

Визначення загального стандарту для 2D-спекл-трекінг ехокардіографії: проект консенсусу Робочої групи Асоціації серцево-судинних хірургів України та Українського товариства кардіологів

В.В. Лазоришинець, В.М. Коваленко, А.В. Руденко, Ю.А. Іванів, В.М. Бешляга, С.В. Поташев, О.М. Трембовецька, С.В. Сало, А.Ю. Гаврилішин, С.А. Руденко, А.О. Руснак, О.А. Лозовий, О.К. Гогаєва, А.Р. Бабочкіна, С.Е. Солтані, Н.М. Верич, Л.М. Груб'як, Н.С. Тітова

Зважаючи на негайну необхідність стандартизації візуалізації деформації міокарду (стрейну) в 2010 р. Європейська асоціація з ехокардіографії (ЕхоКГ) (сьогодні – Європейська асоціація серцево-судинної візуалізації, EACVI) та Американське товариство з ЕхоКГ (ASE) вперше запросили технічних представників усіх зацікавлених постачальників для участі в загальному проекті з метою концентрації зусиль на зниженні варіабельності вимірів стрейнів за даними різних виробників програмного забезпечення. Результатом цієї роботи став сумісний ініціативний документ EACVI, ASE та виробників програмного забезпечення, опублікований в 2015 р. [1], що забезпечував відповідні загальноприйняті сьогодні визначення, назви, аббревіатури, формули вимірів та процедури розрахунків фізичних даних, що отримуються за результатами спекл-трекінг ЕхоКГ (СТЕ), та на сьогодні вже стали загальним міжнародним стандартом. Даний документ є адаптацією сучасного досвіду з СТЕ Робочої групи з СТЕ Асоціації серцево-судинних хірургів України та Українського товариства кардіологів з урахуванням місцевого досвіду.

Ключові слова: ехокардіографія, двовимірна, візуалізація деформації, стрейн, стрейн-рейт, спекл-трекінг, лівий шлуночок, міокардіальний, стандарт, визначення

Вступ

Даний документ є адаптацією сучасного досвіду з STE [1] Робочої групи з STE Українських товариства кардіологів та Асоціації фахівців з ЕхоКГ з урахуванням місцевого досвіду, створений з метою стандартизації візуалізації деформацій міокарду та взаємозв'язку паралелей фізичних стандартів та математичних визначень різноманітних параметрів, що звичайно використовуються при візуалізації деформації міокарду.

Аудиторією є переважно зацікавлені клінічні та відповідні технічні інженерні працівники. Описання широкого спектру клінічного застосування візуалізації деформацій міокарду не є метою даного документу.

Сьогодні постійно збільшується кількість доказових даних про те, що оцінка деформації міокарду за допомогою доплерографії або спекл-трекінг ЕхоКГ (STE) надає цінну інформацію до традиційних клінічних та ультразвукових даних [2]. Візуалізація деформації забезпечує унікальну інформацію щодо регіональної та глобальної міокардіальної функції шлуночків. При цьому деякі дослідження вказують на те, що оцінка деформації міокарду дозволяє суттєво знизити варіабельність результатів оцінки регіональної функції лівого шлуночка (ЛШ) [3]. Головні області застосування цих методик полягають в оцінці механіки міокарду, обстеженнях при ішемічній хворобі серця (ІХС), кардіоміопатіях (КМП), діастолічній дисфункції ЛШ, та при виявленні субклінічної міокардіальної дисфункції у пацієнтів, що отримують хіміотерапію з приводу онкології, або у пацієнтів з клапанними вадами серця (КВС) [4]. За останні роки на ринку з'явилося декілька пакетів програмного забезпечення, що дозволяє оцінювати деформацію міокарду, але до недавнього часу лишалося значуще обмеження для практичного застосування цих програм в рутинній клінічній практиці, яке полягає в значущій варіабельності референтних меж за даними різних виробників. Така варіабельність пов'язана з декількома факторами: розбіжностями в термінології, що описує механіку міокарда, різними типами збереження даних, що використовуються для кількісного аналізу (напр.,

патентовані формати, а не стандартний формат DICOM), модальностями вимірів базових параметрів (тканинна доплерографія або STE), визначенням параметрів (багато хто з виробників використовують патентовані власні алгоритми STE або визначають різні регіони для відстеження деформації для визначення одного і того самого параметру), та від (many vendors use proprietary speckle tracking algorithms or define different tracking regions for the same parameter), та різних висновків про результати [2, 5 – 9].

Визнавши критичну необхідність стандартизації в візуалізації деформації (стрейну) міокарда [10], в 2010 р. Європейська асоціація з ехокардіографії (ЕхоКГ) (сьогодні – Європейська асоціація серцево-судинної візуалізації, EACVI) та Американське товариство з ЕхоКГ (ASE) вперше зібрала технічних представників усіх зацікавлених виробників відповідного обладнання та програмного забезпечення для участі в Робочій групі з метою сконцентрованих зусиль з метою зниження варіабельності вимірів стрейнів між різними виробниками [11, 12]. Результатом цієї роботи став сумісний ініціативний документ EACVI, ASE та виробників програмного забезпечення, опублікований в 2015 р. [1], що забезпечував відповідні загальноприйняті сьогодні визначення, назви, аббревіатури, формули вимірів та процедури розрахунків фізичних даних, що отримуються за результатами спекл-трекінг ЕхоКГ (STE), та на сьогодні вже стали загальним міжнародним стандартом. Зважаючи на все більше поширення STE в Україні, даний документ є адаптацією сучасного досвіду з STE Робочої групи з STE Українських товариства кардіологів та Асоціації фахівців з ЕхоКГ з урахуванням місцевого досвіду.

Опираючись на досвід EACVI, ASE та зацікавлених виробників та сучасний світовий досвід та досвід власного використання STE в клінічній кардіології та кардіохірургії, наш колектив авторів підготував цей документ, що направлений на визначення термінології, назв, аббревіатур, формул та процедур з калькуляції фізичних показників за даними STE з урахуванням

світових загальноприйнятих сьогодні стандартів, і, таким чином, на втілення цих стандартів в клінічну практику в Україні. Даний документ є виключно технічним, та надає виключно технічну інформацію. Таким чином:

- документ не спрямований на те, щоб забезпечити читачів інформацією щодо клінічного застосування та доцільності окремих вимірів у конкретних клінічних ситуаціях;
- документ не пропонує, які самі параметри повинні бути доступними в тому чи іншому програмному продукті для STE;
- документ не спрямований на те, щоб переконати лікарів, що STE є кращою за інші підходи кількісної EchoКГ оцінки міокардіальної функції, такі як тканинна доплерографія (ТД або TDI), що можуть надати порівняно цінну клінічну інформацію.

Шляхом наведення чітких дефініцій для стандартних кількісних параметрів за даними STE, що мають бути присутніми в усіх програмних пакетах, цей документ призводить до того, що різниця між різними програмними продуктами різних виробників маю обмежуватися наступними потенційними розбіжностями:

- *технічними*: точність та відтворюваність патентованих підходів до оцінки механіки міокарда підчас STE має підтримуватися;
- *маркетинговими*: лікар має бути здатен вибирати між показниками, що надають програмні пакети різних виробників;
- *інноваційними*: розробками та презентаціями якихось новітніх параметрах, що не описані в даному документі.

Читачі, зацікавлені в більш глибокому описанні математики та фізики деформації міокарда, запрошуються до знайомства з відповідною реферативною літературою [13].

Геометричні визначення

Область інтересу

Повна область (регіон) інтересу (ROI, Рис. 1) визначається наприкінці діастоли:

- *межами ендокарду*: внутрішній контур міокарда;
- *межами епікарду*: зовнішній контур міокарда;
- *середньою лінією міокарда*: середня вісь ROI рівно посередині між зовнішнім та внутрішнім контурами ROI.

Кожен з цих контурів може визначатися вручну користувачем або генеруватися автоматично. У будь-якому випадку після автоматичної генерації контурів користувач може їх перевіряти та мануально за потребою коригувати. Визначення ROI має бути дуже скрупульозним, тому що, наприклад, включення в зону інтересу перикарду обов'язково призведе до зниження стрейнів, що визначаються. Різні генерації програмного забезпечення мають різні дефолтні ROI, а недостатнє спілкування між користувачами буде, таким чином, призводити до варіабельності вимірів.

Визначення меж ендокарду дозволяють оцінювати його поведінку. Визначення середньої лінії, там де програмне забезпечення дозволяє, відноситься до вимірів кінетики середньої осі ROI. Виміри кінетики епікарду також можуть бути представлені. У випадку результатів трекінгу з розрахунком середніх значень протягом всієї товщини міокарду вони звичайно представлені разом із специфікацією про визначення значень для всієї стінки.

Якщо епікардіальні межі не промальовуються, то це означає, що виміри типово відносяться тільки до значень кінетики ендокардіальної поверхні стінок шлуночка.

Рекомендації робочої групи: ключовою вимогою для будь-якого програмного забезпечення є те, щоб воно дозволяло чітко визначити, що саме вимірюється і в яких просторових межах (в пікселях або міліметрах), для яких проводиться розрахунок стрейнів (ROI). Виміри можуть бути:

ендокардіальними, по середній лінії, епікардіальними або всієї товщини стінки шлуночка.

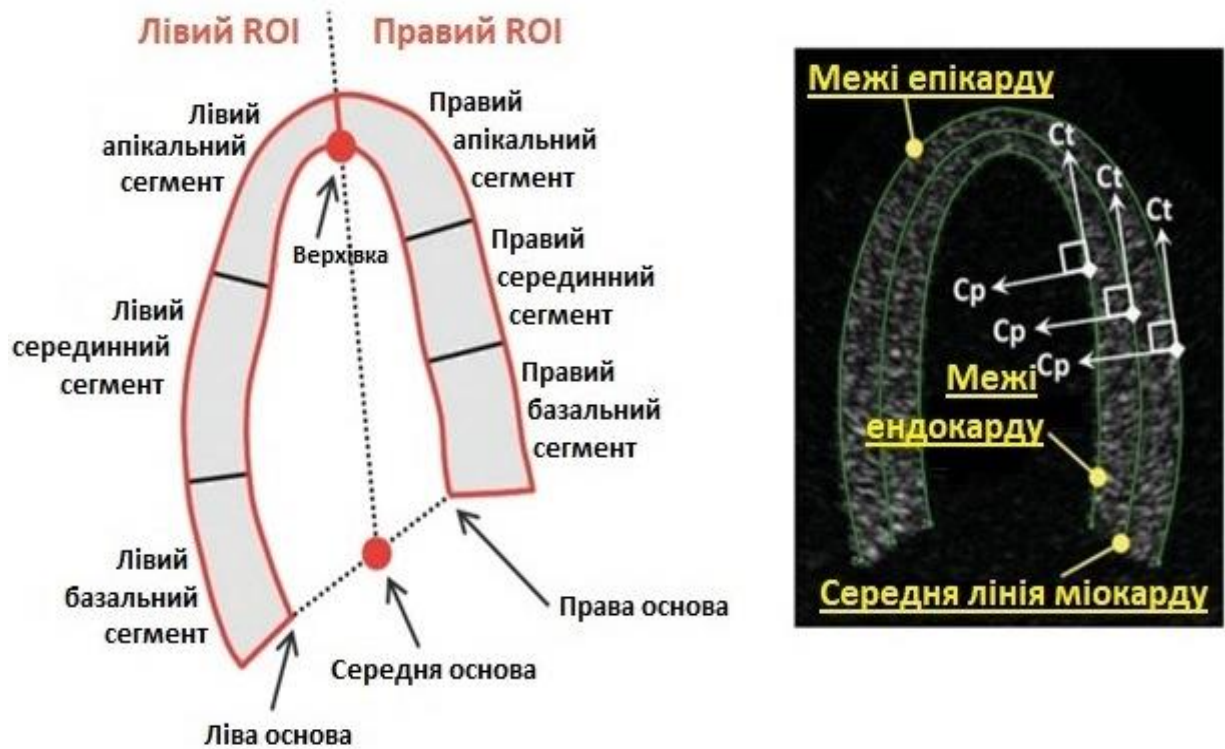


Рис. 1. Справа: параметри, що отримують під час СТЕ відносно ендо-епікардіальних ліній або по середній лінії, або значення для всієї товщини стінки (незалежно від шляху отримання). Повздовжний та циркулярні компоненти будь-якого з отриманих параметрів деформації міокарда спрямовані тангенційно до відповідної лінії (C_t), в той час як радіальний компонент є перпендикулярним до неї (C_p). Зліва: сегментарний розподіл області інтересу (ROI) в апікальних позиціях, що відповідає 16-, 17- та 18-сегментарним моделям ЛШ (деталі в тексті) [1].

Визначення сегментів

Сегменти є анатомічними підрозділами (ділянками) міокарда, для яких виконуються відповідні виміри різних показників деформації міокарда під час аналізу стрейнів.

Апікальні позиції

Топографічні визначення міокардіальних ROI в апікальних позиціях наведені на Рис. 1, де:

- «Ліва / права» основа – кінцеві точки меж ендокарду;
- «Середня основа» - середина між двома базальними кінцевими точками меж ендокарду;
- «Верхівка» - найбільш віддалена від «середньої основи» або мануально визначена точка ендокарду на рівні верхівки шлуночка.
- «Ліві / праві сегменти» - сума ROI від лівої / правої базальних відділів шлуночка до верхівки.

При збереженні описаних умов сегменти лівої та правої сторін ROI тоді визначаються як такі, що мають однакову кінцево-діастолічну довжину (точне визначення кінця діастолі обговорюється нижче). Окремі сегменти слідує за підлеглими тканинами міокарда та змінюють свою довжину під час різних фаз кардіального циклу. Тому сегментарний розподіл повинен виконуватися наступним чином:

- визначення меж на замороженому автоматично або мануально оператором кадри;
- визначення лівої та правої ROI;
- розподіл кожної ROI на сегменти рівної довжини в часовій точці, що відповідає кінцю діастолі.

В стандартній 6-сегментарній моделі по довгій осі ЛШ (застосовується для глобальної 16- або 18-сегментарної моделі ЛШ) довжина кожного з лівих або правих сегментів дорівнює (Ліва або права ROI/3).

У випадку 17-сегментарної моделі (яка не є рекомендованою для функціональної візуалізації внаслідок того, що верхівкова «кришка» не скорочується) базальні, серединні та апікальні сегменти відповідають по довжині до 2/7 довжини правої або лівої ROI, відповідно, в той час як верхівковий сегмент («кришка») складається з 1/7 довжини правої та 1/7 довжини лівої ROI.

Слід зазначити, що при різній довжині сегментів це слід приймати до уваги при розрахунках середній значень сегментарних параметрів.

Зважаючи на те, що окремі сегменти мають свою анатомічну номенклатуру відповідно до анатомічних стінок ЛШ, необхідно, щоб система була здатна розпізнавати відповідні позиції або дозволяла ручне маркування відповідних окремих позицій підчас аналізу. Система (програмне забезпечення) повинно також розпізнавати або відзначати вручну позиції, записані в «дзеркальному» або перевернутому відображенні.

Позиції по короткій осі

Топографічні визначення міокардіальних сегментів по короткій осі наведені на Рис. 2. Ці сегменти візуалізуються також з різних апікальних доступів. Сегменти по короткій осі визначаються шляхом відношення кута їх розташування до центру порожнини ЛШ, що використовується в зрізах по короткій осі замість довжини сегменту. Також сегменти можна ідентифікувати по рівним довжинам меж стінки на кінцево-діастолічному кадрі подібно до апікальних зображень. Залежно від сегментарних моделей, що використовуються апікальні ROI по короткій осі підрозділяються на шість або чотири сегменти (Рис. 3). Передне прикріплення вільної стінки правого шлуночка (ПШ) використовується як анатомічна мітка [14].

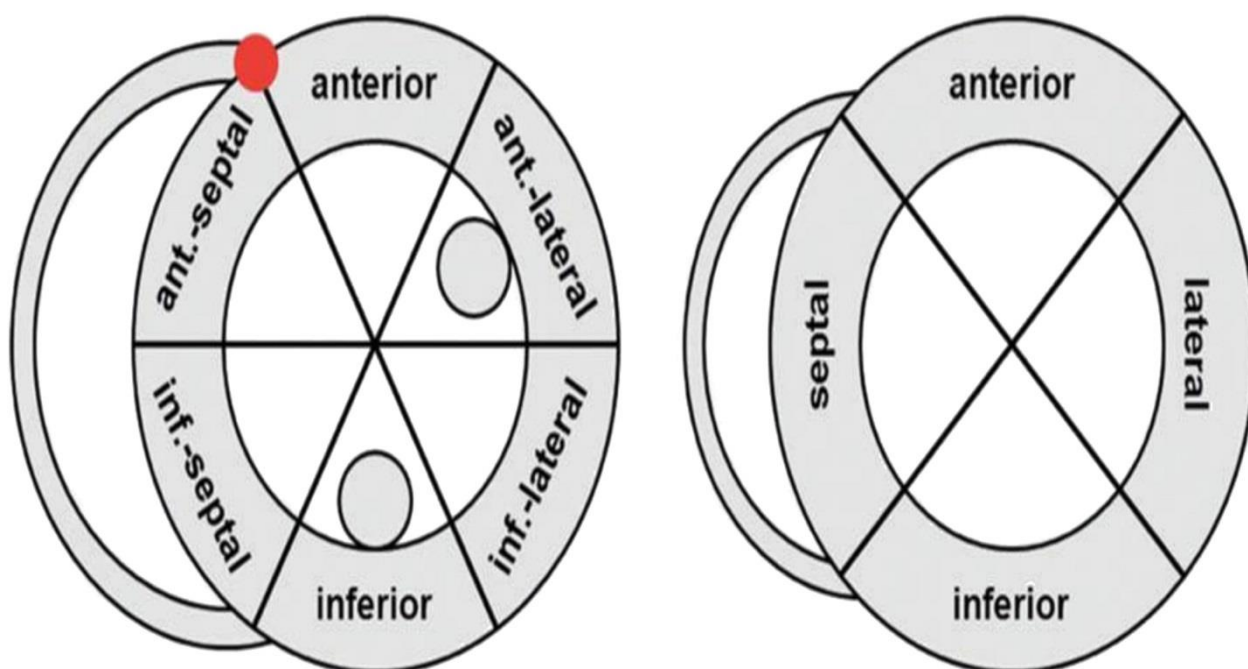
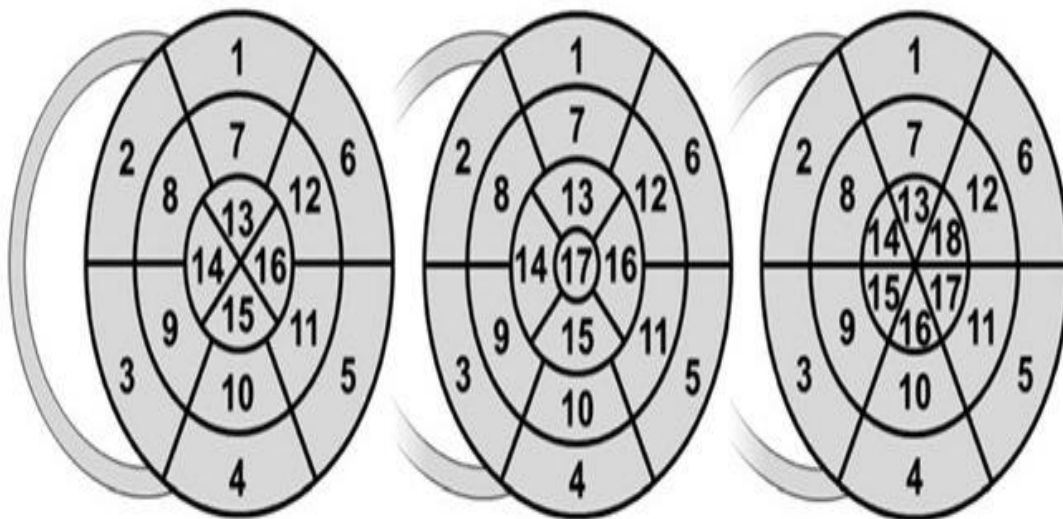


Рис. 2. Розподіл ROI на сегменти по короткій осі. Зліва: шість сегментів використовуються для зрізів по короткій осі для базального та серединного відділу ЛШ в 16-сегментарній моделі, а в 18-сегментарній моделі і для апікального відділу ЛШ. Справа: чотири сегменти апікального відділу ЛШ в 16-сегментарній моделі. Червона точка є маркером переднього прикріплення вільної стінки ПШ, визначаючи таким чином межу між передньо-перегородковим (ant.-septal) та переднім (anterior) сегментами [1] (сегменти: septal = перегородковий або септальний; anterior = передній; lateral = боковий; inferior = нижній; ant.-septal = передньо-перегородковий; inf.-septal = нижньо-перегородковий; ant.-lateral = передньо-боковий або боковий; inf.-lateral = нижньо-боковий або задній).



Всі моделі

- | | |
|---------------------------------|-----------------------------------|
| 1. базальний передній | 7. серед. передній |
| 2. баз. передньо-перегородковий | 8. серед. передньо-перегородковий |
| 3. баз. нижньо-перегородковий | 9. серед. нижньо-перегородковий |
| 4. баз. нижній | 10. серед. нижній |
| 5. баз. нижньо-боковий | 11. серед. нижньо-боковий |
| 6. баз. передньо-боковий | 12. серед. передньо-боковий |

16- та 17-сегментарні моделі

- | |
|----------------------|
| 13. апік. передній |
| 14. апік. септальний |
| 15. апік. нижній |
| 16. апік. боковий |

17-сегм. модель тільки

- | |
|--------------|
| 17. верхівка |
|--------------|

18-сегм. модель тільки

- | |
|---------------------------------|
| 13. апік. передній |
| 14. апік. перед.-перегородковий |
| 15. апік. ниж.-перегородковий |
| 16. апік. нижній |
| 17. апік. ниж.-боковий |
| 18. апік. перед.-боковий |

Альтернативно, стінки також часто визначаються, як:

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. Зліва: 16-сегментарна модель. В центрі: 17-сегментарна модель. Справа: 18-сегментарна модель. На всіх діаграмах зовнішнє коло представляє базальні

сегменти, середнє – серединні сегменти на рівні довжини папілярних мязів, а внутрішнє коло – сегменти апікального відділу ЛШ. В 17-сегментарній моделі виділяється додатковий верхівковий сегмент («апикальна кришка») в центрі геометричної моделі «Bull's eye» («бичаче око» або «мішень»). Переднє прикріплення стінки ПШ до ЛШ визначає межу між передньо-перегородковим та переднім сегментами (див. Рис. 2). Далі ROI підрозділяється на 6 рівних сегментів (під кутом 60°). У випадку, якщо коло підрозділяється на 4 сегменти (верхівковий відділ ЛШ в 16- або 17-сегментарних моделях), ROI розподіляється на чотири рівних сегменти під кутом 90° , при чому передні апікальні сегменти в 4- та 6-сегментарних розподілах мають співпадати [1].

Сегментарні моделі

Сегментарні моделі розроблені з метою відображення басейнів коронарного кровопостачання. Це ділить міокард на сегменти з порівняно подібною масою міокарду, а також дозволяє взаємне доповнення ЕхоКГ та інших засобів візуалізації. Загально вживаною сьогодні в світі є 17-сегментарна модель (Рис. 3, центральна діаграма) [14]. 16-сегментарна модель (Рис. 3, ліва діаграма) розподіляє весь верхівковий відділ ЛШ на 4 рівних сегменти (септальний, передній, боковий та нижній). 18-сегментарна модель (Рис. 3, права діаграма) розподіляє апікальний відділ ЛШ на 6 сегментів подібно базальному та серединному відділам ЛШ. Остання модель є простою та добре дозволяє описувати кінетику міокарду за даними двовимірної ЕхоКГ, але її використання призводить до переоцінки значущості апікального (дистального) відділу ЛШ при розрахунку глобальних показників та параметрів.

Рекомендації робочої групи: визначення сегментів відповідає анатомія кінцево-діастолічного кадру ЛШ. Якщо сегментарний розподіл ЛШ проводиться програмним забезпеченням автоматично, програма має надавати можливість мануальної модифікації сегментарної анатомії з урахуванням її варіабельності. Крім того, програмним забезпеченням має надаватися

можливість вибори специфічних зрізів, інверсії (перегортання) або «дзеркального» відображення ЛШ.

Виміри

Швидкості

Швидкість є векторною величиною з напрямком та амплітудою.

Швидкості звичайно виносяться в заключення так, як були виміряні, але іноді вони виносяться в звіт після відрахування середньої глобальної швидкості ЛШ. Хоча в деяких випадках це відрахування може призводити до корекції з урахуванням глобальної функції ЛШ, але також воно може маскувати або применшувати різницю сегментарних рухів. Наприклад, різниця між швидким внутрішнім рухом стінки ЛШ та більш повільним рухом контрлатеральної стінки бути в такому випадку здаватися меншим, якщо загальна швидкість ЛШ використовується для компенсації.

В апікальних позиціях вектор швидкості є проекцією двох компонентів:

- V_r – радіальний компонент, вектор, перпендикулярний до межі ендокарду (або до будь-якої іншої реферативної межі), який має позитивне значення внаслідок направлення в порожнину шлуночка підчас скорочення.
- V_l – повздовжній компонент, тангенційний до межі ендокарду (або до будь-якої іншої реферативної межі), який має бути позитивним при напрямку від основи шлуночка до його верхівки (див. визначення на Рис. 1).

В позиціях по короткій осі вектори швидкостей є також проекцією двох компонентів:

- V_r – радіальний компонент, вектор, перпендикулярний до межі ендокарду (або до будь-якої іншої реферативної межі), який має позитивне значення внаслідок направлення в порожнину шлуночка підчас скорочення.
- V_c – циркулярний компонент, тангенційний до межі ендокарду (або до будь-якої іншої реферативної межі). Тангенційний (ротаційний) компонент має бути позитивним при напрямку по часовій стрілці при конвенційній позиції по короткій осі (тобто, датчик зверху зображення, начебто дивлячись

з верхівки на основу шлуночку). Циркулярна швидкість може виноситися в заключення як «кутова швидкість» (швидкість ротації). Для її розрахунку швидкість нормалізується відношенням до відстані від центру порожнини шлуночка и розраховується в радіанах в секунду або градусах в секунду. Миттєвий центр порожнини ЛШ розраховується як «центр гравітації» або «центроїд» відносно ендокарду або будь-якої іншої межді, та може змінювати своє положення протягом серцевого циклу.

Рекомендації робочої групи: швидкості міокарду повинні розраховуватися як перпендикулярні та тангенційні вектори руху міокарда. Інші шляхи відображення швидкостей потребують додаткових чітких показань та описання. Наявність або відсутність компенсації до глобального руху ЛШ повинно підкреслюватися та виноситися в заключення окремо. Можливість переключати режими такої компенсації в програмному забезпеченні є бажаними.

Зміщення

Зміщення $X(t)$ визначається як часовий інтеграл відповідної швидкості:

$$(1) X(t) = \int_{ED} V(t') dt'$$

Таким чином, повздовжнє, циркулярне та радіальне зміщення розраховуються по інтегральній формулі (1) з використанням відповідних повздовжніх, циркулярних та радіальних швидкостей, як описано вище.

Деформація та швидкість деформації (стрейн та стрейн-рейт)

Деформація або стрейн (S) описує деформацію об'єкту, нормалізовану до його висхідного контуру та розміру. Швидкість деформації, або стрейн-рейт (SR) описує швидкість цієї деформації, тобто наскільки швидко стрейн відбувається.

Гіпотетичний одновимірний об'єкт (лінія) може деформуватися тільки в одному напрямку (вона скорочується або подовжується). Двома звичайними підходами до описання таких змін довжини є використання природного стрейну або стрейну Лагранжа.

Для визначення деформації Лагранжа визначається єдина референтна довжина (L_0) від якої відштовхуються в усіх послідовних вимірах деформації. Стрейн Лагранжа розраховується за наступною формулою:

$$(2) \quad S_L(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0},$$

де $L(t)$ – довжина в певний проміжок часу, а L_0 is – референтна довжина в вихідний референтний час t_0 , за який звичайно приймається кінець діастоли. Стрейн є безрозмірною величиною, яка є фракцією, тобто відсотком.

Швидкість деформації (стреїн-рейт) Лагранжа є простою похідною стрейну Лагранжа:

$$(3) \quad SR_L(t) = \frac{dS_L}{dt} = \frac{1}{L_0} \frac{dL}{dt}.$$

З іншого боку, природний стрейн використовує референтну довжину, що змінюється по мірі деформації об'єкту. Тому він описує миттєву зміну довжини. Він забезпечує миттєве абсолютне визначення природного стрейн-рейту, що не залежить від референтного часу. Природний стрейн-рейт, таким чином, є часовою похідною природного стрейну та описує миттєву зміну довжини:

$$(4) \quad SR_N(t) = \frac{dS_N(t)}{dt} = \frac{1}{L(t)} \frac{dL}{dt}.$$

Це рівняння відрізняється від рівнянні (3) за рахунок знаменника, що постійно змінюється. Природний стрейн може бути розрахований інтегральним перетворенням формули (4):

$$(5) \quad S_N(t) = \int_{t_0}^t SR_N(t) dt = \int_{t_0}^t \frac{1}{L(t)} \frac{dL}{dt} dt = \ln \frac{L(t)}{L_0}.$$

Слід відмітити, що референтна довжина $L(t)$ в цьому випадку, на відміну від стрейну Лагранжа [рівняння (2)], постійно змінюється [14].

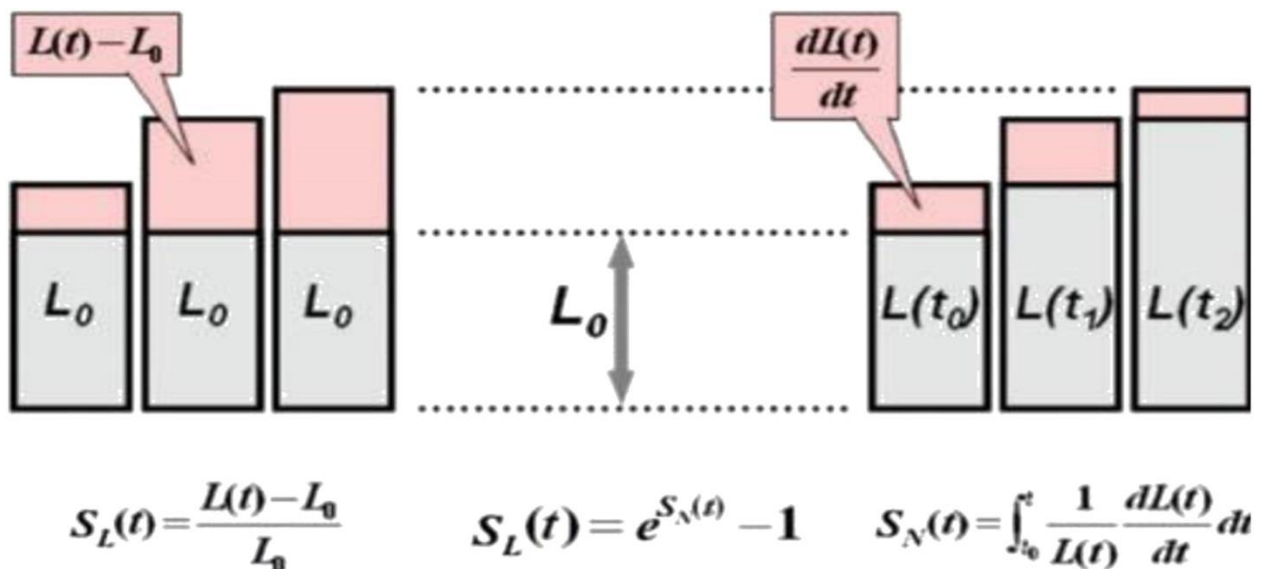


Рис. 4. Графічне відображення різниці між стрейнами. Ліва діаграма: стрейн Лагранжа S_L відбиває фактичну довжину завжди на рівні вихідної довжини об'єкту. Права діаграма: природний стрейн S_N відбиває миттєві зміни довжини по відношенню до варіабельної вихідної миттєвої довжини (модифіковано за Voigt [15]) [1].

Описані вище концепції в принципі відносяться до всіх трьох одновимірних (повздовжня, циркулярна та радіальна) деформацій та компонентів деформації міокарду.

Ротаційна механіка

Ротаційна деформація ЛШ навколо своєї довгої осі описується двома параметрами [16]. Різниця в систолічній ротації міокарда в апікальній та базальній площинах по короткій осі звичайно описується як «твіст» та визначається в градусах ($^\circ$). При нормалізації значення до відстані між відповідними площинами (базальною та апікальною) це значення описується як кручення (скручування, торсія) та визначається в $^\circ/\text{см}$. Хоча останній показник кручення є фізично більш точним та акуратним, впевнено визначити його за допомогою двовимірної ЕхоКГ неможливо. Твіст визначити можливо, але він визначається неідеально, оскільки невідомими є точні положення площин відносно серця та відносно однієї до другої. Часова

похідна твісту носить назву швидкості скручування та розкручування та визначається в $^{\circ}/\text{с}$.

Рекомендації робочої групи: твіст та кручення описують ротаційну деформацію ЛШ навколо власної довгої осі. Обидва параметри погано визначаються за даними двовимірної ЕхоКГ, тому не можуть бути рекомендовані для рутинного клінічного використання.

Дрейф базової лінії

На розрахунки як зміщення, так і стрейнів за даними ТД або СТЕ впливають дрібні помилки вимірів, що призводять до «дрейфу» або зміщення базової лінії (Рис. 5). Корекція небажаних дрейфів може проводитися багатьма можливими шляхами, а її можливість має бути включена в програмний пакет аналізу для забезпечення повернення зміщення та стрейну до нульового значення через один кардіальний цикл.

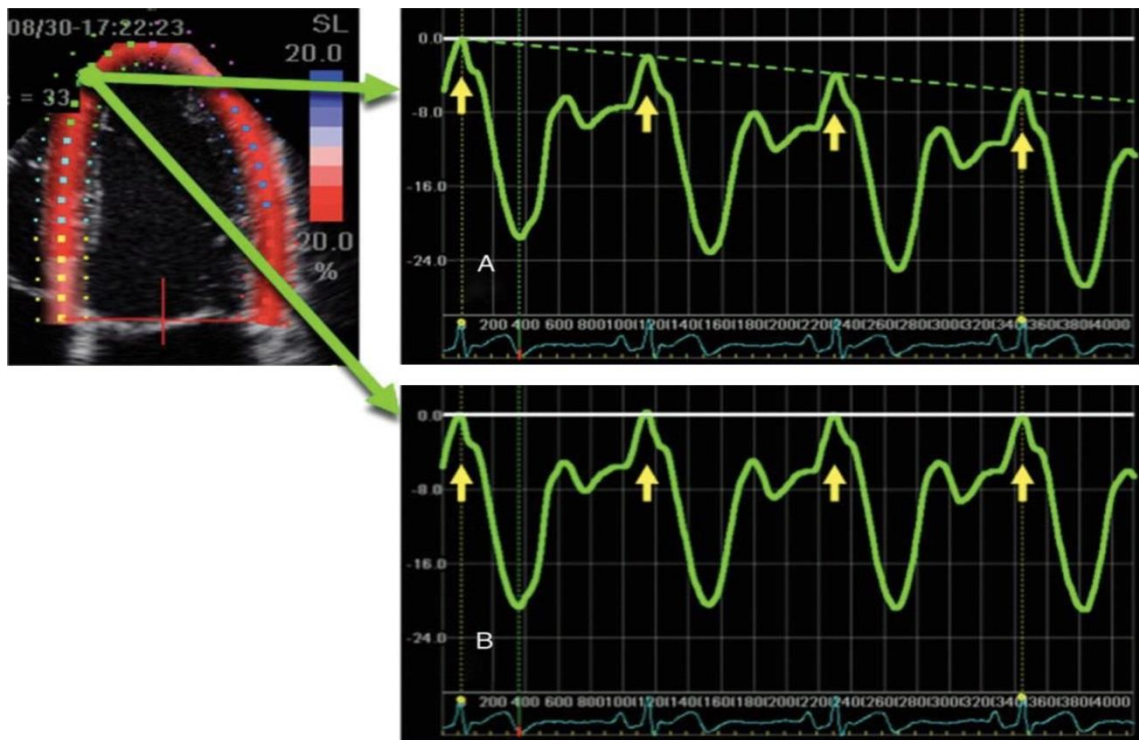


Рис. 5. (А) Крива стрейну за даними СТЕ з дрейфом (переривчаста зелена лінія). (Б) Дрейф компенсований відраховуванням усереднених дрейфових компонентів з кривої. Оскільки для контролю часу найчастіше використовується крива ЕКГ, крива повертається до нульового значення після кожного комплексу QRS (жовті стрілки) [1].

Правдою також є те, що рівень зміщення може бути ненульовим наприкінці серцевого циклу внаслідок глобальних передавальних рухів ЛШ, що не є синхронізованими з серцевим циклом (напр., внаслідок дихання).

Рекомендації робочої групи: оскільки інтенсивна корекція дрейфу може маскувати поганий трекінг, застосування компенсації дрейфу може бути показаним та не показаним, а програмне забезпечення має містити опції для її включення або відключення.

Якість трекінгу

СТЕ краще працює при повздовжніх ультразвукових променях, ніж при поперечних. Крім того, дивергенція променя по мірі збільшення глибини сканування призводить до того, що трекінг краще отримується в зонах, ближчих до датчика, порівняно з більш глибокими структурами.

Якість трекінгу може бути субоптимальною, якщо окремі області міокарда погано візуалізуються, а також внаслідок стаціонарних артефактів (реверберацій), які утруднюють розпізнавання відблисків (спеклів) міокарда, або якщо недостатніми є просторові та часові роздільні характеристики зображення.

Рекомендації робочої групи: Програмне забезпечення повинно мати опцію автоматичної оцінки якості зображення. Крім того, оператор повинен мати можливість візуально оцінювати якість трекінгу шляхом порівняння якості зображення відеопетлі з відповідними результатами трекінгу та фактичними кривими показників деформації.

Регуляризація

Декілька виробників в розробці програмного забезпечення використовують моделі нормальної кардіальної деформації, сплайн-функції та інші типи просторового та часового згладжування з метою регуляризації та упорядкування результатів трекінгу. Надмірна регуляризація, втім, може знижувати роздільну здатність трекінгу та навіть призводити до отримання недостовірних даних. Певні патентовані програмні фільтри можуть знизити

варіабельність результатів за даними програмних пакетів СТЕ різних виробників. Крім того, індивідуальні налаштування окремих операторів також є важливим джерелом варіабельності результатів навіть на одному і тому самому ультразвуковому апараті.

Рекомендації робочої групи: програмне забезпечення для СТЕ повинно містити повідомлення про застосовані засоби регуляризації. Регуляризація має бути обмеженою до необхідного мінімуму. Опції для контролю налаштувань регуляризації мають бути доступними для оператора. Запис налаштувань обробки даних має бути передбаченою в лонгітудінальних дослідженнях.

Багатовимірна деформація

До сьогодні всі концепції СТЕ передбачали, що об'єкт, що деформується, має тільки один вимір. Втім, якщо об'єкт, що деформується є двовимірним, його деформація не обмежується лише скороченням або подовженням. Двовимірний об'єкт може деформуватися перпендикулярно власним межах (Рис. А та Б). Крім того, об'єкт може деформуватися паралельно власним межах (Рис. В та Г). Цей тип деформації носить назву зсуву стрейну.

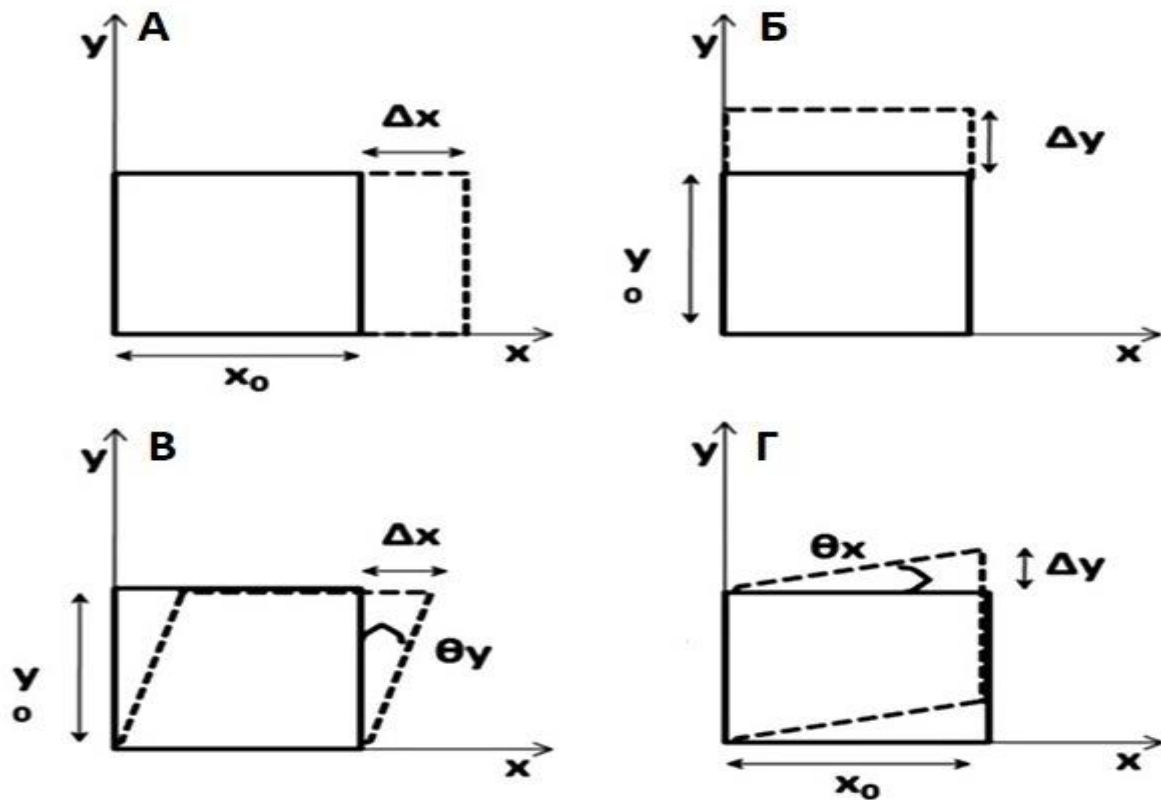


Рис. 6. Деформація двовимірного об'єкту може бути описана чотирма компонентами стрейну: два нормальних компоненти (А та Б) та два компоненти за типом «зсуву стрейну» (В та Г). Компоненти зсуву стрейну характеризуються відповідними кутами θ_x та θ_y (модифіковано за D'hooge та співавт. [15]) [1].

Для визначення деформації 2D-об'єкту зрозумілим шляхом всі чотири компоненти стрейну записуються в єдину матрицю, що визначається як тензор стрейну:

$$(6) \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} \\ S_{yx} & S_{yy} \end{pmatrix},$$

де діагональні елементи (xx та yy) відбивають лінійні (або нормальні) стрейна, а позадіагональні елементи – зсув стрейну.

Тривимірна ЕхоКГ досліджує серце як тривимірний об'єкт. Втілення концепції нормального стрейну та зсуву стрейну означає, що при цьому слід розрізняти дев'ять різних компонентів стрейнів, а саме три лінійних стрейни (xx , yy , та zz) та шість зсувних стрейнів (xy , xz , yx , yz , zx , та zy).

При аналізі регіональної функції міокарду координати x , y , та z можуть бути замінені відповідними повздожнім, радіальним та циркулярним стрейнами серця. При цьому також відбивається і кручення (торсія) міокарда, яку можна описати як повздожньо-циркулярний зсув (1с-зсув) стінки ЛШ [17].

Крім того, виходячи з принципу збереження об'єму нестисливого матеріалу можна зробити висновок, що якщо відомі два компоненти лінійного стрейну, то значення третього компонента може бути розраховане.

Специфічні аспекти ехокардіографічних вимірів стрейнів та стрейн-рейту

Природний стрейн у порівнянні зі стрейном Лагранжа

Є випадки при яких більш доцільно використовувати стрейн Лагранжа, ніж природний стрейн, і навпаки. Розрахунки натурального стрейну більш доцільні при використанні TDI, оскільки референтні довжини є різними в кожній часовій точці дослідження (кожний кольоровий відтінок кольорового доплерівського картування тканин), і, таким чином не будуть рівними в референтній часовій точці. З іншого боку, STE скоріше передбачає розрахунки стрейнів Лагранжа, оскільки базова довжина є завжди відомою, та її легко можна використати як референтну. На щастя, природні стрейни та стрейни Лагранжа є взаємопов'язаними, тому їх можна легко переводити один в одного:

$$(7) S_L(t) = e^{S_N(t)} - 1,$$

$$(8) S_L(t) = \ln(s_L(t) + 1),$$

$$(9) SR_L(t) = \frac{1}{e^{-S_N(t)}} SR_N(t),$$

$$(10) SR_N(t) = \frac{1}{SL(t) + 1} SR_L(t).$$

Якщо ступінь деформації є маленькою ($\sim 5-10\%$), значення природних S та S Лагранжа є дуже подібними. Втім при великих деформаціях міокарда, що можуть відбуватися підчас швидкого діастолічного наповнення та

скорочення шлуночка, різниця між цими стрейнами стає досить значущою (Рис. 7, лівий графік) [16]. Розбіжності стрейн-рейту при цьому будуть ще більшими (Рис. 7, правий графік).

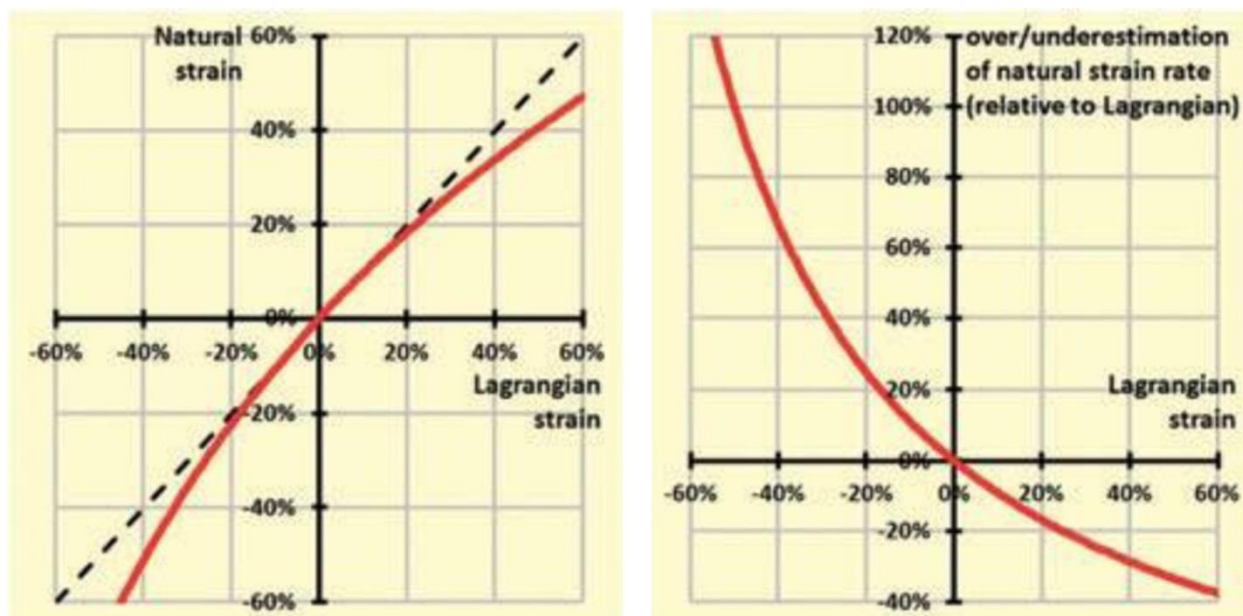


Рис. 7. Порівняння стрейнів природних та Лагранжа. Зліва: графік показує взаємозв'язок між природним стрейном та стрейном Лагранжа (ціла червона лінія). За межами значень стрейнів $\pm 15\%$ дивергенція від лінії ідентичності (чорна переривчаста лінія) стає значущою. Справа: графік демонструє ступінь, до якої природний стрейн-рейт може пере- або недооцінювати значення стрейн-рейту Лагранжа залежно від миттєвої деформації Лагранжа. Наприклад, якщо стрейн Лагранжа дорівнює -20% , а стрейн-рейт Лагранжа складає $+10\%/с$, то природний стрейн-рейт дорівнюватиме на 25% , тобто складатиме $+12,5\%/с$. Якщо, навпаки, стрейн Лагранжа дорівнюватиме $+20\%$ (при такому самому стрейн-рейті), то природний стрейн буде на $16,7\%$ менший із значенням $+8,33\%$ [1].

Рекомендації робочої групи: програмні пакети СТЕ звичайно мають розраховувати стрейни Лагранжа (S). Природний стрейн-рейт (SR_N) звичайно розраховується при використанні тканинної доплерографії, але також може розраховуватися під час СТЕ шляхом конвертації зі стрейн-рейту Лагранжа за відповідною формулою. Тип розрахованих стрейнів та стрейн-рейтів мають вказуватися розробниками програмного забезпечення.

Термінування механічних подій

Кінець діастоли

Оскільки функція серця є циклічним процесом, вибір референтної часової точки («початку серцевого циклу») є досить довільним. Втім, для розрахунків зміщення або деформації слід визначати референтну позицію, від якої відраховується зміщення, або референтну довжину для визначення стрейну. Конвенційно для цієї мети використовується кінець діастоли.

Кінець діастоли найчастіше визначається як закриття мітрального клапану (МК), тобто кінцем діастоли називають момент та відповідний кадр на екрані безпосередньо перед тим моментом, коли МК повністю закриється. Інші події, пов'язані із закриттям МК в часі також можна використовувати як сурогатні маркери, наприклад, початок комплексу QRS на ЕКГ, пік зубця R на ЕКГ, найбільший діаметр або об'єм ЛШ, або пік кривої повздовжнього глобального стрейну. За певних обставин всі сурогатні часові маркери є субоптимальними для використання. Закриття МК та ЕКГ-маркери можуть не співпадати в часі у пацієнтів з порушеннями провідності. Значення діаметрів ЛШ та параметри стрейну можуть бути непридатними при значущих регіональних дисфункціях. Волнометричні виміри вимагають щонайменше двовимірної оцінки в двох або трьох апікальних позиціях.

Рекомендації робочої групи: у якості компромісу між доступністю виконання та точністю більшість програмного забезпечення для аналізу деформації міокарда звичайно для визначення кінця діастоли використовує пік комплексу QRS на ЕКГ. Але також програмне забезпечення має також пропонувати операторам інші опції для визначення, якщо ця загальноприйнята методика вважається недоцільною або неточною при певних клінічних патологічних ситуаціях, або якщо аналізується деформація інших структур (напр., передсердь). У будь-якому випадку, оператор має бути повідомлений про те, який використовується в програмі часовий референт.

Кінець систоли

Кінець систоли співпадає з закриттям аортального клапану (АК), що можна добре візуалізувати в парастернальній або апікальній позиціях по довгій осі ЛШ або за допомогою реєстрації «кліка» закриття підчас імпульсно-хвильової доплерографії потоку через АК. Потенційними сурогатними референтними точками визначення кінця систоли є надир кривої глобального стрейну або об'єму ЛШ.

Рекомендації робочої групи: оператор має бути інформований про референтну часову точку, що визначає кінець систоли та мати можливість обирати інші референтні події для визначення кінця діастоли за необхідності відповідно до патофізіологічної ситуації.

Точки вимірів

Клінічно значущими значеннями стрейнів протягом кривої стрейнів (хоча і не обмежуються ними) є:

- Кінцево-сistolічний стрейн: значення наприкінці систоли (має уточнюватися референтна точка визначення кінця систоли);
- Піковий систолічний стрейн: пікове значення стрейну в систолу;
- Позитивний піковий систолічний стрейн: локальне розтягнення міокарду, як іноді відбувається в ранню систолу в нормі, або відповідна деформація, що визначає регіональну дисфункцію;
- Піковий стрейн: найвище значення стрейну протягом всього кардіального циклу. Піковий стрейн може співпадати з систолічним або з кінцево-сistolічним піковим стрейном, або може з'являтися вже після закриття АК. В останньому випадку його можна описати як «постсistolічний стрейн».

Описані значення графічно наведені на Рис. 8. Інші значення можуть вводитися залежно від необхідності відповідно до конкретної патофізіологічної ситуації.

Рекомендації робочої групи: Кінцево-сistolічний стрейн (ESS) повинен вноситися в заключення як параметр за умовчанням для описання

деформації міокарда. Інші параметри можуть також виноситися в заключення додатково. Винесені в заключення параметри мають описуватися відповідно до визначення та бути зрозумілими для користувачів.

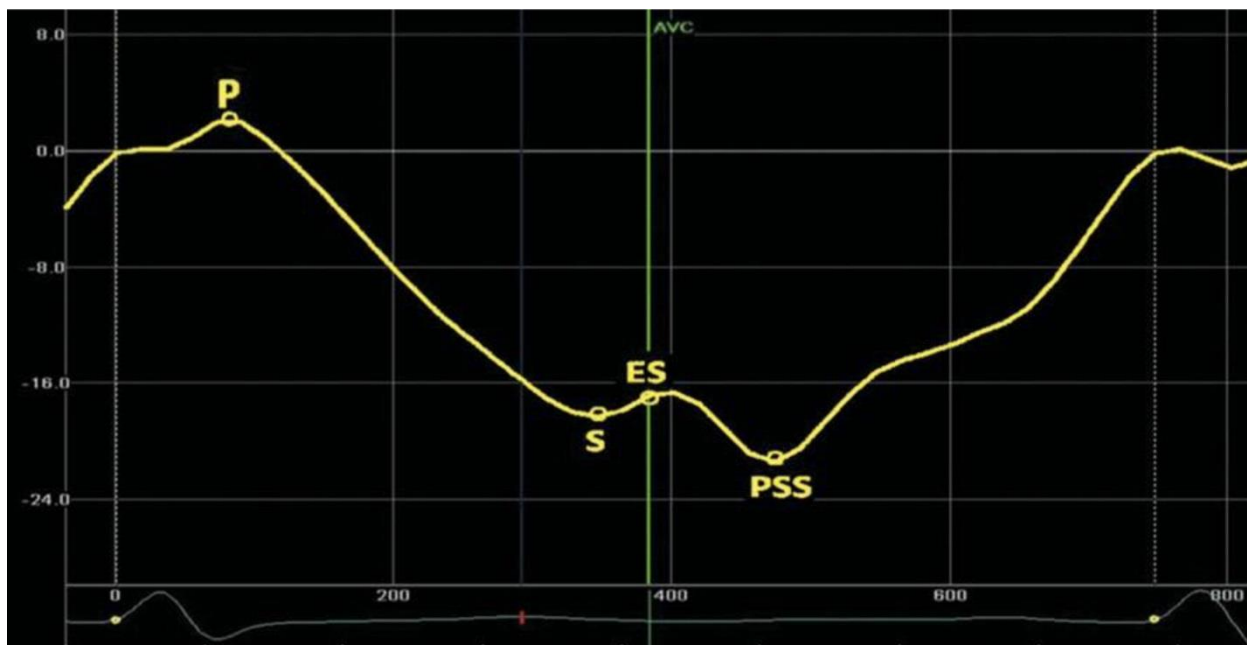


Рис. 8. Крива повздожнього стрейну з вибором значень стрейну в клінічно релевантні моменти. P – піковий позитивний стрейн; S – піковий систолічний стрейн; ES – кінцево-систолічний стрейн; PSS – постсистолічний стрейн. Тонка жовта переривчаста вертикальна лінія визначає початок комплексу QRS; зелена вертикальна лінія визначає закриття аортального клапану (AVC) [1].

Глобальні та сегментарні значення

Попередні визначення стрейну та стрейн-рейту дозволили визначити значення в кожній точці часу уздовж обраної лінії міокарду протягом всього серцевого циклу. Сегментарні та глобальні значення стрейнів та стрейн-рейтів є предметом особливого інтересу в сучасній кардіології.

Сегментарні стрейн та стрейн-рейт визначаються як середнє значення цих параметрів для даного конкретного сегменту.

Глобальний стрейн та стрейн-рейт розраховуються за даними значень уздовж всієї визначеної лінії міокарда підчас розрахунку деформації. Крім

того, глобальний стрейн також може бути розрахований як середнє арифметичне значень всіх точок протягом міокардіальної референтної лінії або як середнє значення сегментарних стрейнів всередині одного кадру. Останні два методи є математично еквівалентними. Крім того, може бути використана маса міокарда, пропорційна відповідній довжині кожного з сегментів. Розрахунки, що усереднюють пікові значення стрейнів, отриманих в різні точки часу, є несумісними з вище наведеними визначеннями.

Якщо глобальні параметри розраховуються шляхом сегментарного усереднення, припустимим є виключення сегментів з поганою якістю трекінгу. В таких випадках відтворюваний шлях до правильної диференціації доброї та поганої якості трекінгу є дуже бажаним. Втім, коли глобальний стрейн або стрейн-рейт розраховуються шляхом сегментарного усереднення, а сегменти з неякісним трекінгом виключаються з аналізу (не більше одного на ехокардіографічний зріз), результати можуть відрізнитися залежно від того, який саме сегмент був виключений з аналізу, оскільки апікальні сегменти звичайно мають в нормі більш високі значення стрейнів порівняно з базальними сегментами.

Повздожній стрейн може розраховуватися як ендокардіальний стрейн, стрейн середньої лінії, епікардіальний стрейн, або як усереднення стрейнів всієї стінки шлуночка або іншої камери. На сьогодні недостатньо доказових даних для визначення, яка з цих розрахункових методик є надійнішою. Але програмне забезпечення повинно чітко інформувати, яка саме з описаних методик розрахунків стрейнів використовується.

Перелік загально використовуваних параметрів, що описують механіку деформації міокарда, наведений в Таб. 1.

Слід відмітити, що назви та аббревіатури циркулярних та повздожніх параметрів повинні включати індексацію щодо інформації про шар міокарду, який використовувався для розрахунків (ендо-, епі, усереднення стрейнів всієї стінки, тощо). Глобальні параметри мають включати індексацію щодо

розрахунків стрейнів для однієї площини сканування або для всього шлуночка цілком.

Таб. 1. Перелік загально використовуваних параметрів, що описують кінетику та деформацію міокарда.

Параметр	Визначення	Доступ для отримання даних	Абревіатура	Одиниці виміру
Повздовжня швидкість	Відповідний рух або компонент деформації, паралельний референтному контуру, що візуалізується з основи шлуночка до його верхівки	Всі три апікальні позиції (рекомендовано) та парастернальна позиція по довгій осі (не є рекомендованою в рутинній клінічній практиці)	V_l	см/с
Повздовжнє зміщення			D_l	мм
Повздовжній стрейн-рейт			SR_l	1/с
Повздовжній стрейн			S_l	%
Радіальна швидкість	Відповідний рух або компонент деформації, перпендикулярний референтному контуру, що візуалізується від контурів всередину порожнини ЛШ	Всі три апікальні позиції (рекомендовано) та парастернальна позиція по довгій осі (не є рекомендованою)	V_r	см/с
Радіальне зміщення			D_r	мм
Радіальний стрейн-рейт			SR_r	1/с
Радіальний стрейн			S_r	%
Циркулярна швидкість	Відповідний рух або компонент деформації, тангенційний референтному контуру, перпендикулярний довгій осі ЛШ, з	Тільки позиції по короткій осі ЛШ	V_c	см/с

	орієнтацією проти часової стрілки при візуалізації з верхівки. Кутові компоненти відповідають центру гравітації ЛШ всередині площини сканування			
Швидкість кручення			RotR	8/c
Циркулярне зміщення			D_c	мм
Ротація			Rot	8
Циркулярний стрейн-рейт			SR_c	1/c
Циркулярний стрейн			S_c	%

Рекомендації робочої групи: глобальні стрейн та стрейн-рейт мають розраховуватися з даних уздовж всієї довжини міокардіальної лінії або за даними альтернативних методів (напр., усереднення значень, розрахованих для окремих сегментів), що є математично еквівалентними. При розрахунках глобального стрейну за методиками, нееквівалентними до визначення стрейнів уздовж всієї лінії міокарда, це повинно окремо зазначати з метою забезпечення відтворюваності методу. Локалізації оцінки значень глобального стрейну (ендокард, середня лінія, усереднення стрейнів всієї міокардіальної стінки) мають чітко зазначатися в протоколі програмного забезпечення.

Серійні та перехресні порівняння значень стрейнів

Загалом негативні значення повздовжніх та циркулярних стрейнів можуть призводити до непорозуміння при порівнянні даних різних пацієнтів або при обговорення серійних даних, оскільки порушення функції ЛШ призводить до протиінтуїтивного збільшення арифметичного значення

стрейну. Відповідно, робоча група вважає, що при порівнянні значень стрейнів слід про це пам'ятати і знати, що від'ємні значення стрейнів є кращими для пацієнта та функції ЛШ.

Рекомендації робочої групи: ми рекомендуємо, щоб всі референтні значення стрейнів за даними різних виробників (див. відповідні Рекомендації з кількісних вимірів камер серця та магістральних судин) наводили абсолютні значення стрейнів. При цьому підвищення глобального повздожнього стрейну (GLS) означає, що його значення стає більш негативним, а зниження стрейну, що спостерігається при порушеннях функції ЛШ, проявляється в тому, що значення GLS стає менш негативним (арифметичне збільшення при зменшенні абсолютного цифрового значення). Будь-яке виключення з цього правила повинне чітко зазначатися в заключенні. Описання значень стрейнів в цифрах повинно завжди включати відповідний знак (- або +).

Обговорення

Членами Робочої групи EACVI, ASE та представників світових виробників відповідно до документу 2015 р. було досягнуто консенсусу щодо певної стандартизації визначень та методів розрахунків різноманітних показників, які звичайно використовуються при візуалізації деформацій міокарду.

Головною метою даного документу є теоретична база для пояснення фізіологічної значущості та математичних розрахунків різних параметрів клініцистам, зацікавленим в використанні візуалізації міокарду як з дослідницькою метою, так і в рутинній клінічній практиці, а також – забезпечити загальне підґрунтя для реалізації та втілення цієї чудової ехокардіографічної техніки в практику.

Втім, на додаток до фізіологічних варіацій рухів серця, також залишаються певні практичні розбіжності в розрахунках за даними програмних пакетів різних виробників з описаних вище відомих причин.

Системи візуалізації

Різні системи візуалізації мають різні технічні відмінності у сенсі просторової (кількість променів на сектор візуалізації, кількість пікселів) та часової (частота оновлення кадрів зображення) роздільної здатності. Точність технології СТЕ є універсально пропорційною розміру пікселів. Крім того, для кожної окремої технології трекінгу та частоти серцевих скорочень (ЧСС) існує оптимальна частота оновлення кадрів, що повинні знати всі користувачі подібних систем. Нарешті, слід пам'ятати, що точність трекінгу знижується, якщо підвищення частоти оновлення кадрів досягається за рахунок зниження просторової роздільної здатності (зниження кількості променів на сектор візуалізації).

Частота оновлення кадрів визначає, наскільки короткі механічні події можуть реєструватися та коректно візуалізуватися. Дані літератури говорять, що для визначення кінетики та деформації міокарду при нормальній ЧСС звичайно використовують частоту оновлення кадрів від 40 до 80 Hz [2]. По мірі часового укорочення механічних подій при зростанні ЧСС зростає частота оновлення кадрів, яка потрібна для якісного трекінгу руху міокарда. Тому при зростанні ЧСС слід підвищувати частоту оновлення кадрів, особливо при педіатричних дослідженнях, під час стрес-ЕхоКГ з фізичним або фармакологічним (напр., добутамін) навантаженням, коли завжди спостерігається збільшена ЧСС протягом дослідження. Достатньої кількості доказових даних, які б дозволяли рекомендувати певну частоту, але шляхом екстраполяції можна дійти висновку, що стандартна частота оновлення кадрів, що використовується при нормальній ЧСС, по мірі зростання ЧСС має підвищуватися пропорційно. Рух (зміщення) та деформація (стрейн) є менш вибагливими до частоти оновлення кадрів, але час-залежні параметри, такі як швидкість та стрейн-рейт, вимагають високої частоти оновлення кадрів (більше 100 fps) навіть в стані спокою. В сучасних ультразвукових

системах адаптувати частоту оновлення кадрів до високої ЧСС буває досить складно.

Поза роздільною здатністю зображення в значній мірі на якість STE впливає загальна якість зображення. Методика працює набагато краще, коли добре візуалізуються всі стінки (наявні в записаному відео), в той час як ситуації, коли частина міокарда сегментів відсутня протягом окремих фаз кардіального циклу, суттєво погіршують валідність та відтворюваність результатів.

Відео, записані з різною якістю та різними параметрами просторової та часової роздільної здатності, також призводять до потенційно значущою варіабельності результатів STE.

Програмне забезпечення

Методи розрахунків, описані вище, дозволяють розрахунок великої кількості параметрів при відомій геометрії тканини в усіх кадрах після виконання STE. Різні програмні пакети, однак, використовують різні технології трекінгу, які дозволяють відстежувати рухи міокардіальної тканини з різними рівнями точності та надійності. Тому дані результатів STE суттєво залежать від якості «прошитих» специфічних алгоритмів STE, з урахуванням рівня технологій просторового та часового згладжування та оптимізації зображення для кожного окремого випадку. Крім того, індивідуальні операторські налаштування також можуть впливати на відтворюваність результатів стрейнів та, особливо, стрейн-рейту [18].

Відомо, що сьогодні основні зусилля Робочої групи EACVI/ASE/Виробники в цій галузі спрямовані на стандартизацію програм візуалізації та оцінки деформації з метою зниження варіабельності результатів оцінки деформації між програмними пакетами різних виробників. На сьогодні вже існують певні угоди між виробниками обладнання для STE на основі результатів тестування програмних пакетів на синтетичних стимуляторах та у живих людей [11, 12].

Обмеження технології

Існує певна кількість властивих обмежень візуалізації деформації міокарда. По-перше, фундаментальне припущення, що лежить в основі 2D-СТЕ, полягає в тому, що зміщення тканин в площині дослідження відповідає зміщенню локальних патернів розподілу спеклів сірої шкали в В-режимі. Втім, слід пам'ятати, що це може бути не завжди так. Наприклад, цілковите зміщення форми, що звужується, є спіральною структурованою або якимось інакше структурованою з косими кутами, на послідовних зображеннях в В-режимі може бути інтерпретоване невірно як візуально, так і за допомогою СТЕ, як деформація або зміщення в площині, без урахування деформацій за межами площини. Відомо, що це позаплощинне обмеження є більш критичним під час СТЕ по короткій осі ЛШ, ніж в апікальних зрізах [19, 20]. При підозрі на артефакти, що рухаються в площині сканування, слід по можливості використовувати 3D-ЕхоКГ для верифікації та запобігання хибних інтерпретацій. Однак, оператори мають пам'ятати, що 3D-СТЕ має ті ж самі обмеження варіабельності результатів залежно від виробника програмного забезпечення, що й 2D-СТЕ [21], а також має нижчу часову та просторову роздільну здатність порівняно з 2D-СТЕ.

Локальний покадровий трекінг базується на пошуку максимальної подібності між двома локальними патернами спеклів в двох послідовних кадрах. Всі відомі види ультразвукових шумів знижують якість трекінгу. Добра якість зображення підвищує чіткість патернів спеклів та, відповідно, покращує точність та відтворюваність результатів СТЕ. Тому важливо відмітити, що для зниження операторської та міжоператорської варіабельності результатів СТЕ дуже важливим є отримання стандартизованих класичних позицій в максимально оптимальній якості.

Найбільш критичним обмеженням технологій СТЕ є низька часова стабільність патернів трекінгу. Ультразвукові патерни спеклів генеруються інтерференцією ультразвукових променів, що відбиваються від тканинних структур. Патерни спеклів нестабільні в часі не тільки внаслідок рухів, але й

внаслідок фізіологічних змін структур з живої тканини та змін в кутах між тканинами, що рухаються та ультразвуковими променями. Накопичення невеликих випадкових помилок в детекції патернів спеклів протягом процесу СТЕ може призводити до неточних результатів оцінки деформації.

Висновки та перспективи

Наша робоча група використовувала дані із стандартизації Робочої групи EAE (сьогодні EACVI) та ASE, що розвивала відповідний консенсус між академічними та промисловими працівниками щодо стандартних визначень та номенклатури клінічних параметрів, що оцінюються підчас 2D-СТЕ. Це один з перших кроків на шляху подолання розбіжностей результатів за даними різних виробників та непорозумінь між різними алгоритмами визначення деформації міокарду. Автори закликають клініцистів та дослідників пам'ятати про велику можливість варіабельності даних досліджень при використанні різних програмних пакетів різних виробників, і приймати це до уваги при оцінці даних різних досліджень пацієнтів на різних ультразвукових апаратах для запобігання хибних клінічних висновків. Робоча група визнає, що прогрес та розвиток в науці та технологіях може вимагати поступового перегляду сучасних наукових концепцій. Втім, наведені в даному документі визначення, на нашу думку, мають лишитися використаними в майбутньому, оскільки надають доволі міцну базу, що дозволяє краще розуміння процесів деформації міокарда та порівняльну оцінку даних алгоритмів СТЕ різних виробників на фундаментальному рівні, дозволяючи більш широке рутинне клінічне використання СТЕ.

Література

1. Voigt, J-U., Pedrizzetti, G., Lysyansky, P., 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*. 2015; 16: 1–11

2. Mor-Avi, V., Lang, R.M., Badano, L.P., Belohlavek, M., Cardim, N.M., 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. *Eur J Echocardiogr.* 2011; 12: 167–205
3. Geyer, H., Caracciolo, G., Abe, H., Wilansky, S., Carerj, S., Gentile, F. et al. Assessment of myocardial mechanics using speckle tracking echocardiography: fundamentals and clinical applications. (quiz 453-5) *J Am Soc Echocardiogr.* 2010; 23: 351–369
4. Mondillo, S., Galderisi, M., Mele, D., Cameli, M., Lomoriello, V.S., Zacà, V. et al. Speckle-tracking echocardiography: a new technique for assessing myocardial function. *J Ultrasound Med.* 2011; 30: 71–83
5. Manovel, A., Dawson, D., Smith, B., and Nihoyannopoulos, P. Assessment of left ventricular function by different speckle-tracking software. *Eur J Echocardiogr.* 2010; 11: 417–421
6. 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: 262–332
7. Nelson, M.R., Hurst, R.T., Raslan, S.F., Cha, S., Wilansky, S., and Lester, S.J. Echocardiographic measures of myocardial deformation by speckle-tracking technologies: the need for standardization?. *J Am Soc Echocardiogr.* 2012; 25: 1189–1194
8. Bansal, M., Cho, G.Y., Chan, J., Leano, R., Haluska, B.A., and Marwick, T.H. Feasibility and accuracy of different techniques of two-dimensional speckle based strain and validation with harmonic phase magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr.* 2008; 21: 1318–1325
9. Negishi, K., Lucas, S., Negishi, T., Hamilton, J., and Marwick, T.H. What is the primary source of discordance in strain measurement between vendors: imaging or analysis?. *Ultrasound Med Biol.* 2013; 39: 714–720

10. Marwick, T.H. Will standardization make strain a standard measurement? *J Am Soc Echocardiogr.* 2012; 25: 1204–1206
11. Thomas, J. and Badano, L.P. EACVI-ASE-Industry Initiative to standardize deformation imaging. A brief update from the co-chairs. *J Am Soc Echocardiogr.* 2013; 26: 21A–22A
12. Thomas, J.D. and Badano, L.P. EACVI-ASE-Industry Initiative to standardize deformation imaging. A brief update from the co-chairs. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2014; 14: 1039–1040
13. Xiao, H., Bruhns, O.T., and Meyers, A. Basic issues concerning finite strain measures and isotropic stress-deformation relations. *J Elast.* 2002; 67: 1–23
14. Cerqueira, M.D., Weissman, N.J., Dilsizian, V., Jacobs, A.K., Kaul, S., Laskey, W.K. 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: 539–542
15. Voigt, J.U. Quantifizierung der Myokardfunktion. in: F.A. Flachskampf (Ed.) *Praxis der Echokardiographie.* Thieme, Stuttgart; 2010
16. D'hooge, J., Heimdal, A., Jamal, F., Kukulski, T., Bijnens, B., Rademakers, F. et al. Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation, and limitations. *Eur J Echocardiogr.* 2000; 1: 154–170
17. Notomi, Y., Lysyansky, P., Setser, R.M., Shiota, T., Popović, Z.B., Martin-Miklovic, M.G. et al. Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2005; 45: 2034–2041
18. Moen, C.A., Samlminen, P.R., Dahle, G.O., Hjertaas, J.J., and Matre, K. Is strain by speckle tracking echocardiography dependent on user controlled spatial and temporal smoothing?. *Cardiovasc Ultrasound.* 2013; 11: 32
19. Saito, K., Okura, H., Watanabe, N., Hayashida, A., Obase, K., Imai, K. et al. Comprehensive evaluation of left ventricular strain using speckle tracking

echocardiography in normal adults: comparison of three-dimensional and two-dimensional approaches. *J Am Soc Echocardiogr.* 2009; 22: 1025–1030

20. Yodwut, C., Weinert, L., Klas, B., Lang, R.M., and Mor-Avi, V. Effects of frame rate on three-dimensional speckle-tracking-based measurements of myocardial deformation. *J Am Soc Echocardiogr.* 2012; 25: 978–985

21. Badano, L.P., Cucchini, U., Muraru, D., Al Nono, O., Sarais, C., and 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: 285–293

Today the amount of evidence of valuable benefits of Doppler or speckle-tracking echocardiography (STE) in addition to traditional clinical and ultrasound data grows constantly. Deformation visualization provides unique information about regional and global ventricles myocardial function. Some studies point that myocardial deformation evaluation helps to significantly decrease the variability of left ventricle (LV) regional function evaluation. Main areas of these methods use are in evaluation of myocardial mechanics, examining patients with coronary arteries disease (CAD), cardiomyopathies (CMP), LV diastolic dysfunction and diagnosing subclinical myocardial dysfunction in oncological patients on chemotherapy, or in the patients with valvular heart disease (VHD). During last several years we see the appearance of several program sets for myocardial deformation studies by different vendors, but until recently there was a significant limitation for these sets clinical routine implementation due to significant reference ranges variability between vendors. There is a big need in myocardial deformation visualization standardization. In 2010 European Association of Echocardiography (EAE) (today European Association of Cardiovascular Visualization, EACVI) and American Society of Echocardiography (ASE) in the first time invited technical representatives of all interested vendors to take part in common project in order to concentrate efforts on decreasing variability of myocardial strain evaluation according to different vendors data. The result of this work was the joint initiative document by EACVI, ASE and vendors representatives, published in 2015 [1], giving the corresponding generally accepted today definitions, terms, abbreviations, measurements formulas and calculations procedures for physical data according to speckle-tracking EchoCG (STE), which became an international standard for today. This paper is an adaptation of modern and local experience in STE of The Working Group in STE of Association of Cardiovascular Surgeons of Ukraine and Ukrainian Society of Cardiology.

Keywords: echocardiography, two-dimensional, deformation visualization, strain, strain-rate, speckle-tracking, left ventricle, myocardial, standard, definition