

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ВТОРИЧНОЙ ОБРАБОТКИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ТОЧНОСТЬ ОЦЕНОК ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

к.м.н. Е.О. Крахмалова, Марио Тейшейра, к.т.н. А.В. Харченко
(представил д.т.н., проф. В.П. Чумаков)

В статье приведены результаты оценки точности опосредованных измерений диагностических параметров, полученных на основе прямых измерений геометрических размеров сердечных структур, выполняемых методом одномерной эхокардиографии. Показано, что использование вторичной обработки ультразвуковых изображений позволяет существенно повысить точность измерений, а, следовательно, и значимость используемых диагностических параметров.

Постановка проблемы. Большая часть количественных эхокардиографических показателей связана с геометрическими измерениями полостей сердца и толщины миокарда [1 – 3]. При одномерной эхокардиографии наиболее ценными показателями являются конечно-диастолический и конечно-систолический размеры (КСР и КДР) левого желудочка (ЛЖ), а также толщина миокарда ЛЖ и межжелудочковой перегородки (МЖП). Используя их, вычисляют степень систолического утолщения задней стенки левого желудочка и МЖП, объем полости левого желудочка в систолу и диастолу, ударный объем и фракцию выброса ЛЖ. Фракция выброса является самым представительным параметром, характеризующим сократительную функцию сердца.

Практически все анализируемые диагностические параметры подвержены влиянию систематических ошибок измерений, связанных с психофизическими особенностями зрения оператора (ПФОЗ). Неизбежны, так же, случайные ошибки измерений, связанные с шумами на изображении и аппаратурными погрешностями. Влияние таких ошибок на вычисляемые эхокардиографические показатели зависит от используемых расчетных соотношений, систематической ошибки измерений и дисперсии случайной составляющей оценки измеряемой величины. Систематическая ошибка измерений может быть полностью устранена, а дисперсия случайной составляющей оценки существенно уменьшена при использовании вторичной обработки ультразвуковых изображений (ВОУЗИ) [4 – 6].

В статье решается задача оценки точности опосредованных измерений диагностических параметров, полученных на основе прямых измерений геометрических размеров сердечных структур, выполняемых методом одномерной эхокардиографии.

Анализ литературы. Конечно-диастолический размер левого желудочка и толщину его стенок измеряют на уровне зубца R или Q на синхронно записанной ЭКГ. Конечно-систолический размер полости левого желудочка и систолическую толщину его стенок измеряют в месте наибольшего сближения задней стенки левого желудочка и межжелудочковой перегородки (рис. 1).

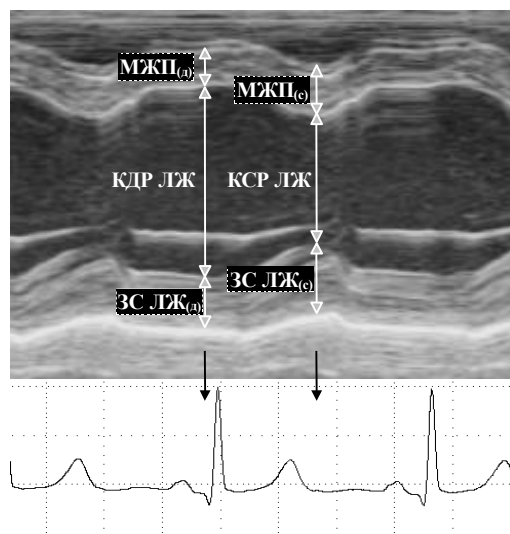


Рис. 1. Основные показатели, измеряемые при одномерном эхокардиографическом исследовании левого желудочка: ЗС ЛЖ (д), ЗС ЛЖ (с) – толщина задней стенки левого желудочка в диастолу (систолю); МЖП (д), МЖП (с) – толщина межжелудочковой перегородки в диастолу (систолю)

Объем полости левого желудочка рассчитывают по различным формулам. Наиболее широко используют формулу L. Teichholz [1, 2]:

$$V = \frac{7,0}{2,4 + D} \cdot D^3, \quad (1)$$

где V – объем полости левого желудочка в систолу или диастолу; D – конечно-диастолический или конечно-систолический размер левого желудочка.

Ударный объем (УО) определяют как разность между конечно-диастолическим и конечно-систолическим объемами ($УО = КДО - КСО$).

При одномерной эхокардиографии точность измерения объемов левого желудочка зависит от синергичности его сокращения. Интактные участки искусственно уменьшают систолический объем, а измененные – увеличивают. Более достоверные результаты можно получить, вычисляя объем желудочка по площади его сечения.

Фракцию выброса (ФВ) отражает отношение ударного объема к конечно-диастолическому [1, 2]:

$$ФВ = \frac{V_d - V_c}{V_d} \cdot 100\%. \quad (2)$$

Фракция выброса является самым представительным параметром, который играет важную роль в определении глобальной систолической функции левого желудочка. При этом даже небольшие ошибки измерений КДО и КСО левого желудочка приводят к погрешностям в оценке фракции выброса (ошибка на 1 мм в измерении размеров ЛЖ приводит к ошибке на 4,24% при вычислении ФВ). Учитывая то, что в норме показатель фракции выброса ЛЖ имеет величину 62 ± 1 (%) [7], сложно дифференцировать норму и патологию без использования точных методов измерения размеров сердца.

Цель статьи. Показать целесообразность вторичной обработки ультразвуковых изображений, полученных методом одномерной эхокардиографии, для повышения точности опосредованных измерений диагностических параметров. На основе оценки точности прямых измерений геометрических размеров сердечных структур получить количественную оценку величины систематической ошибки вычислений и дисперсии ее случайной составляющей.

Описание исследований. Используя метод линеаризации, который предполагает разложение нелинейной функции в ряд Тейлора, ограничиваясь квадратичным приближением и полагая $|\Delta X_i / X_i| \ll 1$, получим выражения для оценки дисперсии и систематической ошибки вычисления при опосредованных измерениях [8]:

$$\sigma_{\hat{F}}^2 = \sum_{j=1}^m \left[\frac{\partial F(X_1, \dots, X_m)}{\partial X_j} \right]^2; \quad (3)$$

$$\Theta = \frac{1}{2} \sum_{j,q=1}^m \frac{\partial^2 F(X_1, \dots, X_m)}{\partial X_j^2} \cdot \hat{\sigma}_{\hat{x}_j}^2, \quad (4)$$

где $\frac{\partial F(X_1, \dots, X_m)}{\partial X_j}$ – коэффициент влияния; $\frac{\partial F(X_1, \dots, X_m)}{\partial X_j} \cdot \hat{\sigma}_{\dot{X}_j}$ – ча-

стичная ошибка опосредованных измерений.

В случае одномерной эхокардиографии измеряемым является только один параметр $D_{д(с)}$ и выражения (3) и (4) преобразуются соответственно к виду:

$$\hat{\sigma}_{\bar{V}}^2 = \left[\frac{\partial F(D)}{\partial D} \right]^2 \cdot \hat{\sigma}_D^2; \quad (5)$$

$$\Theta_{\bar{V}} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial^2 F(D)}{\partial D^2} \cdot \hat{\sigma}_D^2, \quad (6)$$

где $\hat{\sigma}_D^2$ – дисперсия ошибки измерения линейного параметра.

При этом предполагается, что в результате прямых измерений присутствуют только случайные ошибки (систематические ошибки измерений исключены, либо учтены).

Систематическая ошибка, связанная с психофизическими особенностями зрения оператора, может быть учтена посредством исключения из конечно-диастолического (конечно-систолического) размера величины $\Delta D_{д(с)}$. Величина этой ошибки зависит от средней яркости изображения, отношения сигнал/шум и характеристик ультразвукового преобразователя (датчика).

Таким образом, при использовании формулы (1) полученная оценка объема отличается от реального значения на величину

$$\Delta V_{д(с)} = 7 \cdot \left\{ \frac{(D_{д(с)} + \Delta D_{д(с)})^3}{2,4 + D_{д(с)} + \Delta D_{д(с)}} - \frac{D_{д(с)}^3}{2,4 + D_{д(с)}} \right\}. \quad (7)$$

Для исключения систематической ошибки вычислений в результат измерений необходимо ввести поправку

$$\Pi = -\Theta. \quad (8)$$

Суммарная систематическая ошибка оценки объема ЛЖ, связанная с психофизическими особенностями зрения оператора и вычислениями, определяется выражениями (6), (7) и (8) и равна

$$\Delta \hat{V}_{\Sigma_{д(с)}} = \Delta V_{д(с)} + \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial^2 F(D_{д(с)})}{\partial D_{д(с)}^2} \cdot \hat{\sigma}_D^2. \quad (9)$$

Таким образом, для использования в клинической практике может быть рекомендовано следующее выражение, определяющее объем ЛЖ

(модифицированная формула Тейхольца):

$$\hat{V}_{д(с)} = F(D_{д(с)} + \Delta D_{д(с)}) + \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial^2 F(D_{д(с)})}{\partial D_{д(с)}^2} \hat{\sigma}_D^2. \quad (10)$$

Полагая, что ошибка распределена по нормальному закону с вероятностью $P = 0,95$, абсолютная ошибка измерения объема не превысит значения

$$\pm \Delta \delta_{\hat{\sigma}_V} = k_p \cdot \hat{\sigma}_V, \quad (11)$$

где k_p – коэффициент Стьюдента, который для $P = 0,95$ равен $k_{0,95} = 1,96$.

Таким образом, абсолютная ошибка вычисления объема ЛЖ определяется выражением

$$\delta_{\Sigma_{д(с)}} = \Delta V_{д(с)} + \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial^2 F(D_{д(с)})}{\partial D_{д(с)}^2} \hat{\sigma}_D^2 \pm k_p \cdot \left[\frac{\partial F(D_{д(с)})}{\partial D_{д(с)}} \right] \cdot \hat{\sigma}_D. \quad (12)$$

При оценке точности измерения фракции выброса, определяемой соотношением (2), и с учетом (1), имеющей вид

$$F_{ФВ \text{ ТЕЙХ}}(D_c, D_d) = 1 - \frac{D_c^3(2,4 + D_d)}{D_d^3(2,4 + D_c)}, \quad (13)$$

систематическая ошибка, определяемая психофизическими особенностями зрения оператора, изменяет истинное значение оценки ФВ на величину

$$\Delta F_{ФВ \text{ ТЕЙХ}}(D_c, D_d, \Delta D) = \frac{(D_c + \Delta D)^3(2,4 + D_d + \Delta D)}{(D_d + \Delta D)^3(2,4 + D_c + \Delta D)} - \frac{D_c^3(2,4 + D_d)}{D_d^3(2,4 + D_c)}. \quad (14)$$

Систематическая ошибка за счет вычислений по формуле (13) может быть найдена на основании выражения (4):

$$\Theta_{ФВ} = \frac{1}{2} \cdot \left\{ \frac{\partial^2 F_{ФВ}(D_c, D_d)}{\partial D_c^2} + \frac{\partial^2 F_{ФВ}(D_c, D_d)}{\partial D_d^2} \right\} \cdot \hat{\sigma}_D^2, \quad (15)$$

а дисперсия оценки ФВ, при исключенном значении систематических ошибок и с учетом того, что ошибки измерений D_c и D_d независимые ($r_{D_c D_d} = 0$), равна

$$\sigma_{\Phi В}^2 = \left\{ \left[\frac{\partial F_{ФВ}(D_c, D_d)}{\partial D_c} \right]^2 + \left[\frac{\partial F_{ФВ}(D_c, D_d)}{\partial D_d} \right]^2 \right\} \cdot \hat{\sigma}_D^2. \quad (16)$$

Используя (1), (16) и (15) получим оценки точности измерений фракции выброса при измерении объема ЛЖ в диастолу и в систолу по

формуле Тейхольца:

$$\hat{\sigma}_{\text{ФВТЕЙХ}}^2 = \left\{ \left[\frac{2 \cdot (2,4 + D_d) \cdot D_c^2 \cdot (D_c + 3,6)}{D_d^3 \cdot (2,4 + D_c)^2} \right]^2 + \left[\frac{2D_c^3 \cdot (D_d + 3,6)}{(2,4 + D_c) \cdot D_d^4} \right]^2 \right\} \cdot \hat{\sigma}_D^2; \quad (17)$$

$$\Theta_{\text{ФВТЕЙХ}} = - \left\{ \frac{2,4 + D_d}{D_d^3} \cdot \frac{D_c \cdot (D_c^2 + 7,2D_c + 17,28)}{(2,4 + D_c)^3} + \frac{D_c^3}{2,4 + D_c} \cdot \frac{3D_d + 14,4}{D_d^5} \right\} \cdot \hat{\sigma}_D^2. \quad (18)$$

В качестве метода вторичной обработки ультразвуковых изображений был выбран метод, основанный на адаптивной фильтрации с использованием априорной информации [5].

При обработке ультразвукового изображения, полученного в М-модальном режиме с использованием локально-адаптивной фильтрации (рис. 2) практически полностью устраняется систематическая ошибка измерений, связанная с психофизическими особенностями зрения оператора.

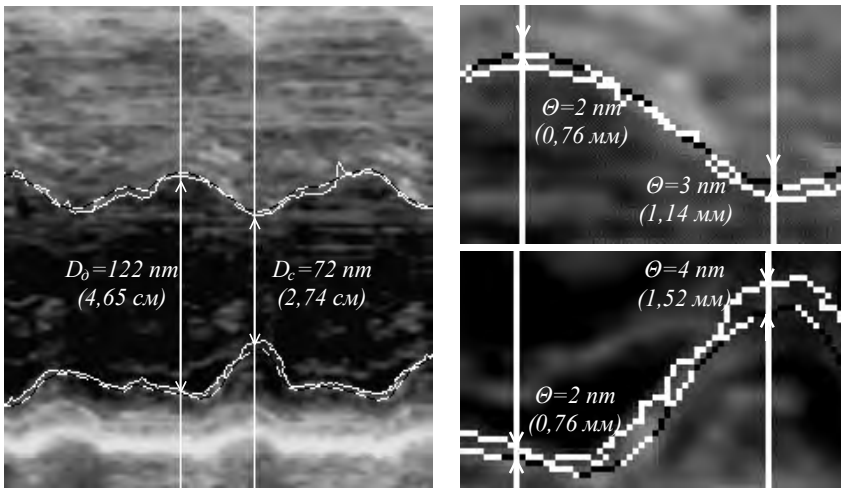


Рис. 2. Устранение систематических ошибок при измерениях в М-модальном режиме при помощи локально-адаптивной фильтрации

На рис. 2 пунктирной линией показан контур, который оператор воспринимает как максимальный перепад яркости, и с использованием которого будет производить измерения диастолического и систолического размеров. Сплошной линией показан контур, полученный с использовани-

ем метода локально - адаптивной фильтрации перепада яркости.

Наличие систематической ошибки для данного случая очевидно, а ее величина с вероятностью 0,95 составляет 3 ± 2 пикселя (пт), что эквивалентно $1 \pm 0,6$ мм.

Сравнительные характеристики точности вычислений приведены в табл. 1.

Таблица 1

Сравнительные характеристики точности вычислений
при одномерной эхокардиографии

№ п/п	Параметр	Результаты измерений*		
		без обработки	с исп. ВОУЗИ	
1.	Точность оценок линейного размера D:			
	– дисперсия $\hat{\sigma}_D^2$, см ²	эксперимент**	в N раз меньше	
	– систематическая ошибка, связанная с ПФОЗ $\Theta_{DПФ}$, см	эксперимент***	0	
	– смещение, связанное с вычислением $\hat{\Theta}_D$, см	0	0	
2.	Точность оценок объема ЛЖ, вычисленного по формуле Тейхольца:			
	– дисперсия в диаст. $\hat{\sigma}_{V_d}^2$, см ⁶	39,165	в N раз меньше	
	– дисперсия в сист. $\hat{\sigma}_{V_c}^2$, см ⁶	10,353	в N раз меньше	
	– систематическая ошибка, связанная с ПФОЗ в диастолу $\Theta_{V_dПФ}$, см ³	5,002	0	
	– систематическая ошибка, связанная с ПФОЗ в систолу $\Theta_{V_cПФ}$, см ³	2,967	0	
	– систематическая ошибка, связанная с вычислением объема в диастолу $\hat{\Theta}_{V_d}$, см ³	0,056	в N раз меньше	
	– систематическая ошибка, связанная с вычислением объема в систолу $\hat{\Theta}_{V_c}$, см ³	0,0465	в N раз меньше	
3.	Точность оценки фракции выброса:			
	– дисперсия $\hat{\sigma}_{ФВ}^2$	0,00075	в N раз меньше	
	– смещение, связанное с ПФОЗ $\Theta_{ФВПФ}$	0,00892	0	
	– смещение, связанное с вычислением $\hat{\Theta}_{ФВ}$	– 0,00082	в N раз меньше	

* – все значения параметров разделены на величину дисперсии прямого измерения линейного размера;

** – значение зависит от отношения сигнал/шум и функции рассеяния точки (ФРТ);

*** – значение зависит от отношения сигнал/шум, ФРТ и яркости изображения.

Дисперсия случайной составляющей существенно уменьшается, что обусловлено усреднением результатов измерений на сегменте длиной l пикселей. При радиусе (интервале) корреляции шума Δr_k количество независимых измерений приблизительно равно

$$N_H \cong \frac{l}{\Delta r_k} + 1. \quad (19)$$

Выбор длины сегмента l обусловлен особенностями исследуемого изображения, а Δr_k в значительной степени определяется характеристиками аппаратуры, на которой проводились ультразвуковые исследования. При использовании аппарата Ultramark 9 в М-модальном режиме характерными являются $l = 30$ пт, $\Delta r_k = 3$ пт. Таким образом

$$N_H \cong 11, \quad (20)$$

а дисперсия оценки размера с учетом усреднения

$$\hat{\sigma}_D^2 \cong \frac{1}{11} \hat{\sigma}_D^2. \quad (21)$$

Соответственно уменьшается абсолютная погрешность вычисления объема ЛЖ и фракции выброса, измеренные с использованием формул (1) и (2), а также систематические ошибки вычислений.

Практическое использование вторичной обработки ультразвуковых изображений показало, что вариабельность геометрических параметров сердца от пациента к пациенту соизмерима с ошибкой измерений, связанной с ПФОЗ. Однако, при динамическом наблюдении одного и того же пациента, такая вариабельность отсутствует. При этом, исключая систематическую ошибку, связанную с ПФОЗ, можно существенно повысить точность оценок геометрических параметров сердца и выявить даже незначительные изменения в сердечной структуре, позволяющие оценить эффективность лечения.

Выводы. На основании проведенных исследований можно сделать следующие выводы:

1. Вторичная обработка ультразвуковых изображений позволяет повысить точность оценок параметров и, следовательно, значимость диагностических признаков сердечно-сосудистых заболеваний.
2. В качестве метода вторичной обработки одномерных эхокардиограмм можно рекомендовать метод локально-адаптивной фильтрации с использованием априорной информации.
3. Особо значимой является вторичная обработка УЗ-изображений при динамическом наблюдении пациентов на фоне терапии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шиллер Н., Осипов М.А. Клиническая эхокардиография. – М.: Мир, 1993. – 347 с.
2. Воробьев А.С., Бутаев Т.Д. Клиническая эхокардиография у детей и подростков: Руководство для врачей. – С.-Пб.: Специальная Литература, 1999. – 423 с.
3. Абдуллаев Р.Я., Шиллер Н., Фостер Э., Соболев Ю.С. Современная эхокардиография. – Х.: Фортуна-Пресс, 1998. – 240 с.
4. Харченко А.В. Вторичная обработка ультразвуковых изображений // Системы обработки информации. – Х.: НАНУ, ПАНМ, ХВУ. – 2002. – Вып. 2 (18). – С. 269 – 271.
5. Харченко А.В. Локально-адаптивная фильтрация изображений с размытыми границами // Материалы третьей международной научно-технической конференции «Проблемы информатики и моделирования». – Х.: НАНУ, НТУ «ХПУ». – 2003. – С. 10.
6. Крахмалова Е.О., Криворучко И.А., Харченко А.В. Повышение качества диагностики венозной тромбоэмболии путем использования оригинального метода вторичной обработки ультразвукового изображения // Харківська хірургічна школа. – Х.: ІЗНХ АМН України. – 2002. – Вып. 2 (3). – С. 26 – 27.
7. Фуркало Н.К., Яновский Г.В., Следзевская И.К. Клинико-инструментальная диагностика поражений сердца и венечных сосудов. – К.: Здоровье, 1990. – 182 с.
8. Чинков В.М. Основи метрології та вимірювальної техніки: Підручник. – Х.: МОУ, ХВУ, 2001. – 423 с.

Поступила 19.08.2004

КРАХМАЛОВА Елена Олеговна, кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник, старший научный сотрудник Института терапии АМН Украины. В 1986 году окончила Харьковский государственный медицинский университет. Области научных интересов – изучение морфо-функциональных изменений сердечно-сосудистой системы, состояния гомеостаза и усовершенствование лечебной тактики тромбоэмболической болезни и ее осложнений.

ТЕЙШЕЙРА Марио, аспирант. В 1990 году окончил Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина. Область научных интересов – новые физические принципы диагностики в медицине.

ХАРЧЕНКО Алексей Викторович, кандидат технических наук, ассистент кафедры Биомедицинских электронных устройств и систем Харьковского национального университета радиозлектроники МОН Украины. В 2001 году окончил Национальный аэрокосмический университет «ХАИ». Области научных интересов – вторичная обработка ультразвуковых изображений и программно-аппаратные методы выделения признаков сердечно-сосудистых заболеваний. E-mail: writeme@bigmir.net