

Можливості використання методу картування деформації для визначення маси міокарда й типу ремоделювання лівого шлуночка



А. С. Матяшук, М. В. Костилев

ДУ «Національний інститут хірургії
та трансплантології імені О. О. Шалімова
НАМН України», Київ

Мета роботи — вивчити можливості картування деформації (КД) у визначенні об'ємів, фракції викиду (ФВ), маси міокарда, середньої товщини стінки лівого шлуночка (ЛШ) і типу ремоделювання порівняно з традиційними ехографічними методами.

Матеріали і методи. З використанням УЗ-сканера Toshiba Aplio 500 обстежено 122 особи (93 чоловіки, 29 жінок) віком від 20 до 84 років (середній вік $(52,76 \pm 12,91)$ року). Кінцеводіастолічний (КДО) та кінцевосистолічний (КСО) об'єм ЛШ визначали як середнє із відповідних показників, отриманих при КД в апікальних проекціях, а ФВ — із отриманих КДО та КСО. Маса міокарда ЛШ отримували як різницю між КДО разом зі стінками та КДО, помножену на густину. Товщину стінки рахували як середнє арифметичне мінімальних відстаней від внутрішнього контуру ЛШ до зовнішнього, середній кінцеводіастолічний діаметр (СКДД) — як діаметр ЛШ за короткою віссю на рівні папілярних м'язів, індекс відносної товщини стінки — як $2T/СКДД$, а тип ремоделювання — із отриманої маси міокарда ЛШ та індекса відносної товщини стінки.

Результати та обговорення. ФВ, визначена при КД, суттєво не відрізнялася від обчисленої за алгоритмом Сімпсона ($r = 0,999$). Найтісніша кореляція товщини стінки ЛШ виявлена із середнім арифметичним між товщиною міжшлуночкової перегородки та задньої стінки ($r = 0,938$). Різниця між СКДД та кінцеводіастолічним діаметром ЛШ також виявилася незначною ($(0,22 \pm 0,4)$ см; $r = 0,82$). Кореляційний зв'язок між масою міокарда ЛШ, визначеною в запропонований спосіб і традиційними методами, виявився менш тісним ($r = 0,636–0,751$) унаслідок хибності припущень останніх щодо геометричної форми ЛШ. У визначенні типу ремоделювання ЛШ чутливість і специфічність нової методики та класичного способу збіглися (100 і 66 % відповідно).

Висновки. КДО, ФВ, маса міокарда ЛШ, товщина стінки ЛШ і середній кінцеводіастолічний розмір, отримані методом КД, мають більшу точність та відтворюваність, ніж відповідні показники, обчислені класичними методами. При отриманні запропонованих у роботі показників зникає потреба у розрахунку їх класичних аналогів, а саме КДО та ФВ методом Сімпсона, маси ЛШ за методом сфероїда, товщини задньої стінки та міжшлуночкової перегородки і кінцеводіастолічного розміру ЛШ.

Ключові слова: ехокардіографія, картування деформації, маса міокарда лівого шлуночка, товщина стінки лівого шлуночка, ремоделювання лівого шлуночка.

Численні дослідження свідчать, що один з основних факторів прогресування серцево-судинних захворювань і серцевої недостатності — це гіпертрофія лівого шлуночка (ЛШ) [10], тому питання визначення його маси набуває вкрай

високої актуальності як для оцінки тяжкості гіпертрофії та її динаміки під впливом лікування, так і для визначення типу ремоделювання міокарда за різних патологічних станів. Для визначення маси міокарда ЛШ зазвичай застосовують неінвазивні методики, які базуються на ехокардіографічних вимірах товщини стінки й розміру порожнини та певних припущеннях стосовно форми ЛШ, що, власне, і є ахіллесовою п'ятою точності й відтворюваності цих методик. Останніми роками в арсеналі ехокардіографії з'явився метод картування деформації (Strain rate imaging by speckle tracking),

Стаття надійшла до редакції 20 березня 2015 р.

Матяшук Андрій Сергійович, мол. наук. співр.
03680, м. Київ, вул. Героїв Севастополя, 30
E-mail: andreymatyashchuk@gmail.com

© А. С. Матяшук, М. В. Костилев, 2015

який дає змогу кількісно визначити як глобальну, так і регіонарну скоротливу активність міокарда [1]. З його використанням теоретично можливим також стає визначення маси міокарда ЛШ та низки інших показників без жодних додаткових вимірювань. На жаль, це питання досі детально не вивчали, тому на сьогодні відповідних опцій у відомих нам апаратних реалізаціях методу картування деформації (КД) не існує.

Мета роботи — вивчити можливості картування деформації у визначенні об'ємів лівого шлуночка, його фракції викиду, маси міокарда, середньої товщини стінки (Т) і типу ремоделювання порівняно з традиційними ехографічними методами.

Матеріали і методи

Дослідження виконане на ультразвуковому сканері Toshiba Aplio 500 із фазованим датчиком PST-30BT (2,8—4,4 МГц) з використанням програмної оболонки Wall Motion Tracking (WMT), яка забезпечує реалізацію методу КД, а також автоматично розраховує кінцеводіастолічний (КДО) і кінцево-сistolічний (КСО) об'єми ЛШ та фракції викиду (ФВ), що є необхідною умовою для проведення дослідження.

У дослідження залучено 122 особи (93 чоловіки, 29 жінок) віком від 20 до 84 років (середній вік $(52,76 \pm 12,91)$ року). Усі обстежені розподілені на три групи.

- Група I — практично здорові особи — добровольці з нормальною ЕКГ у стані спокою, без характерних для ішемічної хвороби серця (ІХС) скарг, із нормальним артеріальним тиском та без змін у загальних аналізах крові й сечі. У групу ввійшли 29 осіб (15 жінок і 14 чоловіків) віком від 20 до 70 років (середній вік $(41,24 \pm 12,05)$ року).

- Група II — хворі із хронічною ІХС, підтвердженою результатами коронарографії. Обстежено 80 осіб (6 жінок і 74 чоловіки) віком від 41 до 76 років (середній вік $(57,43 \pm 8,85)$ року). Усі хворі цієї групи перенесли оперативне втручання з реваскуляризації міокарда або готувалися до нього.

- Група III — хворі з гіпертрофією міокарда, в яких за даними коронарографії не виявлено гемодинамічно значущого ураження коронарних артерій. Обстежено 13 осіб (8 жінок і 5 чоловіків) віком від 25 до 84 років (середній вік $(49,77 \pm 18,73)$ року) (табл. 1).

Усім хворим спочатку виконували трансторакальну ехокардіографію за стандартною методикою, під час якої, зокрема, визначали товщину стінок ЛШ та ФВ біплановим методом Сімпсона. Також розраховували площу поверхні тіла (S) [4] та масу міокарда ЛШ за формулами еліпсоїда, що обертається (сфероїда) (M_{cf}), усіченого еліпсоїда (M_{el}) та за методом «площа — довжина» ($M_{пл}$), що рекомендовані Американським товариством ехокардіографістів (АТЕ) [8]. Потім виконували КД за стандартною методикою [2]: програма WMT автоматично поділяла шлуночок на сегменти відповідно до проекції поточного зображення, будувала графіки показників деформації та розраховувала КДО, КСО і ФВ (рис. 1). У випадку, коли алгоритм неточно визначав межі міокарда (за недостатньо якісної візуалізації окремих сегментів), контур коректували вручну. Таким чином, отримували КДО та КСО у повздовжніх апікальних проекціях — чотирикамерній, трикамерній та двокамерній — відповідно KDO_{4c} і KCO_{4c} , KDO_{3c} і KCO_{3c} , KDO_{2c} і KCO_{2c} та ФВ — FB_{4c} , FB_{3c} та FB_{2c} , і в парастернальній проекції за короткою віссю на рівні папілярних м'язів — KDO_{SAX} і FB_{SAX} .

Остаточне значення об'ємів ЛШ визначали як середнє арифметичне відповідних показників у апікальних проекціях:

$$KDO_{KD} = \frac{KDO_{4c} + KDO_{3c} + KDO_{2c}}{3}, \quad (1)$$

$$KCO_{KD} = \frac{KCO_{4c} + KCO_{3c} + KCO_{2c}}{3}.$$

Виходячи із KDO_{KD} та KCO_{KD} , визначали FB_{KD} :

$$FB_{KD} = \frac{KDO_{KD} - KCO_{KD}}{KDO_{KD}} \cdot 100 \%. \quad (2)$$

Для розрахунку маси міокарда ЛШ ми запропонували новий спосіб, що полягає в додатковому отриманні наприкінці діастолі зовнішнього (епікардіального) об'єму ЛШ у кожній проекції, як показано на рис. 2. Загальний кінцеводіастолічний об'єм ЛШ разом із міокардом ($KDO_{KD\text{ері}}$) також розраховували як середнє арифметичне відповідних вимірів у трьох проекціях. Масу міокарда ЛШ, виміряну описаним методом (M_{KD}), визначали як:

$$M_{KD} = 1,05 \cdot (KDO_{KD\text{ері}} - KDO_{KD}), \quad (3)$$

де M_{KD} — маса міокарда ЛШ (г), $KDO_{KD\text{ері}}$ — об'єм ЛШ з урахуванням стінок (мл), KDO_{KD} — об'єм його порожнини (мл), 1,05 — густина міокарда (г/мл).

Т а б л и ц я 1

Склад групи III з гіпертрофією міокарда

Нозологічна одиниця	Кількість хворих
Хронічна ниркова недостатність	7 (54 %)
Аортальний стеноз	3 (23 %)
Гіпертрофічна кардіоміопатія	1 (8 %)
Гіпертрофічна кардіоміопатія та субаортальний стеноз	1 (8 %)
Аденома наднирника	1 (8 %)

Для визначення середньої товщини стінки ми також розробили новий метод з такою математичною основою. Після обведення контурів ЛШ отримували два масиви координат: зовнішнього контуру $I = \{x_{i1}, y_{i1}; x_{i2}, y_{i2} \dots x_{in}, y_{in}\}$, $n \geq 3$ та внутрішнього $J = \{x_{j1}, y_{j1}; x_{j2}, y_{j2} \dots x_{jm}, y_{jm}\}$, $m \geq 3$. Відстань між кожною парою сусідніх точок можна розрахувати, виходячи з припущення, що контур між ними — пряма (причому чим більше точок, тим правильніше припущення). Отже, відстань між сусідніми точками, наприклад, зовнішнього контуру:

$$l_i = \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}, 1 < i \leq n.$$

Загальна довжина зовнішнього контуру визначатиметься як сума відстаней між усіма сусідніми точками:

$$L = \sum_{i=1}^n l_i.$$

Оскільки контур утворений користувачем, то кількість точок n , їх взаємне розташування та відстані між ними можуть бути будь-якими. Тому для підвищення точності слід збільшити щільність точок і вирівняти відстані між ними.

Розіб'ємо контур на k рівних відрізків, довжина кожного з яких дорівнюватиме $l_u = L/k$, і з отриманих $k+1$ рівновіддалених точок $\{x_{u1}, y_{u1}; x_{u2}, y_{u2} \dots x_{uk+1}, y_{uk+1}\}$ побудуємо контур U , ідентичний I — тієї самої довжини L , і щоб будь-яка точка, що належить I , одночасно належала U (рис. 3).

Кожна точка $O(x_{uo}, y_{uo}) \in U$, довжина контуру до якої від першої точки дорівнює

$$L = \sum_{u=1}^o l_u = \frac{L}{k} \cdot (o-1),$$

розраховується на прямій, утвореній такими точками контуру $I(x_{ia}, y_{ia})$ та (x_{ia+1}, y_{ia+1}) , для яких виконується нерівність:

$$\sum_{i=1}^o l_i \leq \sum_{u=1}^o l_u \leq \sum_{i=1}^{o+1} l_i.$$

Розгляньмо прямокутний трикутник ABC (рис. 4), що його сторона AB є відрізком контуру I між точками $A(x_{ia}, y_{ia})$ та $B(x_{ia+1}, y_{ia+1})$, відстань між якими дорівнює $L_{AB} = l_{a+1} - l_a$, де l_a та l_{a+1} — довжина контуру до A і B відповідно. Нехай нам потрібно побудувати точку $O \in U$ на цьому відрізку, на відстані

$$L_{AO} = \frac{L}{k} \cdot (o-1) - l_a$$

від $A(x_{ia}, y_{ia})$. Згідно з теоремою Фалеса

$$\frac{AB}{AO} = \frac{AC}{AD} = \frac{BC}{EC},$$

звідки

$$AD = \frac{L_{AO}}{L_{AB}} \cdot AC = \frac{L_{AO}}{L_{AB}} (x_{ia+1} - x_{ia}), EC = \frac{L_{AO}}{L_{AB}} (y_{ia+1} - y_{ia}).$$

Отже, координати точки O будуть

$$x_{uo} = x_{ia} + \frac{L_{AO}}{L_{AB}} (x_{ia+1} - x_{ia}), y_{uo} = y_{ia} + \frac{L_{AO}}{L_{AB}} (y_{ia+1} - y_{ia}).$$

Так розраховували координати всіх точок контуру U , а також масив із $k+1$ точки внутрішнього

контуру $V = \{x_{v1}, y_{v1}; x_{v2}, y_{v2} \dots x_{vk+1}, y_{vk+1}\}$. У результаті ми отримували зовнішній і внутрішній контури U та V , побудовані із рівної кількості рівновіддалених точок.

Товщину стінки ЛШ на певному відрізку можна визначити як найменшу відстань між внутрішнім контуром V і зовнішнім контуром U . Відстань s_{ab} між будь-якими двома точками $A(x_{va}, y_{va}) \in V$ та $B(x_{ub}, y_{ub}) \in U$ ми розраховували як

$$s_{ab} = \sqrt{(x_{va} - x_{ub})^2 + (y_{va} - y_{ub})^2}.$$

Таким чином, якщо створити підмножину $S_{va} = \{s_{va1}, s_{va2} \dots s_{vak+1}\}$, що складається із відстаней від точки $A(x_{va}, y_{va}) \in V$ до кожної точки контуру U , товщина стінки визначатиметься як $t_a = \min S_{va}$ (тобто як відстань до найближчої точки). Отже, середню товщину стінки t ми обрахували як середнє арифметичне мінімальних відстаней до зовнішнього контуру від кожної точки внутрішнього контуру:

$$t = \frac{\sum_{i=1}^{k+1} \min S_{vi}}{k+1}, \text{ або } t = \overline{\min S_v}. \quad (4)$$

На практиці, як ми визначили емпіричним шляхом, можна обмежити кількість точок внутрішнього контуру, від яких розраховується відстань до кожної точки $A \in U$, інтервалом $\pm 10\%$ k від A : це пришвидшить обробку даних (кількість обрахованих відстаней під час виконання алгоритму зменшиться з $k^2 + 2k + 1$ до $0,19k^2 + 1,1k + 1$). Згладжування контурів I та J одним із загальноприйнятих методів має додатково підвищити точність виміру, однак це суто інженерна задача, і, щоб не ускладнювати статтю, ми вирішили не торкатися цієї теми.

Для практичної реалізації і тестування нового методу розрахунку t ми у середовищі Microsoft Visual Basic.Net розробили спеціальну програму. Спочатку в неї завантажували попередньо збережену ехограму (рис. 5). Для переведення розмірів, отриманих на зображенні, у реальні визначали коефіцієнт масштабування f_{scale} . Для цього перед збереженням ехограми виміряли найбільші горизонтальний W_{real} та вертикальний H_{real} розміри: від верхнього лівого кута зображення до верхнього правого та від верхнього лівого до нижнього лівого відповідно. Потім у масштабі 8:1 визначали відповідні їм розміри у програмі Adobe Photoshop: максимальний горизонтальний розмір у пікселях W_{pix} визначали як різницю координат x центрів верхнього правого та лівого маркерів, а максимальний вертикальний розмір H_{pix} — як різницю координат центрів лівого верхнього та нижнього маркерів. На всіх ехограмах відстані у пікселях були однакові: $W_{pix} = 831$, $H_{pix} = 558$. Значення W_{real} та H_{real} відрізнялися залежно від глибини сканування — від 89 мм та 59,8 мм відповідно при мінімальній глибині 6 см до 415,5 мм та 279,0 мм при максимальній

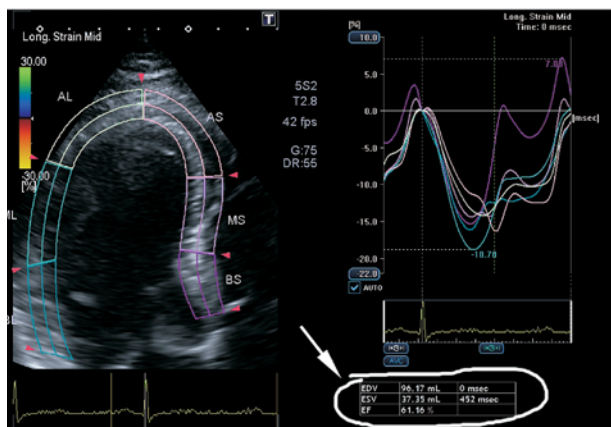


Рис. 1. Реалізація методу картування деформації в програмній оболонці WMT.
EDV — КДО, ESV — КСО, EF — ФВ

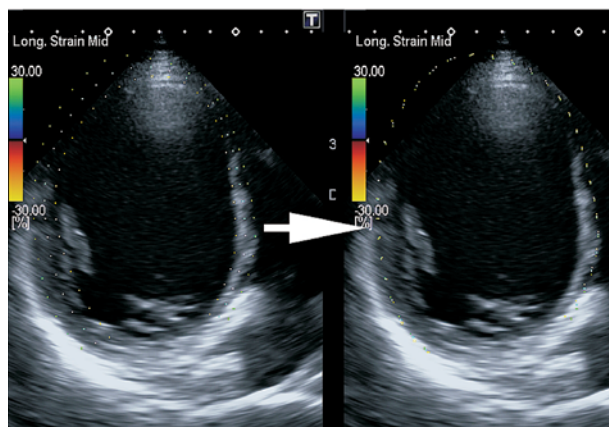


Рис. 2. Зведення внутрішнього контуру до зовнішнього задля отримання загального об'єму ЛШ разом зі стінками

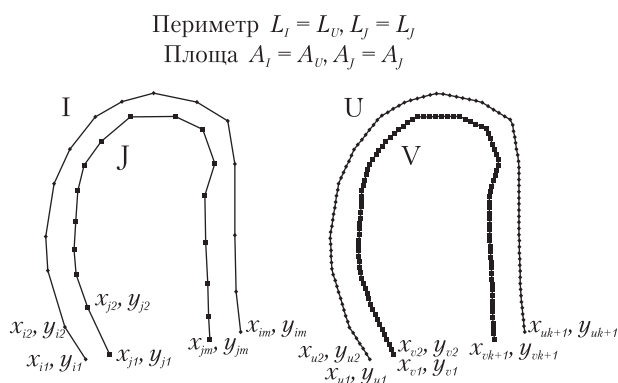


Рис. 3. Побудова контурів U та V

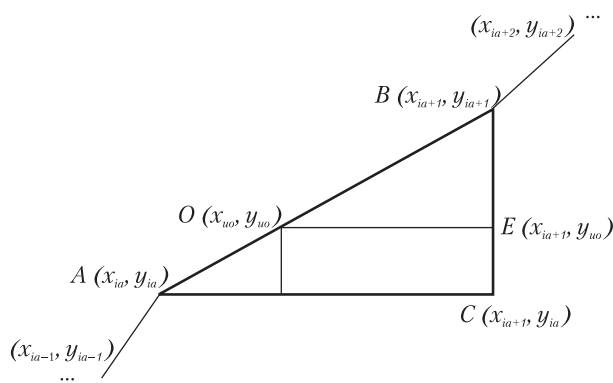


Рис. 4. Розрахунок координат точок контуру U

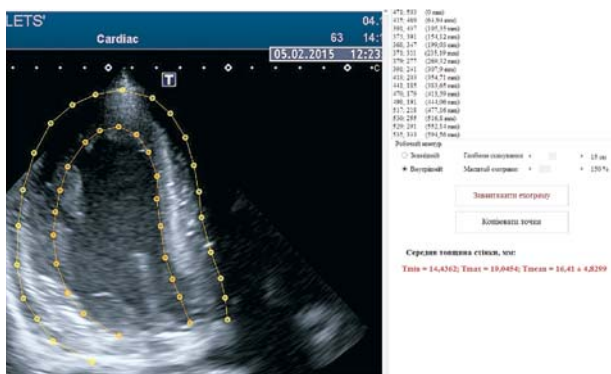


Рис. 5. Розрахунок середньої товщини стінки ЛШ в розробленій програмі

глибини 28 см (крок шкали — 1 см). Далі визначали співвідношення піксель/мм по горизонталі $f_n = W_{pix}/W_{real}$ та по вертикалі $f_v = H_{pix}/H_{real}$. Отримані коефіцієнти відрізнялися приблизно на $7 \cdot 10^{-4}$ піксель/мм, і, щоб зменшити похибку, остаточний коефіцієнт масштабування ми розраховували як середнє арифметичне: $f_{scale} = (f_n + f_v)/2$. Як видно з наведених даних, маючи глибину сканування, що позначається УЗ-сканером на вертикальній шкалі

кожної ехограми, можна автоматично вирахувати f_{scale} . Ця залежність була використана в остаточній версії програми.

Для перевірки надійності коефіцієнта f_{scale} п'ять контрольних ехограм із розрахованою площею порожнини ЛШ було завантажено в програму, після чого відтворювався обведений в УЗ-сканері контур. Далі розраховували площу А як кількість пікселів C_{pix} усередині контуру і за допомогою коефіцієнта масштабування, зведеного у квадрат, перевели їх у cm^2 :

$$A = \frac{C_{pix}}{100 \cdot f_{scale}^2}.$$

У всіх випадках результат коливався у межах $\pm 0,3 cm^2$ від реального значення без тенденції до завищення або заниження показника, що, на нашу думку, пов'язано із похибкою обведення контуру. Так було визначено, що точність коефіцієнта масштабування достатня для роботи.

Отже, для визначення t достатньо завантажити у програму зображення, вказати глибину сканування, обвести зовнішній і внутрішній контури, і програма автоматично, використовуючи наведений математичний апарат, обчислить товщину стінки та виведе результати: t_{min} , t_{max} і $t \pm \sigma$. Остаточний

Т а б л и ц я 2

Порівняння КДО та ФВ, визначених за Сімпсоном та КД ($M \pm m$)

Група	КДО				ФВ			
	За Сімпсоном	Методом КД	r	p	За Сімпсоном	Методом КД	r	p
I	93,62 ± 15,93	96,97 ± 15,42	0,90	< 0,001	65,31 ± 4,24	65,48 ± 4,21	0,996	< 0,001
II	146,50 ± 58,39	161,74 ± 66,00	0,89	< 0,001	46,76 ± 15,81	46,70 ± 15,73	0,999	< 0,001
III	106,38 ± 64,55	125,06 ± 75,34	0,98	< 0,001	59,08 ± 14,04	59,15 ± 14,11	1	< 0,001
Загалом	129,66 ± 55,05	143,80 ± 64,84	0,92	< 0,001	52,48 ± 15,89	52,49 ± 15,90	0,999	< 0,001

результат, а саме середню товщину стінки у трьох проекціях, визначали як середню арифметичну:

$$T = \frac{t_{C4} + t_{C3} + t_{C2}}{3}. \quad (5)$$

Ми також здійснили спробу розрахунку середнього кінцеводіастолічного розміру ЛШ, виходячи зі значення KDO_{SAX} , отриманого в середовищі WMT. З урахуванням алгоритму Teichholz KDP_{SAX} може бути виражений через KDO_{SAX} з отриманням кубічного рівняння в канонічному вигляді:

$$KDP_{SAX}^3 = \frac{KDO_{SAX}}{7} KDP_{SAX} - \frac{2,4}{7} KDO_{SAX} = 0. \quad (6)$$

При використанні для його вирішення методу Кардано було отримано два комплексних корені (нас не цікавлять) і один речовинний:

$$KDP_{SAX} = \sqrt[3]{\frac{1,2}{7} KDO_{SAX} + \sqrt{Q}} + \sqrt[3]{\frac{1,2}{7} KDO_{SAX} - \sqrt{Q}}, \quad (7)$$

$$Q = \frac{1,44}{49} KDO_{SAX}^2 - \frac{KDO_{SAX}^3}{9261}. \quad (8)$$

Узявши за основу класичну формулу розрахунку індексу відносної товщини стінки ЛШ (ІВТ) [8], автоматично визначили його із Т та KDP_{SAX} :

$$ІВТ = \frac{2T}{KDP_{SAX}}. \quad (9)$$

Результати та обговорення

Виміри порожнини лівого шлуночка

На сьогодні доведено, що ФВ поступається показникам деформації та швидкості деформації міокарда при оцінці глобальної скоротливої здатності міокарда — як за чутливістю, так і за специфічністю [2]. Однак визначення ФВ — обов'язкова складова сучасного протоколу ультразвукового дослідження серця. На нашу думку, це спричинено не так консерватизмом фахівців, як самою природою ФВ як показника, що є похідною важливих самостійних показників — УО та КДО; крім того, хвилинний об'єм крові та серцевий індекс теж

потребують визначення УО. Саме можливість розширення спектра та якості показників скоротливості міокарда разом із традиційними вимірами об'ємів і ФВ ЛШ і відрізняє метод КД від інших та робить його перспективним. Тому актуальним є порівняння КДО та ФВ, визначених методом Сімпсона, із відповідними показниками, виміряними методом КД. Результати порівняння наведено в табл. 2. Для визначення ступеня взаємозв'язку між показниками використовували коефіцієнт кореляції Пірсона (r).

Отримані нами дані демонструють, що KDO_{KD} та $ФВ_{KD}$ мають надзвичайно високу кореляцію із відповідними показниками, розрахованими методом Сімпсона, що дає підставу вважати запропонований нами метод цілком прийнятним у повсякденній практиці. У клінічних умовах дуже важливий фактор — це час, витрачений на дослідження: тривалі вимірювання ускладнюють рутинне використання методу. З огляду на це проведення КД дає можливість не витрачати додатковий час для розрахунку ФВ за методом Сімпсона.

Слід зазначити, що нині програмне забезпечення різних виробників не нормоване і опції можуть суттєво відрізнятися¹. Крім того, отримані результати можуть вважатися відтворюваними лише в пакеті WMT фірми Toshiba. Відповідність цих показників у програмному забезпеченні інших вендорів має бути доведена окремими дослідженнями.

Визначення маси міокарда лівого шлуночка

Метод визначення маси міокарда за формулою витягнутого еліпсоїда запропоновано ще в 1986 р. [3]. Спочатку вимірювання проводили у М-режимі, пізніше було запропоновано отримувати значення розмірів ЛШ у В-режимі [5]. Як зрозуміло із визначення, ця формула може бути використана лише у пацієнтів без суттєвої зміни геометрії ЛШ. Крім того, оскільки всі вимірювання зводяться в куб, навіть невелика похибка може значно вплинути на результат. Незважаючи на ці недоліки, саме цим методом користуються більшість фахівців. Безумовно, головну роль тут відіграє простота обчис-

¹ Роботу виконано і подано до друку до виходу рекомендацій АТЕ стосовно стандартизації методу КД у першому номері European Heart Journal за 2015 рік. Проте визначення КДО та ФВ у цьому документі не згадується.

Т а б л и ц я 3

Маса міокарда ЛШ (М ± m) (г) при визначенні різними методами

Показник	Група I	Група II	Група III	Загалом
M _{сф}	166,75 ± 34,57	242,78 ± 69,52	310,94 ± 128,16	232,76 ± 83,00
M _{пл}	184,63 ± 38,77	270,74 ± 79,68	331,37 ± 111,26	249,57 ± 92,27
M _{ел}	165,50 ± 34,87	242,93 ± 71,50	296,75 ± 99,30	223,77 ± 82,64
M _{КД}	180,90 ± 37,59	245,48 ± 66,30	267,50 ± 96,24	232,13 ± 72,42

Т а б л и ц я 4

Коефіцієнти кореляції Пірсона між показниками маси міокарда ЛШ, визначеної різними методами

Показники	Група I	Група II	Група III	Загалом
M _{КД} — M _{сф}	0,499**	0,499	0,674*	0,636
M _{КД} — M _{пл}	0,679	0,604	0,757**	0,751
M _{КД} — M _{ел}	0,683	0,596	0,764**	0,751
M _{сф} — M _{пл}	0,915	0,857	0,935	0,929
M _{сф} — M _{ел}	0,917	0,857	0,930	0,927
M _{пл} — M _{ел}	> 0,999	> 0,999	> 0,999	> 0,999

* p < 0,05, ** p < 0,01, решта — p < 0,001.

лення. Розрахунки маси за формулами «площа — довжина» або усіченого еліпсоїда більш наближені до реальної геометрії ЛШ. Їх точність приблизно однакова [9]. Проте вони також засновані на математичних припущеннях щодо форми шлуночка та його порожнини: від загального об'єму камери віднімають внутрішній об'єм, залишок становить собою об'єм міокарда, і далі цей об'єм множать на густину м'яза. Цей підхід працює при незмінній геометрії камери, але в разі ремоделювання міокарда такі розрахунки неприйнятні.

Останнім часом з'явилися роботи, в яких масу міокарда ЛШ вимірюють методом тривимірної ехокардіографії [7]. Проте обладнання для такого обстеження може дозволити собі далеко не кожна клініка, і час, затрачений на отримання та оброблення якісної 3D-проекції, навряд чи дозволить на сьогодні проводити такі вимірювання рутинно. На теперішній час АТЕ не рекомендує цей метод для повсякденного клінічного використання. Водночас програмне забезпечення для здійснення КД можна встановити на будь-яке ультразвукове обладнання більшості сучасних виробників. Отже, метод розрахунку маси міокарда ЛШ із показників, отриманих при КД, має бути зручним та простим у користуванні.

Результати розрахунку показників маси міокарда ЛШ різними способами наведено в табл. 3, коефіцієнти кореляції між ними — у табл. 4. Згідно з нашими даними, M_{КД} займає проміжне положення між значеннями, отриманими іншими методами, і лише в III групі вона дещо менша. За значної гіпер-

трофії порожнина ЛШ відносно зменшується, і, відповідно, збільшується відношення A₁/A₂ та (КДР + ТЗСЛШ + ТМШП)/КДР, де ТЗСЛШ — товщина задньої стінки ЛШ, ТМШП — товщина міжшлуночкової перегородки. Отже, при ретельному розгляді формул стає зрозуміло, що геометричні припущення цих методів некоректні й зумовлюють давно відоме завищення маси міокарда ЛШ, визначеної цими методами [8].

Залежність між M_{ел} та M_{пл} є практично лінійною, остання у всіх випадках вища на 11–12 %. Це пов'язано з тим, що для розрахунку використовують одні й ті самі вихідні дані. Кореляція між масами, виміряними цими двома методами та методом витягнутого еліпсоїда, також дуже тісна — r = 0,93. Це можна пояснити тим, що КДР, ТЗСЛШ та ТМШП вимірюють практично на тому ж рівні, що й радіус короткої напівосі та середню товщину стінки. Інакше кажучи, допускаються майже ті самі припущення щодо геометрії ЛШ. Водночас запропонований нами метод не допускає подібних припущень, і коефіцієнти кореляції із ним значно менші. Для методів усіченого еліпсоїда та «площа — довжина» вони на 0,11 вищі, ніж для методу сфероїда. Це також цілком очікувано, оскільки перші два краще відповідають реальній геометрії ЛШ. Щодо III групи, то зростання абсолютних значень маси міокарда ЛШ, виміряної усіма методами, супроводжувалося меншим зростанням абсолютних значень розкиду її різниці. Це привело до того, що кореляція між M_{сф}, M_{пл}, M_{ел} та M_{КД} у цій групі виявилася відчутно тіснішою, ніж в інших двох групах. Індикація маси суттєво не вплинула на результати, а кореляція між індексом маси міокарда ЛШ, визначеним у різний спосіб, майже така сама, що і для маси міокарда (табл. 5).

Отже, розроблений метод можна рекомендувати як альтернативу загальноприйнятим методам визначення маси міокарда ЛШ, особливо з урахуванням того, що для обчислення M_{КД} не потрібні жодні додаткові вимірювання.

Визначення середньої товщини стінки лівого шлуночка

Методиці визначення ТЗСЛШ і ТМШП приблизно стільки ж років, скільки й самому методу ехокардіографії. Неможливість спрямувати ульт-

Т а б л и ц я 5

Визначення індексу маси міокарда ЛЛШ ($M \pm m$) різними методами з розподілом за статтю, г/м²

		Група I	Група II	Група III	Загалом	r із IM_{KD} *
IM_{cf}	Чоловіки	94,13 ± 11,16	125,73 ± 34,48	205,22 ± 79,96	125,98 ± 42,54	0,556
	Жінки	84,89 ± 14,24	103,71 ± 26,53	160,52 ± 54,68	109,98 ± 44,82	0,730
	Разом	89,33 ± 13,44	123,87 ± 34,29	179,15 ± 66,97	122,13 ± 43,43	0,613
$IM_{пл}$	Чоловіки	100,92 ± 9,49	135,17 ± 36,87	212,77 ± 67,74	134,92 ± 49,13	0,738
	Жінки	93,88 ± 14,01	152,91 ± 48,83	171,18 ± 30,72	128,59 ± 44,60	0,742
	Разом	97,72 ± 12,01	137,30 ± 37,72	190,09 ± 52,72	132,84 ± 47,39	0,731
$IM_{ел}$	Чоловіки	90,28 ± 8,44	121,28 ± 33,09	190,96 ± 59,80	121,01 ± 44,00	0,739
	Жінки	83,21 ± 11,27	137,28 ± 43,63	152,90 ± 27,23	115,18 ± 39,74	0,740
	Разом	87,07 ± 10,24	123,20 ± 33,84	170,20 ± 46,86	119,10 ± 42,39	0,730
IM_{KD}	Чоловіки	97,69 ± 15,66	126,53 ± 31,63	166,61 ± 34,36	124,73 ± 32,95	–
	Жінки	85,87 ± 11,45	105,01 ± 37,23	144,82 ± 64,05	110,02 ± 38,63	
	Разом	91,58 ± 14,68	124,91 ± 32,32	143,00 ± 53,29	121,32 ± 34,74	

* В усіх випадках $p < 0,001$.

Т а б л и ц я 6

Товщина стінок ЛЛШ ($M \pm m$) у групах обстежених із розподілом за статтю та кореляція із середньою товщиною стінки (за критерієм Пірсона r), мм

Група		T	ТМШП (r)	ТЗСЛШ (r)	(ТЗСЛШ + ТМШП)/2 (r)
I	Чоловіки	10,11 ± 1,03	10,24 ± 1,17 (0,954)	9,99 ± 1,07 (0,958)	10,11 ± 1,09 (0,981)
	Жінки	9,66 ± 1,05	9,81 ± 1,06 (0,887)	9,58 ± 1,07 (0,901)	9,70 ± 1,05 (0,903)
	Разом	9,88 ± 1,04	10,02 ± 1,12 (0,920)	9,58 ± 1,07 (0,930)	9,90 ± 1,07 (0,940)
II	Чоловіки	11,33 ± 1,90	11,53 ± 2,46 (0,900)	11,31 ± 1,70 (0,765)	11,42 ± 1,96 (0,907)
	Жінки	11,04 ± 1,11	10,37 ± 1,80 (0,845)	10,92 ± 0,71 (0,877)	10,64 ± 1,16 (0,877)
	Разом	11,30 ± 1,84	11,44 ± 2,43 (0,894)	11,29 ± 1,65 (0,766)	11,36 ± 1,92 (0,905)
III	Чоловіки	15,23 ± 3,08	15,98 ± 3,81 (0,993)	14,82 ± 3,51 (0,953)	15,40 ± 3,58 (0,996)
	Жінки	15,50 ± 3,35	15,60 ± 4,45 (0,752)	14,60 ± 4,04 (0,770)	15,10 ± 4,20 (0,786)
	Разом	15,39 ± 3,10	15,75 ± 4,05 (0,890)	14,68 ± 3,69 (0,898)	15,22 ± 3,82 (0,906)
Усього	Чоловіки	11,39 ± 2,15	11,57 ± 2,64 (0,931)	11,30 ± 1,98 (0,853)	11,44 ± 2,21 (0,941)
	Жінки	11,55 ± 3,13	11,52 ± 3,56 (0,922)	11,24 ± 3,08 (0,930)	11,38 ± 3,28 (0,936)
	Разом	11,43 ± 2,40	11,56 ± 2,87 (0,927)	11,29 ± 2,27 (0,884)	11,42 ± 2,50 (0,938)

В усіх випадках $p < 0,001$.

тразвуковий промінь перпендикулярно до довгої осі ЛЛШ у М-режимі та нерепрезентативність розміру за однією віссю в разі ремоделювання ЛЛШ як у М-, так і в В-режимах — відомі недоліки, які не дають змогу клініцистам повною мірою відстежувати ефективність лікування за цими показниками у хворих на ІХС з ураженням ЛЛШ [8].

Під час розрахунку маси методом «площа — довжина» та за формулою усіченого еліпсоїда визначають середню товщину стінки. Однак точність такого вимірювання не набагато краща, оскільки визначається середня товщина лише в одному зрізі на рівні папілярних м'язів. При визначенні показників деформації після трасування внутрішнього і зовнішнього контурів ЛЛШ можливо обра-

хувати середню кінцеводіастолічну товщину стінки на повздовжньому перерізі в усіх трьох апікальних проекціях за описаною методикою. Оскільки дані, необхідні для розрахунку, користувачу недоступні, ми змоделювали процес обчислення у спеціально розробленій для цього програмі. Результати розрахунку Т за формулою 5 наведено в табл. 6.

У всіх групах, і в чоловіків, і в жінок, найтіснішу кореляцію Т спостерігали із $(ТЗСЛШ + ТМШП)/2$, що цілком очікувано. Коефіцієнт кореляції у I групі був найвищим, що можна пояснити більш рівномірною товщиною міокарда у здоровому ЛЛШ. З тих самих причин в абсолютному значенні Т та $(ТЗСЛШ + ТМШП)/2$ найближчі у I групі, хоча в інших групах різниця теж невелика.

Обмеження методу. Очевидно, що при розподілі контурів U та V на недостатньо велику кількість відрізків значення середньої товщини стінки буде некоректним. Під час обробки даних на сучасному ПК за умови $k=1000$ повний цикл розрахунків обчислювали в реальному режимі часу. При підвищенні k до 10 000 різниця отриманих показників не перевищувала $2 \cdot 10^{-3}$ мм у тестовій вибірці із 10 осіб, однак алгоритм виконувався кілька секунд.

Ще один недолік виявляється за різких випинань контуру. Якщо стінка ЛШ у певному місці різко потовщується (рис. 6А), то найменша відстань від точки А до контуру U (а отже, і локальна товщина стінки) буде відрізок АВ. У тому ж випадку, коли ми визначаємо товщину від U до V, це — діагональ ВС, тобто $\min S_v \neq \min S_u$. На рис. 6Б схематично зображено вимір t від U до V, на рис. 6В — від V до U. Якщо ми об'єднаємо обидва методи, розрахувавши t як $(\min S_v + \min S_u) / 2$ (точка О на рис. 6А), то їх можна буде представити, як на рис. 6Г.

Зрозуміло, що на рис. 6Б товщина стінки t буде занижена. Результат на рис. 6Г буде коректніший, проте, на нашу думку, правильний вимір зображений на рис. 6В. Саме через те, що зовнішній контур зазвичай рівніший, аніж внутрішній, ми розраховували відстань від точок контуру V до U, а не навпаки. Отже, випинання V не призведе до похибки. Щодо контуру U, то частково проблему вирішить згладжування контуру. Проте окреме випинання зовнішнього контуру — ситуація досить казуїстична. Можна допустити подібне, наприклад, при пухлинах перикарда, коли середня товщина стінки матиме другорядне значення. У нашому дослідженні таких випадків не було.

До додаткових переваг нашого методу варто зарахувати можливість заразом отримати максимальну і мінімальну товщину стінки як $t_{\max} = \max(\min S_v)$ та $t_{\min} = \min(\min S_v)$ відповідно, що може бути корисно при оцінці локальної гіпертро-

фії МШП, витонченні стінки в зоні аневризми тощо, а також можна обрахувати показник у зонах васкуляризації різних судин.

Таким чином, розрахована нашим способом Т може бути використана клініцистами як показник, який принаймні не гірше за ТМШП та ТЗСЛШ описує стан міокарда ЛШ. Проте для використання показника в рутинній практиці необхідно додати його розрахунок у наступні версії програмного забезпечення для КД.

Середній кінцеводіастолічний розмір лівого шлуночка і тип ремоделювання

Середній кінцеводіастолічний розмір (КДР_{SAX}) можна розрахувати як середній діаметр ЛШ у проекції SAX. Отже, він має бути клінічно вагомим, ніж КДР лише на одному перерізі, і автоматичне визначення КДР_{SAX} ЛШ при проведенні КД зменшить суб'єктивний фактор, а отже, і збільшить відтворюваність результату.

Коефіцієнт кореляції r КДО_{SAX} із $\text{КДО}_{\text{Сімп}}$ та $\text{КДО}_{\text{КД}}$ у групі І становив відповідно 0,859 та 0,931 ($p < 0,001$), середнє значення КДО_{SAX} — $(119,49 \pm 53,14)$ мл, у той час як r із тими ж показниками КДО , розрахованого за методом Teichholz (КДО_{Tei}), становив 0,856 та 0,889 ($p < 0,001$), середнє значення — $(115,75 \pm 37,72)$ мл. Між КДО_{SAX} та КДО_{Tei} у І групі r становив 0,925 ($p < 0,001$). Отже, останні два показники дуже близькі. Також ми порівняли КДР_{SAX} та КДР , визначений класичним методом. При цьому різниця між діаметрами становила $(0,22 \pm 0,4)$ см, $r = 0,820$ ($p < 0,001$).

Маючи середню кінцеводіастолічну товщину стінки Т та середній кінцеводіастолічний діаметр ЛШ КДР_{SAX} , можна за формулою 9 визначити ІВТ. Крім того, за нашим методом можна автоматично визначити й тип ремоделювання ЛШ. Звичайно, треба взяти до уваги, що граничне значення ІВТ, яке дорівнює 0,42, розраховане для класичної формули [8], і обчислення за формулою 9 може дати інше значення, що буде потребувати окремого дослідження, на більшій вибірці. Відповідно до наших даних, якщо розглядати І групу як норму, а ІІІ групу як патологію, то чутливість і специфічність обох методів виявилися ідентичними — відповідно 100 і 66 %. З огляду на усереднення вхідних даних результат запропонованого нами методу має бути більш достовірним та відтворюваним. Отже, розрахунок КДР_{SAX} , ІВТ та визначення типу ремоделювання може бути автоматизоване в наступних версіях програмного забезпечення для КД.

Підбиваючи підсумок, зазначимо, що розроблений метод визначення маси міокарда ЛШ, на відміну від загальноприйнятих, не потребує жодних геометричних припущень і не залежить від форми ЛШ. Запропонований розрахунок КДО та ФВ у трьох проекціях щонайменше не поступається біплановому методу Сімпсона, а обчислена серед-

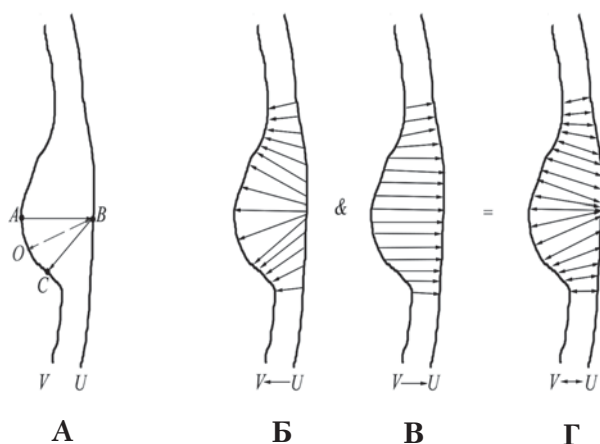


Рис. 6. Способи розрахунку середньої товщини стінки

ня товщина стінки ЛШ — клінічно важливіший показник, оскільки класичне визначення ТЗСЛШ та ТМШП може не відображати таких змін геометрії, як, наприклад, гіпертрофія базального сегмента МШП або витончення апікальних сегментів при аневризмі верхівки ЛШ. Усі наведені розрахунки можуть бути додані безпосередньо у програмне забезпечення виробників медичного обладнання. Тоді оператор матиме змогу отримати масу міокарда ЛШ, середню товщину стінки, середній кінцево-діастолічний діаметр і тип ремоделювання, не роблячи жодного додаткового руху. Крім того, хоч ці показники й не нові, однак вони набувають нової якості: КДО та ФВ визначають за трьома проекціями замість двох, розрахунок маси міокарда ЛШ не залежить від форми камери й не потребує ніяких геометричних припущень, товщину стінки розраховують як середнє арифметичне значення від середнього за трьома проекціями, і навіть КДР_{SAX} має бути більш клінічно аргументованим, ніж КДР лише в одній проекції.

Визначення загальноприйнятих показників стану ЛШ запропонованими методами — досить кропітка робота на наш час. Їх успішно можна використовувати в наукових працях, коли важлива якомога вища точність вимірювань, однак для

рутинної практики вони занадто трудомісткі й неефективні в розрахунку на затрачений час. Проте автоматичне їх обрахування під час виконання КД не тільки скоротить час дослідження до цілком прийнятного рівня, а й дасть потужний поштовх популяризації методу. Отже, ми можемо рекомендувати виробникам медичного обладнання додати наведені математичні алгоритми в наступні версії свого програмного забезпечення КД.

Висновки

Отримані методом картування деформації кінцево-діастолічний об'єм, фракція викиду, маса міокарда, середня товщина стінки й середній кінцево-діастолічний розмір лівого шлуночка мають більшу точність і відтворюваність, ніж відповідні показники, обчислені класичними методами.

При отриманні запропонованих у роботі показників зникає потреба в розрахунку їх класичних аналогів, а саме кінцево-діастолічного об'єму та фракції викиду методом Сімпсона, маси міокарда лівого шлуночка за методом сфероїда, товщини задньої стінки лівого шлуночка та міжшлуночкової перегородки і кінцево-діастолічного розміру лівого шлуночка.

Література

1. Костилев М. В., Матящук А. С. Показники деформації та їх використання в ультразвуковій діагностиці порушень скорочувальної функції міокарда // Серце і судини. — 2012. — № 4 (40). — С. 93–104.
2. Матящук А. С. Дослідження показників деформації лівого шлуночка у здорових осіб старших вікових груп // Серце і судини. — 2015. — Здана до друку.
3. Devereux R. B., Alonso D. R., Lutas E. M. et al. Echocardiographic assessment of left ventricular hypertrophy: comparison to necropsy findings // Am. J. Cardiol. — 1986 — Vol. 57, N 6. — P. 450–458.
4. Du Bois D., Du Bois D. F. A formula to estimate surface area if height and weight be known // Arch. In Med. — 1916 — Vol. 17. — P. 863–871.
5. Ilcail A., O'Grady M. J., Roman M. J. et al. Reference values for echocardiographic measurements in urban and rural populations of differing ethnicity: the Strong Heart Study // J. Am. Soc. Echocardiogr. — 2001. — Vol. 14, N 6. — P. 601–611.
6. Gupta S., Muthiah K., Woldendorp K. et al. Derivation of indices of left ventricular contractility in the setting of continuous-flow left ventricular assist device support // Artificial. Organs. — 2014. — Vol. 38, N 12. — P. 1029–1034.
7. Kovács A., Tapolyai M., Celeng C. et al. Impact of hemodialysis, left ventricular mass and FGF-23 on myocardial mechanics in end-stage renal disease: a three-dimensional speckle tracking study // Int. J. Cardiovasc. Imaging. — 2014. — Vol. 30, N 7. — P. 1331–1337.
8. Lang R. M., Badano L. P., Mor-Avi V. et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. — 2015. — Vol. 16, N 3. — P. 233–270.
9. Schiller N. B. Two-dimensional echocardiographic determination of left ventricular volume, systolic function, and mass. Summary and discussion of the 1989 recommendations of the American Society of Echocardiography // Circulation. — 1991. — Vol. 84, N 3. — P. 1280–1287.
10. Tsujita K., Yamanaga K., Komura N. et al. Impact of left ventricular hypertrophy on impaired coronary microvascular dysfunction // Int. J. Cardiol. — 2015. — Vol. 26, N 187. — P. 411–413.

Возможности использования метода картирования деформации в определении массы миокарда и типа ремоделирования левого желудочка

А. С. Матящук, М. В. Костылев

ГУ «Национальный институт хирургии и трансплантологии им. А. А. Шалимова НАМН Украины», Киев

Цель работы — изучить возможности картирования деформации (КД) в определении объемов, фракции выброса (ФВ), массы миокарда, средней толщины стенки левого желудочка (ЛЖ) и типа ремоделирования по сравнению с традиционными эхографическими методами.

Материалы и методы. С использованием УЗ-сканнера Toshiba Aplio 500 обследованы 122 лица (93 мужчины, 29 женщин) в возрасте от 20 до 84 лет (средний возраст $52,76 \pm 12,91$ года). Конечнодиастолический (КДО) и конечносистолический (КСО) объем определяли как среднее от соответствующих показателей, полученных при КД в апикальных проекциях, а ФВ — из полученных КДО и КСО. Массу миокарда ЛЖ получали как разницу между КДО вместе со стенками и КДО, умноженную на плотность. Толщину стенки рассчитывали как среднее минимальных расстояний от внутреннего контура ЛЖ до внешнего, средний конечнодиастолический диаметр (СКДД) — как диаметр ЛЖ по короткой оси на уровне папиллярных мышц, индекс относительной толщины стенки — как $2T/СКДД$, а тип ремоделирования — из полученных массы миокарда ЛЖ и индекса относительной толщины стенки.

Результаты и обсуждение. ФВ, определенная при КД, существенно не отличалась от вычисленной по алгоритму Симпсона ($r = 0,999$). Наиболее тесная корреляция толщины стенки ЛЖ выявлена со средним арифметическим от толщины межжелудочковой перегородки и задней стенки ($r = 0,938$). Разница между СКДД и конечнодиастолическим диаметром ЛЖ также оказалась незначительной ($0,22 \pm 0,4$ см; $r = 0,82$). Корреляционная связь между массой миокарда ЛЖ, определенной предложенным способом и традиционными методами, оказалась менее тесной ($r = 0,636 - 0,751$) по причине ошибочности допущений последних относительно геометрической формы ЛЖ. В определении типа ремоделирования ЛЖ чувствительность и специфичность новой методики и классического способа совпали (100 и 66 % соответственно).

Выводы. КДО, ФВ, масса миокарда ЛЖ, толщина стенки ЛЖ и конечнодиастолический размер, полученные методом КД, имеют большую точность и воспроизводимость, нежели соответствующие показатели, рассчитанные классическими методами. При получении предложенных в работе показателей исчезает потребность в расчете их классических аналогов, а именно КДО и ФВ методом Симпсона, массы миокарда ЛЖ по методу сфероидов, толщины задней стенки и межжелудочковой перегородки, а также конечнодиастолического размера ЛЖ.

Ключевые слова: эхокардиография, картирование деформации, масса миокарда левого желудочка, толщина стенки левого желудочка, ремоделирование левого желудочка.

Possibilities of use of deformation mapping method in determination of myocardial mass and type of left ventricular remodeling

A. S. Matyashchuk, M. V. Kostylev

SI «O. O. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantology of NAMS of Ukraine», Kyiv

The aim — to study the possibilities of deformation mapping (DM) in the definition of volumes, ejection fraction (EF), myocardial mass, average thickness of left ventricle (LV) wall and remodeling type compared with conventional echographic techniques.

Materials and methods. 122 individuals (93 men, 29 women) aged 20 to 84 years (mean age 52.76 ± 12.91 years) were examined with the use of ultrasound scanner Toshiba Aplio 500. End-diastolic (EDV) and end-systolic (ESV) volumes were determined as mean value of the relevant parameters obtained in DM in the apical projections and EF was derived from EDV and ESV. Myocardial mass of LV was obtained as the difference between EDV together with the walls and EDV multiplied by density. The wall thickness was calculated as the average of the minimum distances from the inner to the outer contour of the left ventricle, the average end-diastolic diameter (AEDD) — as LV diameter along the short axis at the level of papillary muscles, the index of relative wall thickness — as $2T/AEDD$ and type of remodeling — from LV myocardial mass and index of relative wall thickness.

Results and discussion. EF determined in DM did not differ significantly from that calculated according to Simpson algorithm ($r = 0.999$). We revealed the closest correlation of LV wall thickness and the mean value of thickness of interventricular septum and posterior wall ($r = 0.938$). The difference between the AEDD and end-diastolic diameter of LV was also insignificant (0.22 ± 0.4 cm; $r = 0.82$). The correlation between the mass of the left ventricular myocardium, determined by the proposed method and the traditional methods, was less close ($r = 0.636 - 0.751$) because of the inaccuracy of assumptions regarding LV geometric shapes. LV sensitivity and specificity of the new technique and the classical method of determining the type of remodeling coincided (100 and 66 %, respectively).

Conclusions. EDV, EF, LV myocardial mass, LV wall thickness and end-diastolic volume obtained by DM have greater accuracy and reproducibility than the corresponding figures calculated by classical methods. Obtaining the proposed indicators eliminates the need for calculating their classical counterparts, namely EDV and EF by Simpson method, LV myocardial mass by spheroid method, thickness of posterior wall and interventricular septum and left ventricular end-diastolic volume.

Key words: echocardiography, deformation mapping, left ventricular myocardial mass, wall thickness of the left ventricle, left ventricular remodeling.