ФВ ЛШ за даними 3DE також вважається точним та відтворюваним, тому його слід використовувати там, де ця методика є доступною [7, 11, 16, 17, 20, 21].

**2.3.** Глобальний повздовжній стрейн (GLS). Стрейн (деформація) Лагранжа визначається як зміна довжини об'єкту в певному напрямку відносно його висхідної довжини:

Стрейн (%) =  $(L_t - L_0) / L_0$ ;

де  $L_t$  є довжина через час t, а  $L_0$  є висхідна довжина об'єкту в час 0. Найбільш часто рутинно використовуваним виміром для оцінки глобальної систолічної функції ЛШ є визначення глобального повздовжнього стрейну (GLS), що виконується підчас проведення спекл-трекінг ЕхоКГ (СТЕ, STE) [23-25] (Таб. 1). Підчас 2DE піковий GLS описує відносну зміну довжини міокарду ЛШ в проміжку між кінцем діастоли та кінцем систоли:

GLS (%) = (ДMc - ДMд) / ДMд;

де ДМ є кінцево-систолічною (ДМс) та кінцево-діастолічною (ДМд) довжиною міокарда. Оскільки ДМс є меншою порівняно з ДМд, піковий GLS в нормі має негативне значення. Це негативне значення GLS може призводити до непорозуміння при описанні підвищення або зниження стрейнів. Ми рекомендуємо, щоб всі описання змін стрейну спеціально визначали підвищення або зниження абсолютних скалярних значень стрейнів для запобігання непорозумінь.

Після оптимізації якості зображення за максимальною частотою оновлення кадрів та усунення недоліків зрізів, що є критичним для

відтворюваності результатів, GLS визначається усередненням значень, отриманих з трьох стандартних апікальних зрізів [26]. Виміри починаються в апікальній позиції по довгій осі ЛШ для візуалізації закриття АК. При субоптимальній візуалізації регіонального трекінгу в більш ніж двох міокардіальних сегментах в одній позиції, розрахунків GLS слід уникати. В таких випадках для оцінки повздовжньої функції ЛШ можна використовувати альтернативні показники, такі як систолічна екскурсія площини мітрального кільця або тканинну допплерографію (ТД, DTI) з визначенням пікової систолічної швидкості мітрального кільця (s').

Існують конкуруючі визначення GLS, що використовують розрахунки деформації ендокарду, середньої порції міокардіальної стінки та середніх значень всієї товщини [25]. Дані рекомендації використовують визначення Робочої групи з ініціативи по стандартизації даних СТЕ ASE, EACVI та виробників ультразвукової техніки [25, 27]. Внаслідок варіабельності результатів між різними виробниками та програмним забезпеченням, а також від віку та умов навантаження, у окремих пацієнтів повинно виконуватися серійне визначення GLS з використання одного і того самого обладнання та програмного забезпечення. Сума доступних на сьогодні даних представлена переважно для GLS середньої стінки. Хоча кількість доказових даних щодо використання GLS в рутинній практиці є набагато меншою порівняно з ФВ ЛШ, в декількох дослідженнях було показано, що визначення GLS середньої стінки є досить потужним та відтворюваним [28] з високою предиктивною цінністю у всіх пацієнтів як для оцінки функції ЛШ в стані спокою [29, 30], так і для прогнозування функції ЛШ після оперативних втручань у пацієнтів з клапанними вадами серця [31, 32].

**2.4. Референтні межі норми**. Референтні межі норми ФВ ЛШ за даними 2DE були оновлені на основі популяційних досліджень, описаних вище в розділі 1.3. Деталі норми ФВ ЛШ наведені в Таб. 2 та 4 та Таб. Додатку 2 – 5 (див. Додаток). ФВ ЛШ не значуще пов'язана зі статтю, віком, або розміром тіла при індексації до площі поверхні тіла (ППТ). Нормальна

середня ФВ ЛШ за біплановим методом дисків складає 63±5%, тому у осіб старших за 20 років значення ФВ ЛШ в інтервалі 53 – 73% класифікуються як нормальні значення. Недавно були опубліковані нормальні значення ФВ ЛШ в різних етнічних популяціях за даними трьохвимірної ЕхоКГ (Таб. 3).

Нормальні значення GLS залежать від локалізації визначення в межах міокардіальної стінки, виробника програмного забезпечення та його версії, що до сьогодні призводить до суттєвої гетерогенності опублікованих даних [28, 33, 34]. Консенсусом даних рекомендацій є те, що розбіжності між різними виробниками та програмними пакетами є досі достатньо високими, щоб можна було рекомендувати якісь універсальні нормальні референтні значення та нижні межі норми. Звичайно у здорових суб'єктів очікуються значення пікового GLS, близькі до -20%. Вибірка недавно опублікованих даних наводиться в Додатку та містить нижні межі норми для різних виробників програмного забезпеччення (Таб. Додатку 6). Є доказові дані, що свідчать, що у жінок мають місце дещо вищі абсолютні значення GLS порівняно з чоловіками, а також що значення стрейну з віком дещо знижуються [33, 35]. GLS є цінним та чутливим інструментом динамічного спостереження при виконанні дослідження на одному і тому самому обладнанні та програмному забезпеченні та за єдиною методологією.

*Рекомендації*. Систолічна функція ЛШ має рутинно оцінюватися за даними розрахункової ФВ ЛШ підчас 2DE або 3DE по оціненим КДО та КСО. ФВ ЛШ <52% для чоловіків та <54% для жінок говорить про систолічну дисфункцію ЛШ. GLS за даними двовимірної СТЕ виявляється відтворюваною та підходить для рутинного клінічного використання, тому що надає надійні прогностичні дані про систолічну функцію ЛШ на додаток до ФВ ЛШ при багатьох патологічних станах в кардіології, хоча результати визначення є варіабельними залежно від виробника апаратури та програмного забезпечення. Вважається, що піковий GLS у здорових суб'єктів очікується бути в межах -20%, а нижчі абсолютні значення стрейну можуть свідчити про патологію.

#### 3. Регіональна функція ЛШ

3.1. Сегментарний розподіл ЛШ. З метою оцінки регіональної функції ЛШ він ділиться на сегменти. Схеми сегментарного розподілу маються відбивати відповідні басейни коронарного кровопостачання, а самі сегменти мають містити порівняну приблизно однакову масу міокарда, що дозволяє відтворюваність та подібну оцінку за даними ЕхоКГ та інших засобів візуалізації (Рис. 3). Відповідно, найпоширенішою є 17-сегментарна модель ЛЖ. Починаючи від переднього сполучення міжшлуночкової перегородки (МШП) та вільної стінки ПШ проти часової стрілки сегменти позначають як передньо-перегородковий, нижньо-перегородковий, нижній, нижньо-боковий (або задній), передньо-боковий (або боковий) та передній. В цій 17сегментарній моделі верхівка розподіляється на п'ять сегментів, а саме септальний, нижній, боковий, передній, та апікальна «кришка» або «шапка», що визначає ділянку міокарду поза межею з порожниною ЛШ (Рис. 3 та 4) [35]. 17-сегментарну модель можна використовувати в дослідженнях перфузії міокарда або при порівнянні даних різних методів візуалізації, особливо фотон-емісійної комп'ютерної томографії (КТ), позитронно-емісійної томографії (ПЕТ) та магніто-резонансної томографії (МРТ) серця. Рис. 5 наводить схематичне відображення басейнів кровопостачання ЛШ трьома головними коронарними артеріями. При використанні даної 17-сегментарної моделі для оцінки рухів стінок ЛШ або регіональних деформацій (стрейнів) сімнадцятий сегмент («апікальна кришка») включати не рекомендовано.

Альтернативні сегментарні схеми ЛШ по різному оцінюють верхівку ЛШ. 16-сегментарна модель розподіляє верхівку на ті ж самі чотири сегменти (септальний, нижній, боковий та передній), але без «апікальної кришки» (Рис. 3, ліва схема). 18-сегментарна модель ділить верхівку на шість вище описаних сегментів подібно до базального та серединного відділів ЛШ (Рис. 3, права схема). Остання модель є простою для розуміння, але як правило призводить до певної надмірності оцінки дистальних сегментів, які важно розподілити та оцінити візуально та напівкількісно.



3., 9., 15 (для 18-сегм.).: перегородкові (септальні); 5., 11., 17 (для 18-сегм.).: задні; 6., 12., 18 (для 18-сегм.).: бокові

Рис. 3. Схематична діаграма різних сегментарних моделей ЛШ: 16сегментарна модель (зліва) [37], 17-сегментарна модель (в центрі) [38] та 18сегментарна модель (справа). На всіх діаграмах зовнішнє кільце представляє базальні сегменти, середнє – серединні сегменти на рівні середини папілярних м'язів, а внутрішнє – апікальні сегменти ЛШ. Переднє прикріплення стінки ПШ до ЛШ визначає межу між передньоперегородковим та переднім сегментами. Починаючи з цієї точки міокард підрозділяється на шість рівних сегментів (по 60<sup>0</sup>). Апікальний міокард в 16та 17-сегментарних моделях ділиться на чотири сегменти (по 90<sup>0</sup>). В 17сегментарній моделі додатковий сегмент («апікальна шапка») додається в центр «мішені» (модифіковано за Voigt та співав. [25]).

#### 2-камерна позиція



Рис. 4. Орієнтація площин зрізів апікальних позицій: 4-камерної (A4C), 2-камерної (A2C) та позиції по довгій осі (ALX або A3C) відносно до відображення сегментів ЛШ у вигляді «мішені» («bull's eye»). Верхні зображення відображують реальні зображення, а нижні схематично представляють сегменти стінок ЛШ в кожній з позицій. Anteroseptal – передньо-перегородковий; anterior – передній; anterolateral – передньобоковий; inferolateral – нижньо-боковий; inferior – нижній; inferoseptal – нижньо-перегородковий; basal – базальний; mid – серединний; apical сар – «апікальна кришка». Всі сегменти можливо візуалізувати в В-режимі. В середньому апікальна двокамерна (A2C) позиція та апікальна позиція по довгій осі ЛШ (A3C) складають з площиною зрізу апікальної чотирьохкамерної (A4C) позиції кути, відповідно, 53<sup>o</sup> та 129<sup>o</sup> [38], що дозволяє оцінку центрального регіону всіх сегментів з апікального доступу незалежно від моделі ЛШ, що використовується. Хоча існує певна варіабельність коронарного кровопостачання, звичайно існує певна усереднена модель відповідності певних сегментів басейнам коронарного кровопостачання трьох основних магістральних коронарних артерій (Рис. 5) [36].



Рис. 5. Типовий розподіл басейнів кровопостачання правої коронарної артерії (ПКА), передньої міжшлуночкової гілки (ПМШГ) лівої коронарної артерії (ЛКА) та огинаючої гілки (ОВ) ЛКА. Типи кровопостачання та басейни можуть бути досить варіабельними, тобто однакові сегменти можуть мати різне кровопостачання у різних пацієнтів.

**3.2.** Візуальна оцінка. Підчас ЕхоКГ регіональна міокардіальна функція оцінюється на основі спостережень за потовщенням стінки та рухів ендокардіальної поверхні відповідного сегменту міокарда ЛШ. Оскільки рух

сегменту міокарда може бути викликаний натяжінням сусіднього сегменту або загальним зсувом ЛШ, фокусом аналізу має бути регіональна деформація (потовщення, скорочення). Втім, слід визнати, що деформація може бути також пасивною та, відповідно, не завжди точно відбивати процес власно скорочення серцевого м'язу.

Рекомендованим є аналіз кожного сегменту індивідуально з різних позицій та зрізів. Кожному сегменту може бути присвоєний відповідний бал напівкількісної шкали для розрахунку індексу локальної скоротливості (ІЛС) стінок ЛШ, що відповідає середньому арифметичному значенню всіх балів тих сегментів, що було візуалізовано. Рекомендованою є наступна бальна шкала: 1 бал – нормо- або гіперкінез; 2 бали – гіпокінез (зменшене систолічне потовщення); 3 бали – акінез (відсутність або мінімальне потовщення, напр., рубець); та 4 бали – дискінез (систолічне потоншення або розтягнення з парадоксальним систолічним рухом стінки, напр., аневризма).

Аневризма є морфологічним феноменом, що демонструє фокальну дилатацію та потоншення (ремоделювання) з акінетичною або дискінетичною систолічною деформацією [39]. На відміну від попередніх Рекомендацій [2, 3], дана Робоча група утрималася від надання аневризмі окремого балу при оцінці сегментарної скоротливості та при розрахунку ІЛС внаслідок того, що аневризма демонструє саме дискінез та є морфологічним симптомом, який варто описувати в заключенні ЕхоКГ обстеження словами.

3.3. Регіональний рух стінок при гострому інфаркті та ішемії. Залежно від регіонального коронарного резерву стрес-ЕхоКГ може виявити значущі коронарні стенози шляхом індукції порушень локальної скоротливості. Рубцеві зміни міокарду також можуть призводити до регіональної міокардіальної дисфункції різного ступеня важкості. ЕхоКГ може переоцінювати або недооцінювати загальний об'єм ішемізованого або інфарктного міокарда, залежно від стану та функції сусідніх районів міокарда, регіональних умов навантаження та можливого «оглушення» міокарда [40]. Підчас стрес-ЕхоКГ візуальне розпізнавання регіональної дисфункції може бути поліпшеним за рахунок синхронізованого паралельного порівняння записів вихідних станів та станів підчас різних сходинок навантаження з використанням цифрових технологій [41]. Також багатообіцяючим є використання спекл-трекінг стрес-ЕхоКГ, яка дозволяє краще візуалізувати локальні порушення стрейну (деформації) субендокардіального, найбільш чутливого до ішемії, шару міокарду протягом навантаження у кількісному вираженні.

3.4. Порушення регіональної рухливості за відсутності ІХС. Регіональні порушення руху стінок ЛШ можуть також розвиватися за відсутності IXC при різноманітних станах, таких як міокардит, саркоїдоз або різні кардіоміопатії, включаючи стрес-індуковану кардіоміопатію (такоцубо). Аномальні патерни руху МШП можуть виникати післяопераційно або наявності блокади лівої ніжки пучка Гіса або при стимуляції ПШ, а також при дисфункції ПШ внаслідок перевантаження ПШ тиском або об'ємом. Крім того, деякі порушення провідності можуть викликати регіональні порушення скорочення за відсутності первинної дисфункції міокарда ЛШ. Такі регіональні дисфункції розвиваються внаслідок аномальної послідовності активації міокарда, що викликає гетерогенність умов навантаження та ремоделювання [42]. В ідеалі заключення ЕхоКГ обстеження має описувати такі порушення та послідовності активації та рухів міокарда. Слід виносити в заключення характерні патерни регіональних рухів міокарда, таких як септальне відштовхування («маятникоподібний» швидкий рух МШП при констриктивному перикардиті), «клювовидний» рух МШП при блокаді лівої ніжки пучка Гіса, або латеральний рух верхівки в систолу («гойдання» верхівки [43-46].

3.5. Кількісна оцінка регіональної рухливості за допомогою допплера та СТЕ. Ехокардіографічна кількісна оцінка регіональної міокардіальної функції ЛШ сьогодні базується на даних тканинної допплерографії (ТД, TDI) або на технологіях СТЕ [47 – 49]. Обидві технології забезпечують дані порівняної якості, хоча ТДІ є менш надійною внаслідок залежності результатів між кутом між напрямом руху міокарду та ультразвуковим променем, що часто призводить до недооцінки швидкості руху, якщо рух не є паралельним променю. Параметри, що звичайно використовуються, включають швидкість, рух, деформацію (стрейн) та швидкість деформації (стрейн-рейт). Внаслідок того, що швидкість та рух вимірюються по відношенню до датчика, на виміри можуть впливати зв'язок сегменту з рухом інших сегментів або загальний рух всього серця цілком. Відповідно, перевагу має визначення параметрів деформації, зокрема стрейну та стрейн-рейту. Найчастіше рутинно визначають повздовжній стрейн підчас систоли ЛШ. Подібно до глобального стрейну за даними сучасних програмних технологій виміри регіональної деформації можуть бути досить варіабельними по амплітуді, залежно від досліджуваного регіону міокарда, методології вимірів, виробника програмного забезпечення та визначення пробного об'єму вимірів. Тому дані рекомендації поки що не здатні забезпечити будь-які специфічні нормальні референтні межі, тому що вони ще мають бути визначені консенсусним документом Робочої групи ASE, EACVI, та виробників програмного забезпечення зі стандартизації кількісної візуалізації міокардіальної функції [24, 26].

Незалежно від величини стрейну, можна також оцінювати характерні зміни патернів міокардіальної деформації в часі. Повздовжнє скорочення або радіальне потовщення міокарда після закриття АК (постсистолічне укорочення або потовщення, що іноді визначається як «тардокінез) >20% від тотальної деформації підчас кардіального циклу чітко асоціюється з регіональною функціональною негомогенністю (напр., ішемія, рубець) [45]. Розвиток постсистолічного укорочення підчас стрес-тесту сьогодні запропоновано вважати індикатором регіональної ішемії [50]. Значення параметрів регіональної деформації та темпоральних патернів за даними СТЕ в В-режимі або в 3D ще мають бути доказово визначені [51, 52].

*Рекомендації*. В клінічній практиці використовують різні сегментарні моделі ЛШ. Для оцінки міокардіальної перфузії за даними ЕхоКГ та інших

засобів візуалізації сьогодні рекомендованою є 17-сегментарна модель. 16сегментарна модель рекомендується для рутинних обстежень для оцінки руху стінок ЛШ, оскільки екскурсія ендокарду та потовщення верхівки є майже непомітними для людського ока. Для оцінки руху стінок ЛШ кожен сегмент слід оцінювати з усіх можливих доступів та зрізів з присвоєнням відповідного балу за типом кінетики міокарда: 1 бал – нормо- або гіперкінез; 2 бали – гіпокінез (зменшення потовщення та екскурсії ендокарду); 3 – акінез (відсутність або мінімальне потовщення) та 4 бали – дискінез (парадоксальних рух, систолічне потоншення або розтягнення). Незважаючи на багатообіцяючі дані, кількісна оцінка ступеня регіональної деформації ЛШ на даному етапі поки що не може бути рекомендованою для рутинного використання внаслідок недостатньої кількості доказових даних, субоптимальної відтворюваності та значної варіабельності результатов досліджень залежно від програмного забезпечення різних виробників.

#### 4. Маса ЛШ

Маса ЛШ є важливим фактором ризику та потужним предиктором серцево-судинних подій [53 – 56]. Існує декілька методів, що дозволяють ефективно розраховувати масу ЛШ за даними М-режиму, В-режиму та 3DE (Таб. 5). Всі виміри мають виконуватися наприкінці діастоли (часова рамка протягом кардіального циклу безпосередньо перед закриттям МК або коли розмір та об'єм ЛШ є найбільшими). Методи, що використовують М-режим та лінійні виміри в В-режимі (КДР та товщину стінок ЛШ) покладаються на геометричні формули, що розраховують об'єм міокарда ЛШ, в той час як 3DE може розраховувати масу міокарда (ММ) ЛШ безпосередньо. Всі методи використовують перерахунок об'єму міокарда в масу шляхом множення об'єму міокарда на його щільність (приблизно 1,05 г/мл). При вимірі всього ЛШ з отриманих зображень в В-режимі використовуються методи «площадовжина» або усіченого еліпсоїда [1, 2]. Кожен з методів визначення ММЛШ

має свої переваги, недоліки та має значення в окремих специфічних ситуаціях (Таб. 5).

При спостереженні динаміки ММЛШ у окремих індивідів протягом часу, в тому числі для оцінки ефективності лікування, методи оцінки ММЛШ в В-режимі мають перевагу перед методами лінійних вимірів [1, 2]. Втім, для валідації цих методів існує набагато менше доказових досліджень щодо їх прогностичної значущості порівняно з методами лінійних вимірів. На відміну від лінійних вимірів, в тому числі в М-режимі, методи в В-режимі враховують контури порожнини ЛШ та зміни розмірів ЛШ, що можуть відбуватися протягом часу по довгій осі ЛШ. Це важливе зауваження, оскільки зміни геометрії ЛШ є дуже частими при різних серцевих захворюваннях. Однак, при потребі скринінгу в великих популяціях пацієнтів методики в М-режимі мають певні переваги внаслідок своєї простоти, швидкості у виконанні і меншої варіабельності підчас повторних вимірів. Існує достатньо великий масив доказових даних на користь точності визначення ММЛШ в М-режимі. Більшість досліджень прогностичної ролі ММЛШ використовували цю методику [57].

Втім, слід згадати певні застереження. По-перше, підчас вимірів в Мрежимі критично, щоб при визначенні товщини стінок та КДР ЛШ курсор був точно перпендикулярним довгій осі ЛШ. Тому перевагу слід віддавати візуалізації в М-режимі з обов'язковим В-режим-контролем положення курсору, або системам з «анатомічним» М-режимом. По-друге, формула включає в себе поправку на 20% переоцінку, що була виявлена підчас валідаційних досліджень визначення ММЛШ в М-режимі. Оскільки пряме визначення товщини стінок в В-режимі дає дещо менші значення, то навіть при використанні однієї і тієї самої формули значення ММЛШ, визначені в М- та В-режимі не є безпосередньо взаємозамінними (Таб. 5). Але це положення не так важливе, якщо методика використовується для визначення граничних значень для оцінки прогнозу. Також важливо відмітити, що формула використовує зведення значень в куб, тому навіть маленькі похибки вимірів можуть значно впливати на результуючі значення розрахованої ММЛШ.

Більшість досліджень, що порівнювали результати визначення ММЛШ в М-режимі під контролем В-режиму з результатами за даними методів розрахунку в В-режимі за формулами «площа-довжина» або подовженого еліпсоїду при нормальній геометрії порожнини ЛШ, показали невелику недостовірну різницю результатів без будь-яких переваг однієї методики перед іншою [58]. Втім, ці дослідження проводилися досить давно, до сьогоднішньої ситуації, коли значний прогрес в технологіях призвів до драматичного покращення якості зображення. Тому, можливо, назріла необхідність проведення великих популяційних досліджень, які б могли підтвердити або затвердити нові нормальні значення для ММЛШ з використанням методів оптимізації зображення, зокрема, «гармоніки», тому що на сьогодні такі дані є дуже лімітованими [59, 60].

ЗDE є єдиною ЕхоКГ методикою, що безпосередньо визначає об'єм міокарда ЛШ, тому його використання є клінічно виправданим. Було проведено багато валідаційних досліджень [61]. Втім, існує небагато досліджень, які б досліджували практичне рутинне застосування, умісність, варіабельність результатів або прогностичне значення в великих клінічних середовищах [62]. Відповідно, консенсусом даної Робочої групи є те, що нормативні дані про ММЛІШ у здорових суб'єктів за даними ЗDE на сьогодні не є достатніми для того, щоб рекомендувати їх для повсякденного клінічного використання. Слід також відмітити, що постійне технологічне покращення часової та просторової роздільної здатності 3D-ЕхоКГ досить скоро має вплинути на результати нормативних значень ММЛІШ за даними 3DE із зменшенням варіабельності та підвищенням відтворюваності, тому, можливо, час для розробки нормативної бази реферативних меж ММЛІШ за даними 3DE ще не прийшов.

У пацієнтів з базальною септальною гіпертрофією методи, що використовують вимір товщини базальних сегментів стінок ЛШ, призводять

до переоцінки істинної ММЛШ внаслідок того, що в формулу залучається куб найтовстішої ділянки МШП. І навпаки, метод «площа-довжина», що використовує визначення середньої товщини стінок в серединному відділі ЛШ, схильний до недооцінки ММЛШ, оскільки найтовстіша ділянка МШП навпаки не включена до формули. В умовах дискретної або асиметричної гіпертрофії при використанні цих методів для серійної оцінки ММЛШ у пацієнта протягом його динамічного спостереження критичним є використання одного і того ж самого методу визначення ММЛШ протягом часу спостереження, а також виміри товщин стінок на одному і тому самому рівні. ЗDE має переваги завдяки здатності урахування регіональних відмінностей товщини стінки ЛШ, і тому може забезпечити найточніші результати щодо ММЛШ в цих умовах.

Нормальні значення ММЛШ є варіабельними залежно від статі, віку, розмірів тіла, наявності або відсутності ожиріння та географії популяційного дослідження. Тому універсальні нормальні реферативні межі визначити досить складно. ММЛШ є в нормі більшою у чоловіків, ніж у жінок, незалежно від розмірів тіла, а також прогресивно збільшується в нормі при збільшенні розмірів тіла. З моменту виходу попередніх Рекомендацій з кількісних вимірів порожнин серця в 2011 р. [1] було опубліковано результати декількох досліджень з нормальними значеннями ММЛШ в здорових популяціях [60, 63 – 67]. Більші за розміром дослідження надали значення, подібні до тих, що були рекомендовані в попередніх рекомендаціях [63, 66, 67]. Тому рекомендовані нормальні граничні референтні значення ММЛШ на сьогодні лишаються без суттєвих змін (Таб. 6). Втім, при визначенні реферативних меж норми в майбутніх популяційних дослідженнях слід приймати до уваги різні етнічні популяції досліджуваних пацієнтів [11, 17, 68 - 69].

Індексація ММЛШ дозволяє порівнювати між собою дані пацієнтів з різними розмірами тіла. Втім, досі лишаються суперечливості щодо консенсусу, що використовувати у якості коефіцієнта – зріст, масу тіла або ППТ. Існують дослідження, які стверджують, що індексація до зросту в алометричних ступенях, таких як 1,7, 2,13 та 2,7 має переваги перед індексацією ММЛШ до ППТ, особливо при спробах оцінити прогноз у пацієнтів з ожирінням [66, 71]. Втім, більшість великих популяційних досліджень використовували індексацію ММЛШ до ППТ.

Нарешті, розрахунок відносної товщини стінок (ВТС) ЛШ за формулою (2 х ЗСЛШ) / КДР ЛШ дозволяє категоризацію підвищення ММЛШ на концентричну (ВТС >0,42) або ексцентричну (ВТС ≤0,42) гіпертрофію ЛШ, а також дозволяє діагностувати концентричне ремоделювання ЛШ (нормальна ММЛШ при підвищеній ВТС), що є «передгіпертрофією» ЛШ (Рис. 6).

*Рекомендації*. При нормальній геометрії порожнини ЛШ розрахунок ММЛШ є надійним та достовірним за формулами як в М-, так і в В-режимі. Нормальні значення ММЛШ згідно цих методів лишаються незмінними з періоду виходу попередніх рекомендацій. Розрахунок індексу ММЛШ (іММЛШ) проводиться шляхом індексації до ППТ. Верхні межі норми нормального іММЛШ за даними лінійних вимірів в М-режимі лишаються 95 г/м<sup>2</sup> для жінок та 115 г/м<sup>2</sup> для чоловіків. Верхніми межами норми для іММЛШ за даними вимірів в В-режимі сьогодні вважаються 88 г/м<sup>2</sup> для жінок та 102 г/м<sup>2</sup> для чоловіків.

Оскільки 3DE є єдиною ЕхоКГ методикою, що дозволяє виміряти об'єм міокарду безпосередньо без геометричних припущень щодо контурів порожнини та розподілу товщини стінок ЛШ, ця технологія є багатообіцяючою та може використовуватися у випадках аномальних контурів порожнини та стінок ЛШ або у пацієнтів з асиметричною або локалізованою гіпертрофією. До сьогодні доступна дуже обмежена кількість літературних даних про верхні нормальні межі ММЛШ за даними 3DE, тому їх поки що неможливо рекомендувати для рутинного клінічного застосування.



Рис. 6. Типи геометрії ЛШ за ВТС та ММЛШ. Пацієнти з нормальною ММЛШ можуть мати або нормальну геометрію (ВТС ЛШ ≤0,42), або концентричне ремоделювання ЛШ (підвищена ММЛШ при підвищеній ВТС >0,42). Пацієнти з підвищеною ММЛШ можуть мати або концентричну (ВТС >0,42), або ексцентричну (ВТС ЛШ ≤0,42) гіпертрофію ЛШ. Ці дані базуються на лінійних вимірах ММЛШ [1, 2].

#### **II.** Правий шлуночок

Правий шлуночок (ПШ) має унікальний контур півмісяця, що створює значні складності для кількісної оцінки його розмірів та функції. Ця камера серця відіграє значну роль в структурі захворюваності та смертності пацієнтів з ознаками та симптомами кардіальної та легеневої патології. Донедавна не існувало значних твердих консенсусів щодо ЕхоКГ оцінки правих відділів серця внаслідок необізнаності широкого кола спеціалістів з різними методами їх оцінки, а також внаслідок переважної уваги до кількісної оцінки лівих відділів серця.

ASE разом з EACVI та Канадським товариством ехокардіографії нещодавно видало Рекомендації з оцінки правих відділів серця у дорослих [72]. Наступний розділ надає оновлені референтні значення кількісних вимірів та оцінки функції правих відділів серця у відповідності до останніх опублікованих літературних доказових даних з наведенням більшості існуючих параметрів оцінки систолічної та діастолічної функції ПШ, які мають замінити застарілі попередні дані.

#### 5. Загальні рекомендації з кількісної оцінки ПШ

В усіх клінічних ЕхоКГ обстеженнях слід виконувати повноцінну оцінку розмірів та функції ПШ, приймаючи до уваги покази до проведення обстеження та відповідну клінічну інформацію. Оператор має оцінювати ПШ з використанням множинних акустичних вікон, а заключення має відображати результати оцінки за даними як якісних, так і кількісних параметрів. Виміри мають включати розміри ПШ та правого передсердя (ПП), оцінку систолічної функції ПШ за даними по меншій мірі одного, а краще за даними комбінації наступних параметрів:: фракційна зміна площі (ФЗП) ПШ, систолічна швидкість латерального трикуспідального кільця за даними тканинної допплерографії (ТД, TDI) (S') та індекс функції міокарда (ІФМ) ПШ. Систолічний тиск в ПШ, що типово оцінюється за даними потоку трикуспідальної регургітації (ТР) та визначення тиску в ПП (центрального венозного тиску, ЦВТ) на основі діаметру та інспіраторного колапсу нижньої порожнистої вени (НПВ), також слід відзначати в заключенні за наявності повноцінного допплерівського «конверту» ТР [72]. Якщо це можливо, також в заключення слід включати додаткові параметри, такі як об'єми та ФВ ПШ за даними 3DE. Рекомендовані методики разом з переліком їх переваг та недоліків наводяться в Таб. 7 та 9, а нові референтні нормальні межі відповідних параметрів містяться в Таб. 8 та 10. Ці референтні нормативні

межі базуються на опублікованих доказових даних (середнє значення ± SD), отриманих у здорових дорослих індивідів без будь-якого анамнезу серцевої або легеневої патології (Таб. Додатку 7). Даний документ використовує ту саму методологію, що і попередні Рекомендації з оцінки правих відділів серця, де для кожного параметру був виконаний мета-аналіз наявних доказових даних.

Не всі рекомендовані нормативні значення є ідентичними до тих, що були опубліковані в попередніх рекомендаціях [72]. Базуючись на даних останніх доказових даних, включених в даний документ, невеликі зміни відбулися в нормативних референтних значеннях розмірів ПШ, S', TAPSE та ІФМ ПШ. Нові публікації з моменту опублікування попередніх рекомендаціях також призвели до змін референтних значень для об'ємів та ФВ ПШ за даними 3DE (Таб. 8 та 10). Для читачів важливо розуміти, що більшість запропонованих нормативів не є індексованими до статі, ППТ або зросту, хоча наявні доказові дані і свідчать на користь переваги індексації [73 -76]. В результаті можливо, що у пацієнтів з надмірно малими або великими зростом або ППТ може мати місце хибна класифікація певних параметрів як патологічних. Тому рекомендовано, щоб лікуючий спеціаліст, що інтерпретує результати ЕхоКГ, приймав до уваги габітус пацієнта підчас інтерпретації результатів дослідження. Ця потенційна похибка інтерпретації відноситься і до інших специфічних груп пацієнтів, таких як пацієнти з вродженими вадами серця, спортсмени та інші, для яких не існує спеціальних розроблених нормативів [77].

#### 6. Есенціальні вікна та зрізи візуалізації

Зображення, необхідні для повноцінної оцінки розмірів, систолічної та діастолічної функції ПШ та тисків в ПШ, забезпечують наступні позиції: A4C, A4C з фокусом на ПШ та модифікована A5C позиції (Рис. 7А), ліві PLAX та SAX, парастернальна позиція приносного тракту ПШ (ПТПШ), та субкостальні позиції [72]. У більшості випадків A4C з фокусом на ПШ забезпечує кращу візуалізацію вільної стінки ПШ по всій її довжині порівняно із стандартною А4С позицією, що фокусується на ЛШ. Тому рекомендується, щоб виміри ПШ проводилися саме в А4С позиції з фокусом на ПШ. Рис. 7А та Таб. 7 показують різні зрізи ПШ та відповідні рекомендації для його вимірів.



Класична апікальна 4-камерна позиція

Рис. 7. А. Три апікальні зображення, що демонструють різні зрізи ПШ. Середнє зображення (червона рамка) демонструє А4С позицію з фокусом на ПШ. Б. Обґрунтування для максимізації виміру базального поперечного КДР ПШ в зрізі з фокусом на ПШ. Маніпуляція одними і тими самими зображеннями з набору зображень 3D дає чітко зрозуміти, що мінімальні варіації з А4С позицією (пунктирна лінія) відносно форми півмісяця ПШ може призводити до суттєвої варіабельності отриманих розмірів ПШ підчас його лінійних вимірів.

### 7. Виміри ПШ

**7.1. Лінійні виміри**. Кількісні виміри ПШ є критично необхідними внаслідок того, що суттєво зменшують варіабельність ЕхоКГ заключень порівняно з тільки кількісною оцінкою ПШ «на око» [78]. Виміри в В-режимі

представляють значні складнощі внаслідок складної геометрії ПШ та недостатніх специфічних правобічних анатомічних орієнтирів, які б можна було використовувати у якості референтних точок. Конвенційна А4С позиція (тобто та, що фокусується на ЛШ) надає велику варіабельність зрізів через ПШ, що, відповідно, може призводити до суттєвої варіабельності отриманих розмірів та площі ПШ при навіть невеликих ротаціях та змінах положення датчика (Рис. 7Б). Розміри ПШ найкраще оцінювати в А4С позиції з фокусом на ПШ внаслідок латеральної або медіальної орієнтації датчика (Рис. 7А та Таб. 7). Зображення слід отримувати так, що верхівка ЛШ знаходилася в центрі сектора сканування при максимальних розмірах ПШ та його базального КДР, що дозволяє запобігти штучного укорочення його порожнини. Слід також відмітити, що точність вимірів ПШ може бути обмеженою у випадку недоброго визначення вільної стінки ПШ внаслідок власно дуже великих розмірів ПШ або його анатомічного положення за грудиною. Недавні доказові дані дозволили припустити, що індексація «розміру» ПШ до ППТ може бути доцільною за деяких обставин, але виміри в цих дослідженнях мали недолік у вигляді відсутності референтних точок в зрізах з фокусом на ПШ та часто використовували площі ПШ, а не його лінійні розміри [74, 75]. Референтні межі нормальних розмірів ПШ перераховані в Таб. 8. В цілому базальний поперечний кінцево-діастолічний розмір >41 мм та середній поперечний кінцево-діастолічний розмір >35 мм в А4С позиції з фокусом на ПШ говорить про дилатацію ПШ.

**7.2.** Волюмометричні виміри. Трьохвимірна ЕхоКГ дозволяє виміри об'ємів ПШ (Рис. 8), таким чином долаючи обмеження конвенційного Врежиму щодо орієнтації та референтних точок. Оцінка КДО, КСО та ФВ ПШ за допомогою 3DE за даними доказових досліджень є досить точною, хоча і може бути технічно складною, особливо у пацієнтів з неоптимальною якістю візуалізації або з важким збільшенням ПШ.

Нещодавно були опубліковані сумісні практичні Рекомендації EACVI та ASE з 3D візуалізації ПШ [62]. Підчас аналізу об'ємів ПШ критично
важливим є мануальне визначення кінцево-діастолічного та кінцевосистолічного кадрів для знаходження максимального та мінімального об'ємів ПШ, відповідно (Таб. 7). Міокардіальні трабекула та модераторний пучок мають включатися в порожнину ПШ, а контури порожнини ПШ на динамічних зображеннях повинні чітко слідувати за зміщенням ендокарду та екскурсією трикуспідального кільця підчас кардіального циклу.

Хоча 3DE має тенденцію до недооцінки об'ємів ПШ порівняно з МРТ серця [79], був ідентифікований взаємозв'язок між об'ємами та ФВ ПШ з одного боку та віком та статтю з іншого, який був дуже подібним до того, що був виявлений при оцінці за допомогою МРТ серця [73]. Загалом, у жінок спостерігаються менші об'єми ПШ за даними 3DE, не зважаючи на індексацію до ППТ, та більш високі значення ФВ ПШ [76]. Також було виявлено, що більш старший вік асоціювався із меншими об'ємами ПШ (очікуване зниження об'ємів складає 5 мл за 10 років для КДО та 3 мл за 10 років за ФВ) [76]. Референтні значення об'ємів ПШ з індексацією до ППТ та ФВ за даними мета-аналізів всіх наявних досліджень наведені в Таб. 8 та 10. Деталі описаних вище впливів на об'єми та ФВ ПШ віку, статі та ППТ перелічені в Таб. Додатку 8 [75]. Хоча на об'єми ПШ за даними МРТ серця очевидно суттєво впливає раса пацієнта [73], аналогічні дані щодо визначення об'ємів ПШ за даними 3DE на сьогодні не є доступними.

*Рекомендації*. Розміри ПШ слід рутинно оцінювати підчас ЕхоКГ дослідження з використанням множинних акустичних вікон, а заключення повинно включати як якісні, так і кількісні параметри. В ЕхоКГ лабораторіях, досвідчених в проведенні ЗDE, рекомендоване визначення об'ємів ПШ в ситуаціях, коли це може бути клінічно важливим. Хоча нормальні межі об'ємів ПШ ще мають бути визначені на більш великих популяціях, на сьогодні опубліковані дані надають наступні нормальні значення індексованих об'ємів ПШ: іКДО 87 мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та мл/м<sup>2</sup> для жінок, та іКСО, відповідно, 44 мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та 36 мл/м<sup>2</sup> для жінок (верхня межа відповідних нормальних реферативних меж).

### 8. Систолічна функція ПШ

Систолічну функцію ПШ можна оцінювати, використовуючи багато параметрів (Таб. 9), включаючи ІФМ ПШ (RIMP), ТАРЅЕ, ФЗП ПШ в Врежимі, ФВ ПШ за даними 3DE, S', та повздовжні стрейн та стрейн-рейт за даними ТД та СТЕ в В-режимі [26]. Багато досліджень продемонстрували клінічну доцільність та цінність використання ІФМ ПШ (RIMP), TAPSE, ФЗП ПШ в В-режимі, та S' трикуспідального кільця, а також оцінки повздовжнього ехокардіографічного стрейну за даними СТЕ. ФВ ПШ за даними 3DE очевидно є більш надійною та відтворюваною при правильній методології оцінки, та сьогодні постійно збільшується кількість доказових даних, що вже дозволяє забезпечити нормальні референтні межі норми (Таб. 10 та Таб. Додатку 8).

8.1. ІФМ ПШ (RIMP). ІФМ ПШ (RIMP) є показником глобальної міокардіальної функції ПШ. Для його визначення слід виміряти час ізоволюмічного скорочення (IVCT), час ізоволюмічної релаксації (IVRT) та час вигнання з ПШ (ET), бажано в одному кардіальному циклі, використовуючи імпульсно-хвильовий допплер (IXД) або ТД латерального трикуспідального кільця (Таб. 9). При використанні для визначення ІФМ ПШ ІХД важливо забезпечити, щоб непослідовні цикли мали приблизно однакові інтервали RR. Це обмеження не відноситься до визначення ІФМ ПШ за допомогою ДТ, де всі параметри отримуються з одного кардіального циклу. ІФМ ПШ може бути хибно занизьким в станах, асоційованих з підвищеним тиском в ПП (ЦВТ), при яких укорочується IVRT. RIMP >0,43 за даними ІХД та >0,54 за даними ТД говорять про дисфункцію ПШ.

8.2. TAPSE. Показник амплітуди руху латерального трикуспідального кільця TAPSE легко отримати. Він є показником повздовжньої міокардіальної функції ПШ та вимірюється в М-режимі при оптимальному вирівнюванні курсору М-режиму уздовж напрямку руху трикуспідального латерального кільця в А4С позиції (Таб. 9). Хоча цей показник переважно відбиває повздовжню міокардіальну функцію ПШ, було доведено, що він

добре корелює з параметрами, що визначають глобальну систолічну функцію ПШ, такими як ФВ ПШ за даними радіонуклідних методів візуалізації, ФЗП ПШ в В-режимі та ФВ ПШ за даними 2DE. Як одновимірний показник, залежний від позиції датчика, TAPSE здатна також пере- або недооцінювати функцію ПШ внаслідок впливів загальних рухів серця на амплітуду трикуспідального кільця [80].

Хоча невеликі варіації залежно від статі та ППТ мають право на існування, загалом зниження TAPSE <17 мм є потужним предиктором систолічної дисфункції ПШ.

**8.3. ФЗП ПШ в В-режимі**. ФЗП ПШ забезпечує оцінку глобальної систолічної функції ПШ. При цьому важливо забезпечити, щоб весь ПШ був включений в сектор сканування, включаючи верхівку та вільну стінку, як в систолу, так і в діастолу. При обведенні контурів площі ПШ в А4С позиції з фокусом на ПШ трабекули мають бути включені в порожнину ПШ (Таб. 9). ФЗП ПШ <35% говорить про систолічну дисфункцію ПШ.

8.4. Систолічна швидкість латерального трикуспідального кільця за даними ТД. Швидкість латерального трикуспідального кільця S' за даними ТД є легко вимірюваним, надійним та відтворюваним параметром, що добре корелює з іншими показниками систолічної функції ПШ. Специфічні для віку нижні межі норми опубліковані для великої популяції здорових суб'єктів [81]. Важливим є вирівнювання напрямку руху базального сегменту вільної стінки ПШ та допплерівського курсору для запобігання недооцінки швидкості (Таб. 9). Подібно до TAPSE, визначення S' залежить від положення датчика, тому на нього може вливати загальний рух всього серця. Швидкість латерального базального сегменту ПШ S' <9,5 см/с говорить про систолічну дисфункцію ПШ.

8.5. Деформація (стрейн) та швидкість деформації (стрейн-рейт) ПШ. Стрейн та стрейн-рейт є корисними параметрами для оцінки глобальної та регіональної систолічної функції ЛШ. Повздовжній стрейн розраховується як відсоток систолічного укорочення вільної стінки ПШ від основи до верхівки, в той час як повздовжній стрейн рейт відбиває швидкість цього укорочення. На повздовжній стрейн менше впливає загальний рух всього серця [80, 82], але він залежить від умов навантаження ПШ, а також від розмірів та контурів ПШ. Визначення повздовжнього стрейну ПШ повинно проводитися в А4С позиції з фокусом на ПШ. Порівняно зі стрейнами за даними СТЕ в В-режимі, кутова залежність стрейнів за даними ТД є суттєвим недоліком. На стрейн ПШ за даними СТЕ в В-режимі впливають якість зображення, реверберації та інші артефакти, а також затухання сигналу. Розміщення базальних референтних маркерів занадто низько (напр., на передсердному боці трикуспідального кільця) може призвести до штучного артефактного заниження значень базального стрейну. Ширина регіону інтересу має бути обмеженою міокардом, виключаючи перикард, що може бути складним, зважаючи на звичайно тонку стінку ПШ (Таб. 9).

В контексті правих відділів серця важливо пам'ятати, що глобальний повздовжній стрейн (GLS) – параметр запозичений з області оцінки ЛШ, а програмне забезпечення, що використовується для вимірів GLS ПШ у більшості виробників з самого початку було розроблене для вимірів ЛШ, та пізніше адаптовано для ПШ. Термін GLS ПШ звичайно відноситься до або середнього значення стрейну вільной стінки ПШ та септальних сегментів, або до тільки сегментів вільної стінки ПШ (Рис. 9). Недавно було показано, що піковий GLS ПШ, виключаючи стрейн МШП, має прогностичне значення при різноманітних патологічних станах, таких як серцева недостатність [83, 84], гострий інфаркт міокарда [85], легенева гіпертензія [86, 87] та амілоїдоз серця [88], а також здатен бути предиктором ПШ недостатності після імплантації допоміжних механічних ЛШ пристроїв [89].

Найбільша кількість доказових даних, процитованих вище, походить від одноцентрових досліджень із залученням переважно апаратури та програмного забезпечення тільки двох світових виробників, а дані були отримані на обмеженій кількості пацієнтів. Сучасні референтні значення GLS вільної стінки ПШ за даними СТЕ в В-режимі наведені в Таб. 10. Кумулятивні дані (хоча і представлені єдиним виробником апаратури та програмного забезпечення для СТЕ) дозволяють говорити, що GLS вільної стінки ПШ вище за –20% (тобто, <20% в абсолютних цифрах) є патологічним.

**Рекомендації**. Стрейн за даними СТЕ, зокрема, вільної стінки ПШ є відтворюваним та підходить для рутинного клінічного застосування. Існує необхідність отримання більшої кількості додаткових нормативних даних за результатами великих досліджень із залученням обладнання різних світових виробників. Тому на сьогодні поки що неможливо надати рекомендовані чіткі нормативні референтні значення для глобального або регіонального стрейну ПШ та його швидкості.

8.6. ФВ ПШ у 3D. ФВ ПШ за даними трьохвимірної ЕхоКГ є показником глобальної систолічної функції ПШ. Хоча ФВ ПШ непрямо відбиває скоротливу функцію ПШ рег se, вона забезпечує інтегральний погляд на взаємодію між скоротливістю та навантаженням ПШ. ФВ ПШ може мати особливу клінічну цінність у пацієнтів після кардіохірургічних втручань (за відсутності значущого септального відштовхування або парадоксального руху МШП), коли конвенційні показники повздовжньої міокардіальної функції ПШ (напр., TAPSE та S') звичайно знижуються та більше не свідчать про загальну міокардіальну функцію ПШ [82, 90, 91]. Трьохвимірна ЕхоКГ сьогодні інтенсивно досліджується, в тому числі у порівнянні з МРТ серця [79, 92]. Рекомендованим методом оцінки ФВ ПШ є напівавтоматичне волюмометричне визначення меж ендокарду.

Обмеженнями оцінки ФВ ПШ за даними ЗDE є залежність від навантаження, міжшлуночкова взаємодія, що впливає на рух МШП, погана візуалізація та неправильний ритм серця. Як описано вище в розділі про оцінку об'ємів ПШ, ФВ ПШ є незначно вищою у жінок порівняно з чоловіками внаслідок природно менших об'ємів ПШ, тому рекомендовано відштовхуватися від стать-специфічних референтних меж норми (Таб. Додатку 8). Рекомендації. В ЕхоКГ кабінетах з відповідними 3D платформами та досвідом при оцінці систолічної функції ПШ методом вибору має бути ФВ ПШ за даними 3DE, з урахуванням викладених вище обмежень. Загалом, ФВ ПШ <45% звичайно говорить про зниження систолічної функції ПШ, хоча окремі лабораторії мають право на інші граничні значення, специфічні для віку та статі.



Рис. 8. Трьохвимірний аналіз ПШ. А. Набір даних для 3D-реконструкції отриманий з A4C позиції з фокусом на ПШ шляхом «зшивання» разом субоб'ємів, генерованих з декількох (4 – 6) послідовних циклів. Б. Ендокардіальна поверхня ПШ ідентифікується напівавтоматично після мануальної ініціалізації зрізів ПШ по короткій осі, в A4C позиції та з

коронального зрізу наприкінці систоли та діастоли. В. Генерація 3D-моделі ПШ дозволяє кількісний розрахунок КДО та КСО, УО та ФВ ПШ.



Рис. 9. Визначення систолічного стрейну ПШ за даними СТЕ в Врежимі. Верхня панель демонструє «глобальний» повздовжній стрейн вільної стінки ПШ: розрахунок середнього значення стрейнів трьох сегментів. Нижня панель демонструє «глобальний» повздовжній стрейн шести сегментів з А4С позиції: трьох сегментів вільної стінки та трьох септальних сегментів. Відмітьте, що повздовжній стрейн вільної стінки ПШ є значно вищим порівняно із середнім стрейном септальних та вільних сегментів. До розробки універсального стандарту інтерпретація повздовжнього стрейну ПШ має приймати до уваги ці нюанси, а також референтні значення, специфічні для виробника апаратури та програмного забезпечення та методології оцінки стрейну.

### **III.** Ліве та праве передсердя

Ліве передсердя (ЛП) виконує три головні фізіологічні ролі, що впливають на наповнення та функцію ЛШ. ЛП працює як: 1) скоротлива помпа, що забезпечує від 15 до 30% об'єму діастолічного наповнення ЛШ; 2) резервуар, що збирає венозну кров з легеневих вен (ЛВ), що повертається з малого кола кровообігу підчас систоли шлуночків; 3) кондуїт для проходу накопиченої крові з ЛП в ЛШ підчас ранньої діастоли [93, 94]. Збільшення ЛП асоціюється з несприятливими серцево-судинними виходами [95 – 100]. За відсутності органічної патології МК збільшення розмірів ЛП майже завжди відбиває збільшення напруження стінки як результат підвищення тиску в ЛП [101 – 104], а також порушення функції ЛП, вторинного до передсердної міопатії [105, 106]. Існує чіткий взаємозв'язок між збільшенням ЛП та ризиком фібриляції передсердь (ФП) та інсульту [93, 107 – 116], ризиком загальної смертності після інфаркту міокарда [105, 106, 117, 118], ризиком смертності та госпіталізації у пацієнтів з дилатаційною кардіоміопатією [119-123] та великими серцево-судинними подіями та смертності у хворих на цукровий діабет [124]. Збільшення ЛП є маркером як важкості та хронічності діастолічної дисфункції ЛШ, так і ступеня підвищення тиску в ЛП [99, 101 – 104].

# 9. Виміри ЛП

**9.1. Загальні положення щодо розмірів ЛП**. ТТЕхоКГ є рекомендованим підходом для візуалізації та оцінки розмірів ЛП. Рекомендації для кількісної оцінки ЛП сумовані в Таб. 11. Підчас ЧСЕхоКГ все ЛП часто не вміщається в сектор сканування, тому ЧСЕхоКГ не використовується для оцінки розмірів ЛП. Розміри ЛП оцінюються наприкінці систоли ЛШ, коли розміри ЛП є найбільшими. При отриманні зображень з метою вимірів розмірів та об'ємів ЛП слід запобігати штучного

укорочення ЛП. Оскільки повздовжні осі ЛШ та ЛП часто лежать в різних площинах, для оптимальних вимірів об'єму ЛП слід отримувати відповідні оптимальні зрізи ЛП з апікального доступу. При цьому основа ЛП має бути найбільшою підчас візуалізації, що вказує на те, що площина сканування проходить через максимальний діаметр короткої осі ЛП. Довжина ЛП також має бути максимальною для забезпечення проходження площини сканування через справжню довгу вісь ЛП. При використанні біпланового методу сумації дисків для розрахунку об'ємів ЛП довжина довгих осей в А4С та А2С позиціях має бути подібною. При обведенні меж ЛП гирла ЛВ та вушко ЛП мають виключатися з обведення (з порожнини ЛП). Атріовентрикулярна поверхня має бути представленою площиною МК, а не передсердними поверхнями стулок МК.

**9.2.** Лінійні виміри та площа ЛП. Найбільш широко використованим є лінійний вимір передньо-заднього (ПЗР) або поперечного розміру ЛП з парастернальної позиції по довгій осі ЛШ (PLAX) в М-, а краще в В-режимі [93, 108, 110, 111, 115, 119, 121, 122, 125, 126]. Хоча до сьогодні цей вимір дуже широко використовується в рутинній клінічній практиці та в наукових дослідженнях, вже давно ясно, що він далеко не завжди точно відбиває справжню картину істинних розмірів ЛП [127, 128]. Традиційно ПЗР широко використовувався як найбільш відтворюваний параметр. Втім, оцінка тільки лише одного ПЗР покладається на припущення, що при збільшенні ЛП воно збільшується симетрично, що часто не є так підчас ремоделювання ЛП [129 – 130]. Тому ПЗР не має бути єдиним виміром розмірів ЛП.

Також може бути розрахована площа ЛП в А4С та А2С позиціях, для чого існують добре встановлені референтні межі норми [13]. Оптимальні контури отримуються ортогонально навкруги довгої осі ЛП на доброї якості зображеннях з запобіганням штучного візуального укорочення порожнини ЛП [1, 2]. Але простота визначення об'ємів ЛП в рутинній клінічній практиці разом з великою кількість існуючої доказової бази з нормативною базою та доведеною прогностичною роллю визначення об'єму ЛП на сьогодні не робить обов'язкове визначення площі ЛП необхідним.

**9.3.** Виміри об'єму ЛП. При оцінці розмірів та ремоделювання ЛП сьогодні рекомендованим є оцінка його об'єму. Оцінка об'єму ЛП приймає до уваги зміни розміру камери ЛП в усіх напрямках. Об'єм ЛП є доведеним потужним прогностичним маркером при великій кількості серцевих захворювань [100, 107, 113, 114, 116 – 118, 123, 132 – 137]. Порівняно з ПЗР об'єм ЛП має більш потужну асоціацію з виходами у кардіологічних хворих [114, 138]. Двовимірні розрахункові об'єми ЛП за даними ЕхоКГ типово є меншими порівняно з результатами комп'ютерної томографії (КТ) або МРТ серця [139 – 143]. Виміри об'єму ЛП є важливими, тому що вони відбивають тягар та хронічність підвищення тиску наповнення ЛШ (тиску в ЛП) та є потужними предикторами кінцевих точок.

Існують різни методи оцінки об'ємів ЛП. Хоча раніше використовувався розрахунок об'єму ЛП за трьома лінійними ортогональними вимірами ЛП з використанням моделі еліпсоїда [132, 138, 144], відносна неточність результатів обмежує доцільність використання цієї методики. Сьогодні рекомендованим методом визначення об'єму ЛП є використання алгоритму сумації дисків за Симпсоном, подібно до визначення об'ємів ЛШ (Таб. 11) [144,145].

Ендокардіальні межі ЛП слід обводити в А4С та А2С позиціях. Також можна використовувати вимір лише в одній площині, але цей метод базується на геометричному припущенні, що ЛП є циркулярним в розрізі по короткій осі, що не завжди є дійсним [147]. Тому вимір в одній площині не є рекомендованим для рутинного використання, але може використовуватися у випадках, коли планіметрія в двох ортогональних проекціях утруднена. Типово результати виміру тільки в А4С позиції на 1 – 2 мл/м2 менші за результати біплановим методом [13, 147].

У якості альтернативи для біпланового розрахунку об'єму ЛП може використовуватися формула «площа-двожина» в А4С та А2С позиціях (Таб.

11). Хоча метод «площа-довжина» теж допускає припущення щодо еліптоїдного контуру порожнини ЛП, він має переваги у вигляді зведення лінійних вимірів тільки до двох (довжина ЛП в ортогональних проекціях), з яких обирається той, що коротший [99, 148].

**9.4. Нормальні реферативні значення вимірів ЛП**. Від публикації останніх Рекомендацій з кількісних вимірів порожнин серця [1, 2] вийшло дві публікації з новими нормальними реферативними межами для лінійних вимірів ЛП [13, 144]. Ці референтні нормативи підтверджували раніше опубліковані, тому до сьогодні ніяких модифікацій в нормальних референтних межах ПЗР ЛП не відбулося (Таб. Додатку 9).

Також були опубліковані нормальні референтні межі для лінійних вимірів в A4C та A2C та неіндексованих нормальних значень площі та об'єму ЛП [13], хоча вони і не є рекомендованими для рутинного клінічного застосування.

Розмір ЛП залежить від статі. Втім, статеві розбіжності в розмірі ЛП можуть враховуватися тільки при індексації до розмірів тіла [13]. Було запропоновано декілька методів індексації [138, 149], але найбільш доказових даних, що є опублікованими, використовують індексацію до ППТ, тому робоча група рекомендує використовувати саме її. Індексація до ППТ дозволяє диференціювати нормативні референтні межі розмірів ЛП за статтю, тому в таких випадках слід виносити в заключення індексовані значення також [94, 138, 150, 151].

В попередніх рекомендаціях з кількісної оцінки порожнин серця нормативні межі індексу об'єму ЛП до ППТ базувалися на двох дослідженнях, проведених у малої кількості суб'єктів [99, 145]. З моменту публікації цього документу було опубліковано результати восьми додаткових досліджень (1234 пацієнтів), де описувалися нормальні значення об'ємів ЛП з використанням формул «площа-довжина» або сумації дисків [12, 13, 146, 148, 152 – 156]. Це привело до змін рекомендованих верхніх меж норми індексу об'єму ЛП (іОЛП) із збільшенням до 34 мл/м<sup>2</sup> (раніше 28 мл/м<sup>2</sup>). Крім того, стали відомі дані про об'єми ЛП у 1331 пацієнтів з п'яти баз даних, раніше описаних в даному документі, згідно яких середня верхня межа нормального об'єму розрахованого іОЛП складала 25 мл/м<sup>2</sup>. Такий верхній ліміт, що змушує переглянути верхнє нормальне значення 34 мл/м<sup>2</sup>, здається доцільним з точки зору стратифікації ризиків для визначення межі між нормальним та дилатованим ЛП [107, 124, 135, 137]. Це граничне значення також співпадає з Рекомендаціями ASE та EAE з оцінки діастолічної функції ЛШ [157]. Нормальні та патологічні значення за даними визначення в Врежимі наведені в Таб. 4, включаючи класифікацію ступенів важкості дилатації ЛП. Слід відмітити, що об'єм ЛП може бути помірно збільшеним у професійних спортсменів, що треба приймати до уваги при обстеженні таких суб'єктів з метою запобігання хибних інтерпретацій [147].

Трьохвимірна ЕхоКГ є багатообіцяючою в оцінці об'ємів ЛП, добре корелюючи з даними КТ [158, 159] та МРТ серця [160, 161]. Порівняно з результатами визначення об'єму ЛП в В-режимі ЗDE є більш точною при порівнянні з результатами МРТ серця [160, 161] та має кращі прогностичні здатності. Об'єм ЛП за даними 3DE є типово більшим, ніж такий, визначений в В-режимі в більшості відомих досліджень [161, 164]. Не зважаючи на ці переваги нестача стандартизованих методологій та лімітована нормативна доказова база [165] поки що не дозволяють рекомендувати визначення об'єму ЛП за даними 3DE для рутинної клінічної практики.

*Рекомендації*. Біплановий метод сумації дисків є теоретично точнішим порівняно з формулою «площа-довжина» внаслідок того, що залучає менше геометричних припущень, тому йому слід віддавати перевагу при визначенні об'єму ЛП в рутинній клінічній практиці. Верхня межа нормального іОЛП в В-режимі на сьогодні складає 34 мл/м<sup>2</sup> незалежно від статі.

### 10. Виміри ПП

Для кількісної оцінки розмірів правого передсердя (ПП) на сьогодні проведено досить мало досліджень, а доказова база щодо прогностичної ролі розмірів ПП є недостатньою. Хоча ПП може бути оцінено з багатьох доступів, кількісна оцінка розмірів ПП звичайно виконується з А4С позиції (Таб. 12). Розмір по меншій (короткій) осі слід вимірювати в площині, перпендикулярній довгій осі ПП, від латеральної стінки ПП до міжпередсердної перегородки (МПП). На відміну від ЛП, розмір ПП, здається, залежить від статі, але попередні Рекомендації не мали достатньо даних для забезпечення нормативних референтних меж залежно від статі [1, 2, 18]. Недавні доказові дані, отримані з трьох когорт >2400 пацієнтів дозволили сьогодні надати нормативні референтні межі розмірів ПП для чоловіків та жінок [13, 74, 166].

Як і у випадку з ЛП, об'єм ПП виявляється більш надійним та точним для визначення розмірів ПП, ніж його лінійні розміри. На момент видання попередніх рекомендацій кількість даних щодо нормативних значень об'ємів ПП були досить обмеженими. Оскільки не існує стандартних ортогональних зрізів, які б можна було використати для біпланового розрахунку об'єму ПП, пропонується однопланове визначення об'єму ПП за формулою «площадовжина» або методом сумації дисків [151, 154, 166 – 168]. Слід відмітити, що нормальний об'єм ПП у чоловіків є дещо вищім порівняно з жінками, але індексація до ППТ нівелює цю різницю з причин, які досі не повністю зрозумілі [151, 166]. Рекомендації з нормальних реферативних меж об'єму ПП базуються на двох найбільших сучасних базах даних [13, 166] (Таб. 13). Відомо, що В-режим недооцінює об'єми ПП порівняно з даними, отриманими підчас 3DE [165, 166, 169]. Об'єми ПП у дорослих виявляються дещо меншими, ніж об'єми ЛП [13, 151, 154, 166], скоріше всього в силу того, що вони розраховуються в одній площині, а об'єми ЛП – біплановим методом в ортогональних позиціях.

**Рекомендації**. Рекомендованим параметром для оцінки розмірів ПП є визначення об'єму ПП за одноплановими методами «площа-довжина» або сумації дисків у відповідній А4С позиції. Нормальні межі об'єму ПП в В-

режимі складають 25±7 (11 – 39) мл/м<sup>2</sup> для чоловіків та 21±6 (9 – 33) мл/м<sup>2</sup> для жінок.

#### **IV. Кільце та корінь аорти**

Потреба в детальному вивченні та кількісній оцінці кореня аорти (Ao) та аортального клапана (AK) сьогодні зросла дедалі більше у зв'язку з поширенням застосування транскатетерного протезування AГ (TAVI, TAVR). Ці дані є критично важливими для планування процедури, інтрапроцедурного спостереження та оцінки ефективності процедури та подальшого динамічного спостереження.

Корінь Ао займає простір між базальним прикріпленням стулок АК в межах виносного тракту ЛШ (ВТЛШ) до закінчення синусів Вальсальви в місці початку тубулярної порції висхідної Ао (синотубулярний перехід) [170]. Корінь Ао є геометрично складною структурою, що включає: 1) кільце АК; 2) міжстулкові трикутники; 3) півмісячні стулки АК та їх прікріплення; 4) аортальні синуси Вальсальви та 5) синотубулярний перехід [171 – 173]. Виміри Ао слід проводити в наступних локалізаціях: 1) ВТЛШ (безпосередньо під стулками АК); 2) кільце АК; 3) максимальний діаметр синусів Вальсальви; 4) синотубулярний перехід (звичайно демаркується переходом «цибулини» синусів Вальсальви в тубулярну порцію висхідної Ао); 5) максимальний діаметр проксимальної висхідної Ао (включаючи відстань між точкою виміру та синотубулярного переходу) (Рис. 10А).

## 11. Аортальне кільце

«Аортальне кільце» не є справжньою чіткою анатомічною структурою, це віртуальне кільце, яке може бути визначене поєднанням одним периметром базальних сегментів (надирів) трьох стулок АК. Дистальні (самі верхні) прикріплення стулок в формі корони формують справжнє аортальне кільце [170, 174] (Рис. 10Б). Приблизно дві третини окружності нижньої частини кореня Ао прикріплюється до м'язової МШП, а залишкова третина є продовженням фіброзного мітрального кільця в області передньої стулки МК

[175]. Вимір кільця АК перед TAVI (TAVR) є дуже важливою та досить складною задачею, для ще потрібно визначити ідеальну методику в майбутньому. Підчас перших проб TAVI та TAVR вимір кільця АК рутинно проводився в В-режимі [175, 176]. Хоча стандартний підхід в перші роки імплементації TAVI та TAVR полягав в одновимірних ехокардіографічних вимірах, пізніше було показано, що ця методика має чіткі обмеження щодо визначення діаметру протезу підчас TAVI та TAVR. Сьогодні найбільш вживаним методом візуалізації для виміру аортального кільця перед TAVI або TAVR є ЕхоКГ та мультиспіральна КТ (МСКТ). Підчас ЕхоКГ виміри аортального кільця мають проводитися в режимі «zoom» з використанням стандартних каліперів в середині систоли, коли кільце є дещо більшим та круглішим порівняно з діастолою, між «шарнірними» точками стулок АК (звичайно між «шарнірною» точкою правої коронарної стулки (ПКС) та краєм синусу з боку комісури між лівою коронарною (ЛКС) та некоронарною (НКС) стулками) від внутрішнього краю до внутрішнього краю. Всі інші виміри Ао проводяться наприкінці систоли суворо перпендикулярно довгій oci Ao.

Виміри аортального кільця можуть бути утрудненими у пацієнтів з акустичними «шумами» внаслідок кальцинованого аортального кільця [177— 180]. Загальним правилом є вважати реверберації від кальцію частиною просвіту Ао, а не її стінки, тому вони виключаються з вимірів діаметру.

ПЗР типово виміруюється як в В-режимі підчас ТТЕхоКГ (з PLAX), так і підчас 3D ЧСЕхоКГ (зріз по довгій осі проксимального кореня Ao, звичайно 110<sup>0</sup> – 130<sup>0</sup>) та приблизно відповідає мінімальним розмірам, що отримуються підчас МСКТ серця [4, 177, 181]. Зважаючи на те, що аортальне кільце часто має еліпсоїдний контур, рекомендується вимірювати кільце по короткій осі, використовуючи 3D, як рекомендовано відповідними Рекомендаціями ESE та ASE [182], Фонду Американського кардіологічного коледжу, Американської асоціації торакальної хірургії, Товариством серцевої ангіографії та інтервенцій Консенсусом з TAVR Товариства торакальних хірургів [183], Експертним консенсусом Товариства серцево-судинної КТ [184] та іншими [185 – 188].

При використанні 3D ЧСЕхоКГ рекомендовано вимірювати менший (ПЗР, сагітальний) та більший (медіально-латеральний, корональний) діаметри, а також периметр та площу аортального кільця в поперечному зрізі в середині систоли (Рис. 11). Слід відмітити, що різниця між більшим та меншим діаметрами може досягати 6 мм [174, 189 – 194]. Детальний покроковий підхід до виконання цих вимірів підчас 3D ЧСЕхоКГ Робоча група рекомендує ознайомитися з чотирма останніми публікаціями з цього приводу [185 – 188]. Використовуючи ці підходи звичайно вдається досягти доброї відтворюваності вимірів порівняно з даними MCKT [185, 186].

Також слід відмітити, що прихильники кожного з методів візуалізації (3D ЧСЕхоКГ та МСКТ) мають свою рацію. Насправді, кожен з цих методів має певні переваги та недоліки. Обмеження МСКТ включають потребу в введенні контрастних речовин, променеву експозицію та неможливість отримати виміри в режимі реального часу, а також необхідність контролю ритму серця підчас отримання зображень для адекватного захвату зображень. Трьохвимірна ЧСЕхоКГ також має свої обмеження. По-перше, програмне забезпечення для виконання цього дослідження, описаного Kasel та співав. [185] та Pershad та співав. [186], не  $\epsilon$  доступною на всіх ехокардіаографічних платформах. По-друге, візуалізація передньої порції аортального кільця може перекриватися випадінням ехо-сигналу внаслідок кальцифікації аортального кільця. Крім того, кальциноз на рівні аортального кільця може перешкоджати здатності визначати межі кільця та спотворювати його контур, роблячи його неправильним. По-третє, площана, що формується надирами трьої стулок часто не є ортонональною ВТЛШ або кореню Ао (часто прикріплення ПКС є нижчим порівняно з ЛКС та НКС) [184]. В-четверте, на сьогодні як просторова, так і часова роздільна здатність 3DE досі є обмеженою. І, нарештя, в-останнє, ця техніка є дуже оператор-залежною та складною для виконання в багатьох випадках, навіть в досвідчених руках [174, 175].

Внаслідок перерахованих обмежень рекомендованим є мультимодальний підхід до візуалізації та кількісної оцінки аортального кільця.

### 12. Корінь Ао

Підчас ТТЕхоКГ в В-режимі діаметр кореня Ао (максимальний діаметр на рівні синусів Вальсальви) має вимірюватися в PLAX, де добре візуалізується корінь та проксимальна частина висхідної Ао. Але площина для їх візуалізації трохи відрізняється від класичної PLAX (Рис. 10А). Отримання цієї позиції по довгій осі ЛШ може проводитися з різних міжреберних проміжків та на різній відстані від межі грудини. Використання одночасних біпланових ортогональних зображень за допомогою матриксних датчиків може добре в цьому допомагати. Тубулярна висхідна Ао часто не дуже адекватно візуалізується зі стандартного парастернального вікна. В таких випадках зсув датчика ближче до грудини може допомогти краще візуалізувати більш догу порцію проксимальної висхідної Ао. Крім того, висхідну Ао можна іноді добре візуалізувати з правого парастернального вікна з другого або третього міжреберного проміжку, особливо, якщо Ао є дилатованою.

Виміри слід проводити в позиції, в якій візуалізується максимальний діаметр кореня Ао, перпендикулярно до довгої осі Ао. У пацієнтів з 3стулковим АК ліній закриття стулок (типово в PLAX – ПКС та НКС) знаходиться в центрі просвіту кореня Ао, а закриті стулки візуалізуються з боку Ао як лінія, що з'єднує «шарнірні» точки двох стулок, що візуалізуються. Асиметрична лінія закриття, коли точка змикання закритих стулок є ближче до однієї з «шарнірних» точок, говорить про те, що поперечний зріз кореня Ао є насправді більший (непрямий діаметр) та про некоректність виміру (Рис. 12).

На жаль, не існує універсального методу виміру кореня Ао та Ао. ЕхоКГ раніше використовувала конвенцію, згідно якої виміри проводилися від верхнього краю до верхнього краю (L-L), але інші методи візуалізації, такі як МСКТ та МРТ використовують метод виміру від внутрішнього краю до внутрішнього краю (I-I) або від зовнішнього краю до зовнішнього краю. У відповідному більш ранньому консенсусному документі Робоча група ASE та EACVI висунула ініціативу забезпечити спільний стандарт вимірів кореня Ао та Ао та рекомендувала перейти на загальну методику I-I в тому числі і для ЕхоКГ, що й рекомендує дана Робоча група.

Слід віддавати перевагу вимірам діаметрів Ао в В-режимі перед Мрежимом внаслідок того, що рухи серця можуть викликати зміни в положенні М-курсору відносно максимального діаметру синусів Вальсальви. Цей трансляційний рух може призводити до постійної недооцінки (приблизно 2 мм в середньому) діаметру Ао в М-режимі порівняно з вимірами в В-режимі [196]. Грудну Ао краще візуалізувати підчас ЧСЕхоКГ, ні ТТЕхоКГ, внаслідок того, що цей відділ Ао знаходиться в безпосередній близькості до стравоходу. Корінь Ао та висхідна Ао краще всього візуалізуються в середньо-стравохідній позиції датчика по довгій осі ЛШ (3-камерний зріз на приблизно 120<sup>0</sup> – 140<sup>0</sup>) [4].

Зріз висхідної Ао по короткій осі найкраще отримується з середньостравохідної позиції датчика під кутом близько 45<sup>0</sup>. Для вимірів низхідної Ао отримують зріз по короткій осі під кутом 0О та по довгій осі під кутом 900 на рівнях від діафрагми до дуги Ао. Біпланова функція сучасних 3D-датчиків для ЧСЕхоКГ дозволяє одночасну візуалізацію як по довгій, так і по короткій осі.

### 13. Ідентифікація дилатації кореня Ао

Дилатація кореня Ао асоціюється з наявністю та прогресуванням ступеня важкості аортальної недостатності (АН) [198], а також з ризиком розшарування Ао. Наявність артеріальної гіпертензії доказово має мінімальний вплив на діаметр кореня Ао на рівні синусів Вальсальви [198], але асоціюється зі збільшенням більш дистальних сегментів Ао. Розміри кореня Ао на рівнів синусів Вальсальви тісно корелюють з ППТ та віком. Тому ППТ може використовуватися для прогнозу діаметру Ао в трьох вікових групах: <20, 20 – 40, та >40 років за опублікованими номограмими [196]. Дилатація синусів Вальсальви визначається як діаметр кореня Ао, що перевищує верхній ліміт 95% довірчого інтервалу «коридору» нормальних діаметрів кореня Ао для даної референтної вікової групи популяції. Дилатацію Ао легко виявити за даними індексу діаметру до ППТ за наведеними нижче номограмами (Рис. 13) [196]. Очікувані діаметри Ао на рівні синусів Вальсальви (індексація до ППТ) також наведені в Таб. 14 та на Рис. 13. Також рекомендовано розраховувати індекс діаметру кореня Ао або співвідношення реального до очікуваного діаметру кореня Ао.

Рекомендації. Аортальне кільце слід вимірювати в середині систоли за методикою від внутрішнього краю до внутрішнього краю. Всі інші виміри кореня Ао (а саме максимальний діаметр синусів Вальсальви, синотубулярне з'єднання та діаметр висхідної Ао) слід виконувати наприкінці діастоли суворо перпендикулярно довгій осі Ао, використовуючи конвенцію L-L (від верхнього краю до верхнього краю). Виміри максимального діаметру кореня Ао на рівні синусів Вальсальви рекомендовано індексувати до віку та ППТ згідно рекомендованих номограм або до значень, розрахованих з специфічних алометричних рівнянь. Точні виміри аортального кільця перед виконанням TAVI або TAVR є обов'язковим. На жаль, до сьогодні не існує узгодженого «золотого стандарту» для вимірів аортального кільця перед ТAVI або TAVR. Трьохвимірна ЧСЕхоКГ та МСКТ сьогодні розглядаються, як найбільш надійні та, мабуть, методи вибору для вимірів аортального кільця.



Рис. 10. А. Позиції вимірів кореня Ао та висхідної Ао. Дана діаграма ілюструє чотири позиції, в яких рекомендовано проводити вибори (світлоблакитні стрілки): 1) кільце АК («шарнірні точки» стулок АК); 2) синусу Вальсальви (максимальний діаметр, звичайно серединна позиція синусів); 3) сино-тубулярне з'єднання, та 4) діаметр проксимальної висхідної Ао (відстань між позицією виміру та площиною кільця АК (фіолетова стрілка) також є рекомендованою до визначення). Кільце АК має вимірюватися на висоті систоли, на відміну від інших вимірів, які проводять наприкінці діастоли. Пунктирні лінії визначають довгі осі ЛШ та кореня та проксимальної висхідної Ао, як видно з ілюстрації, не співпадають. Відмітьте, що кут між цими двома осями є варіабельним залежно від суб'єкту, віку та наявної патології. Б. Нормальна анатомія аортального кільця. Аортальне кільце визначає три найбільш жорсткі частини кореня Ао та визначається віртуальним кільцем з трьома анатомічними «якірними» точками по надиру прікріплення трьох стулок АК [185].



Рис. 11. Менший (передньо-задній (ПЗР) або сагітальний розмір) діаметр кореня Ао, визначений підчас МСКТ (А) або 3D-ЧСЕхоКГ (В, поперечний зріз в режимі «zoom») між внутрішніми краями від комісури лівої коронарної (L) та некоронарної (NC) стулок до синусу Вальсальви протилежної правої коронарної (R) стулки (А та В, жовті стрілки). Більший (медіальнолатеральний) діаметр вимірюється від середини правого коронарного синусу до найбільш віддаленої точки некоронарного синусу (А та В, фіолетові стрілки). Зображення Б ілюструє режим «zoom» для отримання поперечного зрізу кореня Ао на рівні синусів Вальсальви підчас МСКТ з використанням подвійних косих зображень для орієнтації. Зображення Г показує зріз Ао по довгій осі підчас багатозрізової (мультипланарної) реконструкції. Червоні лінії на зображеннях Б та Г представляють площини, на яких слід вимірювати діаметр кореня Ао на рівні синусів Вальсальви.



Рис. 12. Правильний (А) та неправильні (Б та В) виміри аортального кільця (подвійні червоні стрілки). А. Центральне позиціонування діаметру та центральне змикання при закритті стулок. Тонкі лінії відповідають довгій осі висхідної Ао та, перпендикулярно, правильна орієнтація діаметра аортального кільця. Б. Неправильний ексцентричний вимір кільця. «Шарнірні» або «якірні» точки злегка зміщені наверх та не відповідають надиру прикріплення стулок, з відповідним неповним відкриттям та закриттям стулок. В. Неправильний косий вимір аортального кільця. У даному випадку кільце є несправжнім, «віртуальним», тому що визначається лише однією «шарнірно» точкою з трьох стулок АК. При такій ситуації більшість кільця лежить за межами видимої анатомічної структури.



Рис. 13. 95% довірчі інтервали діаметру кореня Ао на рівні синусів Вальсальви на основі індексації до ППТ у дітей та підлітків (А), дорослих 20 – 39 років (Б) та дорослих ≥40 років (В) [196].

### V. Нижня порожниста вена

Дослідження нижньої порожнистої вени (НПВ) з субкостальної позиції має бути частиною рутинного трансторакального ЕхоКГ обстеження. Звичайною рекомендацією є вимір діаметру НПВ з субкостальної позиції у пацієнта в положенні лежачі на спині на відстані 1,0 – 2,0 см від впадіння в ПП по довгій осі НПВ. Для більшої точності вимір має бути суворо перпендикулярним до довгої осі НПВ. Діаметр НПВ в нормі зменшується на вдиху за рахунок того, що від'ємний внутрішньогрудний тиск призводить до значного збільшення потоку в ПП з системних вен. Діаметр НПВ та відсоток його зменшення підчас вдиху чітко корелює з тиском в ПП (ЦВТ). Взаємозв'язок може бути розрахований за індексом колапсу [199]. Оцінка інспіраторного колапсу часто потребує короткого різкого вдиху, оскільки

нормальна глибина вдиху може не викликати очікуваної фізіологічної відповіді.

Для простоти та універсальності ЕхоКГ заключень слід використовувати скоріше специфічні значення тиску в ПП (або ЦВТ), ніж діапазон, тому що це краще рекомендувати для визначення систолічного тиску в легеневій артерії. Діаметр НПВ <2,1 см при колапсі на короткому глибокому вдиху >50% говорить про нормальний тиск в ПП близько 3 мм Hg (діапазон 0 – 5 мм Hg), а діаметр НПВ >2,1 ст при колапсі на короткому глибокому вдиху <50% говорить про підвищений тиск в ПП близько 15 мм Hg (діапазон 10 – 20 мм Hg) [200]. При сценаріях, коли діаметр НПВ та інспіраторний колапс виходять за дану парадигму (наприклад, нормальний діаметр із зменшеним колапсом, або збільшений діаметр з нормальним колапсом) можна використовувати проміжне значення тиску в ПП 8 мм (діапазон 5 – 10 мм Hg).

Слід відмітити, що у здорових молодих спортсменів НПВ може бути дилатованою при нормальному ЦВТ [201, 202]. Крім того, НПВ є звичайно дилатованою та без адекватного колапсу у пацієнтів на штучній вентиляції, тому в таких випадках її діаметр та інспіраторний колапс не можуть бути рутинно використані для визначення тиску в ПП [203]. Втім, діаметр НПВ, визначений підчас ЧСЕхоКГ на рівні каво-атріального з'єднання може бути успішно використаний для визначення ЦВТ у пацієнтів під анестезією та на штучній вентиляції [204]. Використання діаметру та інспіраторного колапсу НПВ є рекомендованим для визначення тиску в ПП в більшості випадків в рутинній практиці. Воно також є рекомендованим скоріше для подальшого визначення систолічного тиску в легеневій артерії на основі суми пікового градієнту трикуспідальної регургітації та ЦВТ, ніж для рутинного визначення тиску в ПП в усіх пацієнтів.

## Таблиці

Див. окремий файл

## Література

В.М. Коваленко, Ю.А. Іванів, М.М. Долженко, С.І. Деяк, С.В.
 Поташев, Н.М. Носенко. Кількісна ехокардіографічна оцінка порожнин серця
 Проект рекомендацій робочої групи з функціональної діагностики Асоціації
 кардіологів України та Всеукраїнської громадської організації «Асоціація
 фахівців з ехокардіографії» / Новости медицины и фармации. – №359. – 2011.
 – 34 с.

2. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. J Am Soc Echocardiogr 2005;18:1440-63.

3. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification. Eur J Echocardiogr 2006;7:79-108.

4. Hahn RT, Abraham T, Adams MS, Bruce CJ, Glas KE, Lang RM, et al. Guidelines for performing a comprehensive transesophageal echocardiographic examination: recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:921-64.

5. Mulvagh SL, Rakowski H, Vannan MA, Abdelmoneim SS, Becher H, Bierig SM, et al. American Society of Echocardiography Consensus Statement on the Clinical Applications of Ultrasonic Contrast Agents in Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:1179-201. quiz 281.

6. Hoffmann R, von Bardeleben S, Kasprzak JD, Borges AC, ten Cate F, Firschke C, et al. Analysis of regional left ventricular function by cineventriculography, cardiac magnetic resonance imaging, and unenhanced and contrast-enhanced echocardiography: a multicenter comparison of methods. J Am Coll Cardiol 2006;47:121-8. 7. Dorosz JL, Lezotte DC, Weitzenkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-dimensional echocardiography in measuring left ventricular volumes and ejection fraction: a systematic review and meta-analysis. J Am Coll Cardiol 2012;59:1799-808.

8. Rietzschel ER, De Buyzere ML, Bekaert S, Segers P, De Bacquer D, Cooman L, et al. Rationale, design, methods and baseline characteristics of the Asklepios Study. Eur J Cardiovasc Prev Rehabil 2007;14:179-91.

9. Kuznetsova T, Herbots L, Lopez B, Jin Y, Richart T, Thijs L, et al. Prevalence of left ventricular diastolic dysfunction in a general population. Circ Heart Fail 2009;2:105-12.

10. Friedman GD, Cutter GR, Donahue RP, Hughes GH, Hulley SB, Jacobs DR Jr, et al. CARDIA: study design, recruitment, and some characteristics of the examined subjects. J Clin Epidemiol 1988;41: 1105-16.

11. Muraru D, Badano LP, Peluso D, Dal Bianco L, Casablanca S, Kocabay G, et al. Comprehensive analysis of left ventricular geometry and function by three-dimensional echocardiography in healthy adults. JAmSoc Echocardiogr 2013;26:618-28.

12. Lancellotti P, Badano LP, Lang RM, Akhaladze N, Athanassopoulos GD, Barone D, et al. Normal Reference Ranges for Echocardiography: rationale, study design, and methodology (NORRE Study). Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:303-8.

13. Kou S, Caballero L, Dulgheru R, Voilliot D, De Sousa C, Kacharava G, et al. Echocardiographic reference ranges for normal cardiac chamber size: results from the NORRE study. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014;15:680-90.

14. Bhave NM, Lang RM. Evaluation of left ventricular structure and function by three-dimensional echocardiography. Curr Opin Crit Care 2013;19:387-96.

15. Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Population-based reference values for 3D echocardiographic LV volumes and ejection fraction. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:1191-7.

16. Kaku K, Takeuchi M, Otani K, Sugeng L, Nakai H, Haruki N, et al. Ageand gender-dependency of left ventricular geometry assessed with real-time three-dimensional transthoracic echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:541-7.

17. Fukuda S, Watanabe H, Daimon M, Abe Y, Hirashiki A, Hirata K, et al. Normal values of real-time 3-dimensional echocardiographic parameters in a healthy Japanese population: the JAMP-3D Study. Circ J 2012;76: 1177-81.

18. Germans T, Gotte MJ, Nijveldt R, Spreeuwenberg MD, Beek AM, Bronzwaer JG, et al. Effects of aging on left atrioventricular coupling and left ventricular filling assessed using cardiac magnetic resonance imaging in healthy subjects. Am J Cardiol 2007;100:122-7.

19. Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, et al. Age- and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging. Eur Radiol 2000;10:438-42.

20. Muraru D, Badano LP, Piccoli G, Gianfagna P, Del Mestre L, ErmacoraD, et al. Validation of a novel automated border-detection algorithm for rapid and accurate quantitation of left ventricular volumes based on threedimensional echocardiography. Eur J Echocardiogr 2010;11: 359-68.

21. Aune E, Baekkevar M, Rodevand O, Otterstad JE. Reference values for left ventricular volumes with real-time 3-dimensional echocardiography. Scand Cardiovasc J 2010; 44: 24-30.

22. Lang RM, Borow KM, Neumann A, Janzen D. Systemic vascular resistance: an unreliable index of left ventricular afterload. Circulation 1986; 74: 1114-23.

23. Reisner SA, Lysyansky P, Agmon Y, Mutlak D, Lessick J, Friedman Z. Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:630-3.

24. Dalen H, Thorstensen A, Aase SA, Ingul CB, Torp H, Vatten LJ, et al. Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals: the HUNT study in Norway. Eur J Echocardiogr 2010;11:176-83.

25. Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle HC, Baumann R, et al. Definitions for a Common Standard for 2D Speckle Tracking Echocardiography. Consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to Standardize Deformation Imaging. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014 (in press).

26. Mor-Avi V, Lang RM, Badano LP, Belohlavek M, Cardim NM, Derumeaux G, et al. Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2011; 24:277-313.

27. Thomas JD, Badano LP. EACVI-ASE-industry initiative to standardize deformation imaging: a brief update from the co-chairs. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:1039-40.

28. Yingchoncharoen T, Agarwal S, Popovic ZB, Marwick TH. Normal ranges of left ventricular strain: a meta-analysis. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:185-91.

29. Mignot A, Donal E, Zaroui A, Reant P, Salem A, Hamon C, et al. Global longitudinal strain as a major predictor of cardiac events in patients with depressed left ventricular function: a multicenter study. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:1019-24.

30. Stanton T, Leano R, Marwick TH. Prediction of all-cause mortality from global longitudinal speckle strain: comparison with ejection fraction and wall motion scoring. Circ Cardiovasc Imaging 2009;2: 356-64.

31. Di Salvo G, Rea A, Mormile A, Limongelli G, D'Andrea A, Pergola V, et al. Usefulness of bidimensional strain imaging for predicting outcome in asymptomatic patients aged </= 16 years with isolated moderate to severe aortic regurgitation. Am J Cardiol 2012;110:1051-5.

32. Witkowski TG, Thomas JD, Debonnaire PJ, Delgado V, Hoke U, Ewe SH, et al. Global longitudinal strain predicts left ventricular dysfunction after mitral valve repair. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:69-76.

33. Kocabay G, Muraru D, Peluso D, Cucchini U, Mihaila S, Padayattil-Jose S, et al. Normal left ventricular mechanics by two-dimensional speckle tracking echocardiography. Rev Esp Cardiol 2014;67:651-8.

34. Takigiku K, Takeuchi M, Izumi C, Yuda S, Sakata K, Ohte N, et al. Normal range of left ventricular 2-dimensional strain: Japanese Ultrasound Speckle Tracking of the Left Ventricle (JUSTICE) study. Circ J 2012;76: 2623-32.

35. Kuznetsova T, Herbots L, Richart T, D'Hooge J, Thijs L, Fagard RH, et al. Left ventricular strain and strain rate in a general population. Eur Heart J 2008;29:2014-23.

36. CerqueiraMD,WeissmanNJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. Circulation 2002;105: 539-42.

37. Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. J Am Soc Echocardiogr 1989;2:358-67.

38. Amzulescu MS, Slavich M, Florian A, Goetschalckx K, Voigt JU. Does two-dimensional image reconstruction from three-dimensional full volume echocardiography improve the assessment of left ventricular morphology and function? Echocardiography 2013;30:55-63.

39. Voigt JU, Lindenmeier G, Exner B, Regenfus M, Werner D, Reulbach U, et al. Incidence and characteristics of segmental postsystolic longitudinal shortening in normal, acutely ischemic, and scarred myocardium. J Am Soc Echocardiogr 2003;16:415-23.

40. Lieberman AN,Weiss JL, Jugdutt BI, Becker LC, Bulkley BH, Garrison JG, et al. Two-dimensional echocardiography and infarct size: relationship of regional wall motion and thickening to the extent of myocardial infarction in the dog. Circulation 1981; 63: 739-46.

41. Takeuchi M, Sonoda S, Miura Y, Kuroiwa A. Reproducibility of
dobutamine digital stress echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 1997; 10:34451.

42. Lumens J, Leenders GE, Cramer MJ, De Boeck BW, Doevendans PA, Prinzen FW, et al. Mechanistic evaluation of echocardiographic dyssynchrony indices: patient data combined with multiscale computer simulations. Circ Cardiovasc Imaging 2012;5:491-9.

43. Little WC, Reeves RC, Arciniegas J, Katholi RE, Rogers EW. Mechanism of abnormal interventricular septal motion during delayed left ventricular activation. Circulation 1982;65:1486-91.

44. Parsai C, Bijnens B, Sutherland GR, Baltabaeva A, Claus P, Marciniak M, et al. Toward understanding response to cardiac resynchronization therapy: left ventricular dyssynchrony is only one of multiple mechanisms. Eur Heart J 2009;30:940-9.

45. Voigt JU, Schneider TM, Korder S, Szulik M, Gurel E, Daniel WG, et al. Apical transverse motion as surrogate parameter to determine regional left ventricular function inhomogeneities: a new, integrative approach to left ventricular asynchrony assessment. Eur Heart J 2009;30: 959-68.

46. Stankovic I, Aarones M, Smith HJ, Voros G, Kongsgaard E, Neskovic AN, et al. Dynamic relationship of left-ventricular dyssynchrony and contractile reserve in patients undergoing cardiac resynchronization therapy. Eur Heart J 2014;35:48-55.

47. Heimdal A, Stoylen A, Torp H, Skjaerpe T. Real-time strain rateimaging of the left ventricle by ultrasound. J Am Soc Echocardiogr 1998;11: 1013-9.

48. Leitman M, Lysyansky P, Sidenko S, Shir V, Peleg E, Binenbaum M, et al. Two-dimensional strain-a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:1021-9.

49. Stefani L, Toncelli L, Gianassi M, Manetti P, Di Tante V, Vono MR, et al. Two-dimensional tracking and TDI are consistent methods for evaluating myocardial longitudinal peak strain in left and right ventricle basal segments in athletes. Cardiovasc Ultrasound 2007;5:7.

50. Voigt JU, Exner B, Schmiedehausen K, Huchzermeyer C, Reulbach U, Nixdorff U, et al. Strain-rate imaging during dobutamine stress echocardiography provides objective evidence of inducible ischemia. Circulation 2003;107:2120-6.

51. Maffessanti F, Nesser HJ, Weinert L, Steringer-Mascherbauer R, Niel J, Gorissen W, et al. Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. Am J Cardiol 2009;104: 1755-62.

52. Badano LP, Cucchini U, Muraru D, Al Nono O, Sarais C, Iliceto S. Use of three-dimensional speckle tracking to assess left ventricular myocardial mechanics: inter-vendor consistency and reproducibility of strain measurements. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:285-93.

53. Verdecchia P, Carini G, Circo A, Dovellini E, Giovannini E, Lombardo M, et al. Left ventricular mass and cardiovascular morbidity in essential hypertension: the MAVI study. J Am Coll Cardiol 2001;38:1829-35.

54. Schillaci G, Verdecchia P, Porcellati C, Cuccurullo O, Cosco C, Perticone F. Continuous relation between left ventricular mass and cardiovascular risk in essential hypertension. Hypertension 2000;35: 580-6.

55. Ghali JK, Liao Y, Simmons B, Castaner A, Cao G, Cooper RS. The prognostic role of left ventricular hypertrophy in patients with or without coronary artery disease. Ann Intern Med 1992;117:831-6.

56. Verma A, Meris A, Skali H, Ghali JK, Arnold JM, Bourgoun M, et al. Prognostic implications of left ventricular mass and geometry following myocardial infarction: the VALIANT (VALsartan In Acute myocardial iNfarcTion) Echocardiographic Study. JACC Cardiovasc Imaging 2008; 1:582-91.

57. Armstrong AC, Gidding S, Gjesdal O, Wu C, Bluemke DA, Lima JA. LV mass assessed by echocardiography and CMR, cardiovascular outcomes, and medical practice. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:837-48.

58. Park SH, Shub C, Nobrega TP, Bailey KR, Seward JB. Twodimensional echocardiographic calculation of left ventricular mass as recommended by the American Society of Echocardiography: correlation with autopsy and M-mode echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 1996;9:119-28.

59. McGavigan AD, Dunn FG, Goodfield NE. Secondary harmonic imaging overestimates left ventricular mass compared to fundamental echocardiography. Eur J Echocardiogr 2003;4:178-81.

60. de Las Fuentes L, Spence KE, Davila-Roman VG, Waggoner AD. Are normative values for LV geometry and mass based on fundamental imaging valid with use of harmonic imaging? J Am Soc Echocardiogr 2010;23:1317-22.

61. Mor-Avi V, Sugeng L, Weinert L, MacEneaney P, Caiani EG, Koch R, et al. Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. Circulation 2004;110:1814-8.

62. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using threedimensional echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2012;25: 3-46.

63. LamCS, Roger VL, Rodeheffer RJ, Bursi F, Borlaug BA, OmmenSR, et al. Cardiac structure and ventricular-vascular function in persons with heart failure and preserved ejection fraction from Olmsted County, Minnesota. Circulation 2007;115:1982-90.

64. Ng AC, Tran da T, Newman M, Allman C, Vidaic J, Lo ST, et al. Left ventricular longitudinal and radial synchrony and their determinants in healthy subjects. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:1042-8.

65. Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Ethnicityrelated differences in left ventricular function, structure and geometry: a population study of UK Indian Asian and European white subjects. Heart 2010;96:466-71.

66. Chirinos JA, Segers P, De Buyzere ML, Kronmal RA, Raja MW, De Bacquer D, et al. Left ventricular mass: allometric scaling, normative values, effect of obesity, and prognostic performance. Hypertension 2010;56:91-8.

67. Cuspidi C, Facchetti R, Sala C, Bombelli M, Negri F, Carugo S, et al. Normal values of left-ventricular mass: echocardiographic findings from the PAMELA study. J Hypertens 2012;30:997-1003.

68. Kizer JR, Arnett DK, Bella JN, Paranicas M, Rao DC, Province MA, et al. Differences in left ventricular structure between black and white hypertensive adults: the Hypertension Genetic Epidemiology Network study. Hypertension 2004;43:1182-8.

69. Rodriguez CJ, Diez-Roux AV, Moran A, Jin Z, Kronmal RA, Lima J, et al. Left ventricular mass and ventricular remodeling among Hispanic subgroups compared with non-Hispanic blacks and whites: MESA (Multi-ethnic Study of Atherosclerosis). J Am Coll Cardiol 2010;55: 234-42.

70. ParkCM, March K, Ghosh AK, Jones S, Coady E, Tuson C, et al. Left-ventricular structure in the Southall And Brent REvisited (SABRE) study: explaining ethnic differences. Hypertension 2013;61:1014-20.

71. de Simone G, Kizer JR, Chinali M, Roman MJ, Bella JN, Best LG, et al. Normalization for body size and population-attributable risk of left ventricular hypertrophy: the Strong Heart Study. Am J Hypertens 2005;18: 191-6.

72. Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, Hua L, Handschumacher MD, Chandrasekaran K, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of the right heart in adults: a report from the American Society of Echocardiography endorsed by the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, and the Canadian Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:685-713. quiz 86-8.

73. Kawut SM, Lima JA, Barr RG, Chahal H, Jain A, Tandri H, et al. Sex and race differences in right ventricular structure and function: the multiethnic study of atherosclerosis-right ventricle study. Circulation 2011; 123:2542-51.

74. D'Oronzio U, Senn O, Biaggi P, Gruner C, Jenni R, Tanner FC, et al. Right heart assessment by echocardiography: gender and body size matters. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:1251-8.

75. Willis J, Augustine D, Shah R, Stevens C, Easaw J. Right ventricular normal measurements: time to index? J Am Soc Echocardiogr 2012; 25:1259-67.

76. Maffessanti F, Muraru D, Esposito R, Gripari P, Ermacora D, Santoro C, et al. Age-, body size-, and sex-specific reference values for right ventricular volumes and ejection fraction by three-dimensional echocardiography: a multicenter echocardiographic study in 507 healthy volunteers. Circ Cardiovasc Imaging 2013;6:700-10.

77. D'Andrea A, Cocchia R, Caso P, Riegler L, Scarafile R, Salerno G, et al. Global longitudinal speckle-tracking strain is predictive of left ventricular remodeling after coronary angioplasty in patients with recent non-ST elevation myocardial infarction. Int J Cardiol 2011;153:185-91.

78. Ling LF, Obuchowski NA, Rodriguez L, Popovic Z, Kwon D, Marwick TH. Accuracy and interobserver concordance of echocardiographic assessment of right ventricular size and systolic function: a quality control exercise. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:709-13.

79. Shimada YJ, Shiota M, Siegel RJ, Shiota T. Accuracy of right ventricular volumes and function determined by three-dimensional echocardiography in comparison with magnetic resonance imaging: a meta-analysis study. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:943-53.

80. Giusca S, Dambrauskaite V, Scheurwegs C, D'Hooge J, Claus P, Herbots L, et al. Deformation imaging describes right ventricular function better than longitudinal displacement of the tricuspid ring. Heart 2010; 96:281-8.

81. Innelli P, Esposito R, Olibet M, Nistri S, Galderisi M. The impact of ageing on right ventricular longitudinal function in healthy subjects: a pulsed tissue Doppler study. Eur J Echocardiogr 2009;10:491-8.

82. Maffessanti F, Gripari P, Tamborini G, Muratori M, Fusini L, Alamanni F, et al. Evaluation of right ventricular systolic function after mitral valve repair: a two-dimensional Doppler, speckle-tracking, and threedimensional echocardiographic study. J Am Soc Echocardiogr 2012;25: 701-8.

83. Verhaert D, Mullens W, Borowski A, Popovic ZB, Curtin RJ, Thomas JD, et al. Right ventricular response to intensive medical therapy in advanced decompensated heart failure. Circ Heart Fail 2010;3:340-6.

84. Guendouz S, Rappeneau S, Nahum J, Dubois-Rande JL, Gueret P, Monin JL, et al. Prognostic significance and normal values of 2D strain to assess right ventricular systolic function in chronic heart failure. Circ J 2012;76:127-36.

85. Antoni ML, Scherptong RW, Atary JZ, Boersma E, Holman ER, van der Wall EE, et al. Prognostic value of right ventricular function in patients after acute myocardial infarction treated with primary percutaneous coronary intervention. Circ Cardiovasc Imaging 2010;3:264-71.

86. Hardegree EL, Sachdev A, Villarraga HR, Frantz RP, McGoon MD, Kushwaha SS, et al. Role of serial quantitative assessment of right ventricular function by strain in pulmonary arterial hypertension. Am J Cardiol 2013;111:143-8.

87. Haeck ML, Scherptong RW, Marsan NA, Holman ER, Schalij MJ, Bax JJ, et al. Prognostic value of right ventricular longitudinal peak systolic strain in patients with pulmonary hypertension. Circ Cardiovasc Imaging 2012; 5:628-36.

88. Cappelli F, Porciani MC, Bergesio F, Perlini S, Attana P, Moggi Pignone A, et al. Right ventricular function in AL amyloidosis: characteristics and prognostic implication. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2012;13:416-22. 89. Grant AD, Smedira NG, Starling RC, Marwick TH. Independent and incremental role of quantitative right ventricular evaluation for the prediction of right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. J Am Coll Cardiol 2012;60:521-8.

90. Unsworth B, Casula RP, Kyriacou AA, Yadav H, Chukwuemeka A, Cherian A, et al. The right ventricular annular velocity reduction caused by coronary artery bypass graft surgery occurs at the moment of pericardial incision. Am Heart J 2010;159:314-22.

91. Lindqvist P, Holmgren A, Zhao Y, HeneinMY. Effect of pericardial repair after aortic valve replacement on septal and right ventricular function. Int J Cardiol 2012;155:388-93.

92. Sugeng L,Mor-AviV,Weinert L, Niel J, EbnerC, Steringer-Mascherbauer R, et al. Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle. JACC Cardiovasc Imaging 2010;3:10-8.

93. Rosca M, Lancellotti P, Popescu BA, Pierard LA. Left atrial function: pathophysiology, echocardiographic assessment, and clinical applications. Heart 2011;97:1982-9.

94. Spencer KT, Mor-Avi V, Gorcsan J, DeMaria AN, Kimball TR, Monaghan MJ, et al. Effects of aging on left atrial reservoir, conduit, and booster pump function: a multi-institution acoustic quantification study. Heart 2001;85:272-7.

95. Bouzas-Mosquera A, Broullon FJ, Alvarez-Garcia N, Mendez E, Peteiro J, Gandara-Sambade T, et al. Left atrial size and risk for all-cause mortality and ischemic stroke. Can Med Assoc J 2011;183:E657-64.

96. Kizer JR, Bella JN, Palmieri V, Liu JE, Best LG, Lee ET, et al. Left atrial diameter as an independent predictor of first clinical cardiovascular events in middle-aged and elderly adults: The Strong Heart Study (SHS). Am Heart J 2006;151:412-8.

97. Lancellotti P, Donal E, Magne J, Moonen M, O'Connor K, Daubert JC, et al. Risk stratification in asymptomatic moderate to severe aortic stenosis: the
importance of the valvular, arterial and ventricular interplay. Heart 2010;96:1364-71.

98. Le Tourneau T, Messika-Zeitoun D, Russo A, Detaint D, Topilsky Y, Mahoney DW, et al. Impact of Left Atrial Volume on Clinical Outcome in Organic Mitral Regurgitation. J Am Coll Cardiol 2010;56:570-8.

99. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Left atrial volume as a morphophysiologic expression of left ventricular diastolic dysfunction and relation to cardiovascular risk burden. Am J Cardiol 2002;90:1284-9.

100. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Takemoto Y, Rosales AG, Bailey KR, et al. Prediction of risk for first age-related cardiovascular events in an elderly population: The incremental value of echocardiography. J Am Coll Cardiol 2003;42:1199-205.

101. Appleton CP, Galloway JM, GonzalezMS, Gaballa M, Basnight MA. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease. Additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. J Am Coll Cardiol 1993;22:1972-82.

102. Geske JB, Sorajja P, Nishimura RA, Ommen SR. The Relationship of Left Atrial Volume and Left Atrial Pressure in PatientsWith Hypertrophic Cardiomyopathy: An Echocardiographic and Cardiac Catheterization Study. J Am Soc Echocardiogr 2009;22:961-6.

103. Guron CW, Hartford M, Rosengren A, Thelle D, Wallentin I, Caidahl K. Usefulness of atrial size inequality as an indicator of abnormal left ventricular filling. Am J Cardiol 2005;95:1448-52.

104. Simek CL, FeldmanMD, Haber HL, Wu CC, Jayaweera AR, Kaul S. Relationship between left ventricular wall thickness and left atrial size: comparison with other measures of diastolic function. J AmSoc Echocardiogr 1995;8:37-47.

105. Ersboll M, Anderson MJ, Valeur N, Mogensen UM, Waziri H, Moller JE, et al. The prognostic value of left atrial peak reservoir strain in acute

myocardial infarction is dependent on left ventricular longitudinal function and left atrial size. Circ Cardiovasc Imaging 2013;6: 26-33.

106. Lonborg JT, Engstrom T, Moller JE, Ahtarovski KA, Kelbaek H, Holmvang L, et al. Left atrial volume and function in patients following ST elevation myocardial infarction and the association with clinical outcome: a cardiovascular magnetic resonance study. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:118-26.

107. BarnesME, Miyasaka Y, Seward JB, Gersh BJ, Rosales AG, Bailey KR, et al. Left atrial volume in the prediction of first ischemic stroke in an elderly cohort without atrial fibrillation. Mayo Clin Proc 2004;79:1008-14.

108. Benjamin EJ, Dagostino RB, Belanger AJ,Wolf PA, Levy D. Left Atrial Size and the Risk of Stroke and Death - the Framingham Heart-Study. Circulation 1995;92:835-41.

109. Bolca O, Akdemir O, Eren M, Dagdeviren B, Yildirim A, Tezel T. Left atrial maximum volume is a recurrence predictor in lone-atrial fibrillation. An acoustic quantification study. Jpn Heart J 2002;43:241-8.

110. Di Tullio MR, Sacco RL, Sciacca RR, Homma S. Left atrial size and the risk of ischemic stroke in an ethnically mixed population. Stroke 1999; 30:2019-24.

111. Flaker GC, Fletcher KA, Rothbart RM, Halperin JL, Hart RG. Clinical and Echocardiographic Features of Intermittent Atrial-Fibrillation That Predict Recurrent Atrial-Fibrillation. Am J Cardiol 1995;76:355-8.

112. Kottkamp H. Fibrotic Atrial Cardiomyopathy: A Specific Disease/Syndrome Supplying Substrates for Atrial Fibrillation, Atrial Tachycardia, Sinus Node Disease, AV Node Disease, and Thromboembolic Complications. J Cardiovasc Electrophysiol 2012;23:797-9.

113. Tsang TS, Gersh BJ, Appleton CP, Tajik AJ, Barnes ME, Bailey KR, et al. Left ventricular diastolic dysfunction as a predictor of the first diagnosed nonvalvular atrial fibrillation in 840 elderly men and women. J Am Coll Cardiol 2002;40:1636-44.

114. Tsang TS, Barnes ME, Bailey KR, Leibson CL, Montgomery SC, Takemoto Y, et al. Left trial volume: Important risk marker of incident atrial fibrillation in 1655 older men and women. Mayo Clin Proc 2001; 76:467-75.

115. Vaziri SM, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic predictors of nonrheumatic atrial fibrillation. The FraminghamHeart Study. Circulation 1994;89:724-30.

116. Tsang TS, BarnesME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Risks for atrial fibrillation and congestive heart failure in patients  $\geq$  65 years of age with abnormal left ventricular diastolic relaxation. Am J Cardiol 2004;93: 54-8.

117. Beinart R, Boyko V, Schwammenthal E, Kuperstein R, Sagie A, Hod H, et al. Long-term prognostic significance of left atrial volume in acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol 2004;44:327-34.

118. Moller JE, Hillis GS, Oh JK, Seward JB, Reeder GS, Wright RS, et al. Left atrial volume - A powerful predictor of survival after acute myocardial infarction. Circulation 2003;107:2207-12.

119. Dini FL, Cortigiani L, Baldini U, Boni A, Nuti R, Barsotti L, et al. Prognostic value of left atrial enlargement in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy and ischemic cardiomyopathy. Am J Cardiol 2002;89:518-23.

120. Kim H, Cho YK, Jun DH, Nam CW, Han SW, Hur SH, et al. Prognostic implications of the NT-ProBNP level and left atrial size in nonischemic dilated cardiomyopathy. Circ J 2008;72:1658-65.

121. ModenaMG, Muia N, Sgura FA, Molinari R, Castelli A, Rossi R. Left atrial size is the major predictor of cardiac death and overall clinical outcome in patients with dilated cardiomyopathy: A long-term follow-up study. Clin Cardiol 1997;20:553-60.

122. Quinones MA, Greenberg BH, Kopelen HA, Koilpillai C, Limacher MC, Shindler DM, et al. Echocardiographic predictors of clinical outcome in patients with Left Ventricular Dysfunction enrolled in the SOLVD Registry and Trials: Significance of left ventricular hypertrophy. J Am Coll Cardiol 2000;35:1237-44.

123. Sabharwal N, Cemin R, Rajan K, Hickman M, Lahiri A, Senior R. Usefulness of left atrial volume as a predictor of mortality in patients with ischemic cardiomyopathy. Am J Cardiol 2004;94:760-3.

124. Poulsen MK, Dahl JS, Henriksen JE, Hey TM, Hoilund-Carlsen PF, Beck-Nielsen H, et al. Left atrial volume index: relation to long-term clinical outcome in type 2 diabetes. J Am Coll Cardiol 2013;62:2416-21.

125. Olshansky B, Heller EN, Mitchell LB, Chandler M, Slater W, Green M, et al. Are transthoracic echocardlographic parameters associated with atrial fibrillation recurrence or stroke? - Results from the atrial fibrillation follow-up investigation of rhythm management (AFFIRM) study. J Am Coll Cardiol 2005;45:2026-33.

126. Rusinaru D, Tribouilloy C, Grigioni F, Avierinos JF, Suri RM, Barbieri A, et al. Left Atrial Size Is a Potent Predictor of Mortality in Mitral Regurgitation Due to Flail Leaflets Results From a Large International Multicenter Study. Circ Cardiovasc Imaging 2011;4:473-81.

127. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, Ports TA. Left Atrial Volume Estimation by Two-Dimensional Echocardiography. Cathet Cardiovasc Diagn 1981;7:165-78.

128. Wade MR, Chandraratna PAN, Reid CL, Lin SL, Rahimtoola SH. Accuracy of Nondirected and Directed M-Mode Echocardiography as an Estimate of Left Atrial Size. Am J Cardiol 1987;60:1208-11.

129. Lester SJ, Ryan EW, Schiller NB, Foster E. Best method in clinical practice and in research studies to determine left atrial size. Am J Cardiol 1999; 84:829-32.

130. Loperfido F, Pennestri F, Digaetano A, Scabbia E, Santarelli P, Mongiardo R, et al. Assessment of left atrial dimensions by cross sectional echocardiography in patients with mitral valve disease. Br Heart J 1983; 50:570-8.

131. Vyas H, Jackson K, Chenzbraun A. Switching to volumetric left atrial measurements: impact on routine echocardiographic practice. Eur J Echocardiogr 2011;12.

132. Gottdiener JS, Kitzman DW, Aurigemma GP, Arnold AM, Manolio TA. Left atrial volume, geometry, and function in systolic and diastolic heart failure of persons >= 65 years of age (The Cardiovascular Health Study). Am J Cardiol 2006;97:83-9.

133. Losi Ma, Betocchi S, Aversa M, Lombardi R, Miranda M, Ciampi Q, et al. Determinants of the development of atrial fibrillation in hypertrophic cardiomyopathy. Circulation 2002;106:710.

134. Rossi A, Cicoira M, Zanolla L, Sandrini R, Golia G, Zardini P, et al. Determinants and prognostic value of left atrial volume in patients with dilated cardiomyopathy. J Am Coll Cardiol 2002;40:1425-30.

135. Takemoto Y, Barnes ME, Seward JB, Lester SJ, Appleton CA, Gersh BJ, et al. Usefulness of left atrial volume in predicting first congestive heart failure in patients  $\geq$  65 years of age with well-preserved left ventricular systolic function. Am J Cardiol 2005;96:832-6.

136. Tani T, Tanabe K, Ono M, Yamaguchi K, Okada M, Sumida T, et al. Left atrial volume and the risk of paroxysmal atrial fibrillation in patients with hypertrophic cardiomyopathy. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:644-8.

137. Tsang TS, Abhayaratna WP, BarnesME, Miyasaka Y, Gersh BJ, Bailey KR, et al. Prediction of cardiovascular outcomes with left atrial size - Is volume superior to area or diameter? J Am Coll Cardiol 2006;47:1018-23.

138. Pritchett AM, Jacobsen SJ, Mahoney DW, Rodeheffer RJ, Bailey KR, Redfield MM. Left atrial volume as an index of left atrial size: a population-based study. J Am Coll Cardiol 2003;41:1036-43.

139. Jenkins C, Bricknell K, Marwick TH. Use of real-time threedimensional echocardiography to measure left atrial volume: Comparison with other echocardiographic techniques. J Am Soc Echocardiogr 2005;18:991-7.

140. Maceira AM, Cosin-Sales J, Roughton M, Prasad SK, Pennell DJ. Reference left atrial dimensions and volumes by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. J Cardiovasc Magn Reson 2010;12: 65. 141. Rodevand O, Bjornerheim R, Ljosland M, Maehle J, Smith HJ, Ihlen H. Left atrial volumes assessed by three- and two-dimensional echocardiography compared to MRI estimates. Int J Cardiovasc Imaging 1999;15: 397-410.

142. Stojanovska J, Cronin P, Patel S, Gross BH, Oral H, Chughtai K, et al. Reference Normal Absolute and Indexed Values From ECG-Gated MDCT: Left Atrial Volume, Function, and Diameter. Am J Roentgenol 2011;197:631-7.

143. Ujino K, Barnes ME, Cha SS, Langins AP, Bailey KR, Seward JB, et al. Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. Am J Cardiol 2006;98:1185-8.

144. Aurigemma GP, Gottdiener JS, Arnold AM, Chinali M, Hill JC, Kitzman D. Left Atrial Volume and Geometry in Healthy Aging The Cardiovascular Health Study. Circ Cardiovasc Imaging 2009;2:282-9.

145. Thomas L, Levett K, Boyd A, Leung DYC, Schiller NB, Ross DL. Compensatory changes in atrial volumes with normal aging: Is atrial enlargement inevitable? J Am Coll Cardiol 2002;40:1630-5.

146. Yamaguchi K, Tanabe K, Tani T, Yagi T, Fujii Y, Konda T, et al. Left atrial volume in normal Japanese adults. Circ J 2006;70:285-8.

147. Russo C, Hahn RT, Jin ZZ, Homma S, Sacco RL, Di Tullio MR. Comparison of Echocardiographic Single-Plane versus Biplane Method in the Assessment of Left Atrial Volume and Validation by Real Time Three-Dimensional Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2010;23: 954-60.

148. Nistri S, Galderisi M, Ballo P, Olivotto I, D'Andrea A, Pagliani L, et al. Determinants of echocardiographic left atrial volume: implications for normalcy. Eur J Echocardiogr 2011;12:826-33.

149. Vasan RS, Levy D, Larson MG, Benjamin EJ. Interpretation of echocardiographic measurements: a call for standardization. Am Heart J 2000; 139:412-22.

150. Knutsen KM, Stugaard M, Michelsen S, Otterstad JE. M-mode echocardiographic findings in apparently healthy, non-athletic Norwegians aged 20-70 years. Influence of age, sex and body surface area. J Intern Med 1989;225:111-5.

151. Wang Y, Gutman JM, Heilbron D, Wahr D, SchillerNB. Atrial volume in a normal adult population by two-dimensional echocardiography. Chest 1984;86:595-601.

152. Cacciapuoti F, Scognamiglio A, Paoli VD, Romano C, Cacciaputo F. Left Atrial Volume Index as Indicator of Left Venticular Diastolic Dysfunction. J Cardiovasc Ultrasound 2012;20:25-9.

153. Orban M, Bruce CJ, Pressman GS, Leinveber P, Romero-Corral A, Korinek J, et al. Dynamic Changes of Left Ventricular Performance and Left Atrial Volume Induced by the Mueller Maneuver in Healthy Young Adults and Implications for Obstructive Sleep Apnea, Atrial Fibrillation, and Heart Failure. Am J Cardiol 2008;102:1557-61.

154. WhitlockM, Garg A, GelowJ, Jacobson T, Broberg C. Comparison of Left and Right Atrial Volume by Echocardiography Versus Cardiac Magnetic Resonance Imaging Using the Area-Length Method. Am J Cardiol 2010; 106:1345-50.

155. Yoshida C, Nakao S, Goda A, Naito Y, Matsumoto M, Otsuka M, et al. Value of assessment of left atrial volume and diameter in patients with heart failure but with normal left ventricular ejection fraction and mitral flow velocity pattern. Eur J Echocardiogr 2009;10:278-81.

156. Iwataki M, Takeuchi M, Otani K, Kuwaki H, Haruki N, Yoshitani H, et al. Measurement of left atrial volume from transthoracic three-dimensional echocardiographic datasets using the biplane Simpson's technique. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:1319-26.

157. Nagueh SF, Appleton CP, Gillebert TC, Marino PN, Oh JK, Smiseth OA, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2009; 22:107-33.

158. Miyasaka Y, Tsujimoto S, Maeba H, Yuasa F, Takehana K, Dote K, et al. Left atrial volume by real-time three-dimensional echocardiography: validation

by 64-slice multidetector computed tomography. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:680-6.

159. Rohner A, Brinkert M, Kawel N, Buechel RR, Leibundgut G, Grize L, et al. Functional assessment of the left atrium by real-time three-dimensional echocardiography using a novel dedicated analysis tool: initial validation studies in comparison with computed tomography. Eur J Echocardiogr 2011;12:497-505.

160. Artang R, Migrino RQ, Harmann L, Bowers M, Woods TD. Left atrial volume measurement with automated border detection by 3-dimensional echocardiography: comparison with Magnetic Resonance Imaging. Cardiovasc Ultrasound 2009;7:16.

161. Mor-Avi V, Yodwut C, Jenkins C, Kuhl H, Nesser HJ, Marwick TH, et al. Real-time 3D echocardiographic quantification of left atrial volume: multicenter study for validation with CMR. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:769-77.

162. Caselli S, Canali E, FoschiML, Santini D, Di Angelantonio E, Pandian NG, et al. Long-term prognostic significance of three-dimensional echocardiographic parameters of the left ventricle and left atrium. Eur J Echocardiogr 2010;11:250-6.

163. Suh IW, Song JM, Lee EY, Kang SH, Kim MJ, Kim JJ, et al. Left atrial volume measured by real-time 3-dimensional echocardiography predicts clinical outcomes in patients with severe left ventricular dysfunction and in sinus rhythm. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:439-45.

164. Maddukuri PV, Vieira ML, DeCastro S, Maron MS, Kuvin JT, Patel AR, et al.What is the best approach for the assessment of left atrial size? Comparison of various unidimensional and two-dimensional parameters with three-dimensional echocardiographically determined left atrial volume. J Am Soc Echocardiogr 2006;19:1026-32.

165. Aune E, Baekkevar M, Roislien J, Rodevand O, Otterstad JE. Normal reference ranges for left and right atrial volume indexes and ejection fractions

obtained with real-time three-dimensional echocardiography. Eur J Echocardiogr 2009;10:738-44.

166. Peluso D, Badano LP, Muraru D, Dianco LD, Cucchini U, Kocabay G, et al. Right Atrial Size and FUnction assessed with three-dimensional and speckle-tracking echocardiography in 200 healthy volunteers. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:1106-14.

167. DePace NL, Ren JF, Kotler MN, Mintz GS, Kimbiris D, Kalman P. Twodimensional echocardiographic determination of right atrial emptying volume: a noninvasive index in quantifying the degree of tricuspid regurgitation. Am J Cardiol 1983;52:525-9.

168. Kaplan JD, Evans GT, Foster E, Lim D, Schiller NB. Evaluation of Electrocardiographic Criteria for Right Atrial Enlargement by Quantitative 2-Dimensional Echocardiography. J Am Coll Cardiol 1994;23:747-52.

169. Quraini D, Pandian NG, Patel AR. Three-Dimensional
Echocardiographic Analysis of Right Atrial Volume in Normal and Abnormal
Hearts: Comparison of Biplane and Multiplane Methods. Echocardiogr J
Cardiovasc Ultrasound Allied Tech 2012;29:608-13.

170. Anderson RH. Clinical anatomy of the aortic root. Heart 2000;84:670-3.

171. Anderson RH. Further anatomical insights regarding the Ross procedure. Ann Thorac Surg 2006;81:411-2.

172. Piazza N, de Jaegere P, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH. Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. Circ Cardiovasc Interv 2008;1: 74-81.

173. Ho SY. Structure and anatomy of the aortic root. Eur J Echocardiogr 2009;10:i3-10.

174. Messika-Zeitoun D, Serfaty JM, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal assessment of the aortic annulus diameter: implications for transcatheter aortic valve implantation. J Am Coll Cardiol 2010;55:186-94. 175. Moss RR, Ivens E, Pasupati S, Humphries K, Thompson CR, Munt B, et al. Role of echocardiography in percutaneous aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:15-24.

176. Walther T, Dewey T, Borger MA, Kempfert J, Linke A, Becht R, et al. Transapical aortic valve implantation: step by step. Ann Thorac Surg 2009;87:276-83.

177. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijf JD, Mayo JR, Pasupati S, et al. Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:321-30.

178. Kazui T, Izumoto H, Yoshioka K, Kawazoe K. Dynamic morphologic changes in the normal aortic annulus during systole and diastole. J Heart Valve Dis 2006;15:617-21.

179. Shiran A, Adawi S, Ganaeem M, Asmer E. Accuracy and reproducibility of left ventricular outflow tract diameter measurement using transthoracic when compared with transesophageal echocardiography in systole and diastole. Eur J Echocardiogr 2009;10:319-24.

180. Hamdan A, Guetta V, Konen E, Goitein O, Segev A, Raanani E, et al. Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy. J Am Coll Cardiol 2012;59:119-27.

181. Chin D. Echocardiography for transcatheter aortic valve implantation. Eur J Echocardiogr 2009;10:i21-9.

182. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Goncalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. JAmSoc Echocardiogr 2011;24:937-65.

183. Holmes DR Jr., Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, et al. 2012 ACCF/AATS/SCAI/STS expert consensus document on transcatheter aortic valve replacement. J Am Coll Cardiol 2012;59: 1200-54.

184. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCTexpert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). J Cardiovasc Comput Tomogr 2012;6:366-80.

185. Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S, Amaki M, Hahn RT, Kastrati A, et al. Standardized imaging for aortic annular sizing: implications for transcatheter valve selection. JACC Cardiovasc Imaging 2013;6:249-62.

186. Pershad A, Stone D, Morris MF, Fang K, Gellert G. Aortic annulus measurement and relevance to successful transcatheter aortic valve replacement: a new technique using 3D TEE. J Interv Cardiol 2013;26:302-9.

187. Hahn RT, KhaliqueO, WilliamsMR, Koss E, Paradis JM, Daneault B, et al. Predicting paravalvular regurgitation following transcatheter valve replacement: utility of a novel method for three-dimensional echocardiographic measurements of the aortic annulus. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:1043-52.

188. Flachskampf 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.

189. Hutter A, Opitz A, Bleiziffer S, Ruge H, Hettich I, Mazzitelli D, et al. Aortic annulus evaluation in transcatheter aortic valve implantation. Catheter Cardiovasc Interv 2010;76:1009-19.

190. Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, et al. Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Imaging 2011;4:416-29.

191. Delgado V, Ng AC, van de Veire NR, van der Kley F, Schuijf JD, Tops LF, et al. Transcatheter aortic valve implantation: role of multidetector row computed tomography to evaluate prosthesis positioning and deployment in relation to valve function. Eur Heart J 2010;31: 1114-23. 192. Willson AB, Webb JG, Freeman M, Wood DA, Gurvitch R, Thompson CR, et al. Computed tomography-based sizing recommendations for transcatheter aortic valve replacement with balloon-expandable valves: Comparison with transesophageal echocardiography and rationale for implementation in a prospective trial. J Cardiovasc Comput Tomogr 2012;6:406-14.

193. Utsunomiya H, Yamamoto H, Horiguchi J, Kunita E, Okada T, Yamazato R, et al. Underestimation of aortic valve area in calcified aortic valve disease: effects of left ventricular outflow tract ellipticity. Int J Cardiol 2012;157:347-53.

194. Gurvitch R, Webb JG, Yuan R, Johnson M, Hague C, Willson AB, et al. Aortic annulus diameter determination by multidetector computed tomography: reproducibility, applicability, and implications for transcatheter aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Interv 2011;4:1235-45.

195. Goldstein SA, Evangelista A, Abbara S, Arai A, Acsh F, Badano LP, et al. ASE/EAE recommendations for multimodality imaging techniques for diseases of the aorta: Expert consensus statement. JAmSoc Echocardiogr 2014 (in press).

196. RomanMJ, Devereux RB, Kramer-Fox R, O'Loughlin J. Twodimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults. Am J Cardiol 1989;64:507-12.

197. Vasan RS, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic reference values for aortic root size: the Framingham Heart Study. J Am Soc Echocardiogr 1995;8:793-800.

198. RomanMJ, Devereux RB, Niles NW, Hochreiter C, Kligfield P, SatoN, et al. Aortic root dilatation as a cause of isolated, severe aortic regurgitation. Prevalence, clinical and echocardiographic patterns, and relation to left ventricular hypertrophy and function. Ann Intern Med 1987;106:800-7. 199. Moreno FL, Hagan AD, Holmen JR, Pryor TA, Strickland RD, Castle CH. Evaluation of size and dynamics of the inferior vena cava as an index of rightsided cardiac function. Am J Cardiol 1984;53:579-85.

200. Brennan JM, Blair JE, Goonewardena S, Ronan A, Shah D, Vasaiwala S, et al. Reappraisal of the use of inferior vena cava for estimating right atrial pressure. J Am Soc Echocardiogr 2007;20:857-61.

201. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB. Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. Am J Cardiol 1990;66:493-6.

202. Goldhammer E, Mesnick N, Abinader EG, Sagiv M. Dilated inferior vena cava: a common echocardiographic finding in highly trained elite athletes. J Am Soc Echocardiogr 1999;12:988-93.

203. Jue J, Chung W, Schiller NB. Does inferior vena cava size predict right atrial pressures in patients receiving mechanical ventilation? J Am Soc Echocardiogr 1992;5:613-9.

204. Arthur ME, Landolfo C, Wade M, Castresana MR. Inferior vena cava diameter (IVCD) measured with transesophageal echocardiography (TEE) can be used to derive the central venous pressure (CVP) in anesthetized mechanically ventilated patients. Echocardiography 2009;26: 140-9.

205. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE Jr, et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM guidelines for the diagnosis and management of patients with Thoracic Aortic Disease: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine. Circulation 2010;121:e266-369. 206. Mosteller RD. Simplified calculation of body-surface area. N Engl J Med 1987;317:1098.

## додаток

## Методи

Коли можливо, отримувалися дані про САТ, ДАТ, діагнози АГ, діабету, рівні глікемії натще, рівні креатиніну, загального холестерину, ліпопротеїдів низької густини та тригліцеридів. ППТ розраховувалася за формулою по Mosteller [206]. IMT розраховувався за співвідношенням МТ в кілограмах до квадрату зросту в метрах.

## Ехокардіографічні виміри

ТТЕхоКГ виміри виконувалися для кожного з досліджень згідно існуючих рекомендацій [1, 2]. Значення вимірів отримувалися з наступних двовимірних ТТЕхоКГ доступів: КДР та КСР ЛШ з парастернальної позиції по довгій осі ЛШ; КДО, КСО та ФВ ЛШ з апікальних 4- та 2-камерних позицій; а також КДО, КСО, УО та ФВ ЛШ біплановим методом.

## Статистичний аналіз

Всі досліджувані параметри відповідали нормальному розподілу з використанням тесту Колмогорова-Смірнова, а сумарні дані варіант виражені як середнє ± SD. Мультиваріантний аналіз використовувався для визначення залежності параметрів від віку, статі та ППТ. Проста уніваріантна лінійна регресія залежно від віку використовувалася для конструкції представлених номограм, нормалізований до ППТ з розподілом на статі та 95% довірчим інтервалом. Значення P < 0,05 вважалися значущими.



Рис. Додатку 1. Дані нормального КДО ЛШ залежно від віку для чоловіків (зліва) та жінок (справа) з 95% довірчим інтервалом з отриманням даних з А4С (верхні номограми), А2С (середні номограми) позицій, та (нижні номограми) біплановим методом.



Рис. Додатку 2. Дані нормального КСО ЛШ залежно від віку для чоловіків (зліва) та жінок (справа) з 95% довірчим інтервалом з отриманням даних з А4С (верхні номограми), А2С (середні номограми) позицій, та (нижні номограми) біплановим методом.



Рис. Додатку 3. Дані нормального КДО ЛШ залежно від ППТ для чоловіків (зліва) та жінок (справа) з 95% довірчим інтервалом з отриманням даних з А4С (верхні номограми), А2С (середні номограми) позицій, та (нижні номограми) біплановим методом.



Рис. Додатку 4. Дані нормального КСО ЛШ залежно від ППТ для чоловіків (зліва) та жінок (справа) з 95% довірчим інтервалом з отриманням даних з А4С (верхні номограми), А2С (середні номограми) позицій, та (нижні номограми) біплановим методом.