

DOI 10.21292/2078-5658-2016-13-5-4-10

# ИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА ПО ВРЕМЕНИ ТРАНЗИТА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПОСЛЕ АОРТОКОРОНАРНОГО ШУНТИРОВАНИЯ НА РАБОТАЮЩЕМ СЕРДЦЕ

А. А. СМЁТКИН<sup>1,2</sup>, А. ХУССЕЙН<sup>1</sup>, Е. В. ФОТ<sup>1,2</sup>, В. И. ЗАХАРОВ<sup>1</sup>, Н. Н. ИЗОТОВА<sup>1</sup>, А. С. ЮДИНА<sup>1</sup>, З. А. ДИТЯТЕВА<sup>1</sup>, Я. В. ГРОМОВА<sup>1</sup>, В. В. КУЗЬКОВ<sup>1,2</sup>, М. Ю. КИРОВ<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Северный государственный медицинский университет, г. Архангельск

<sup>2</sup>Первая городская клиническая больница им. Е. Е. Волосевич, г. Архангельск

**Цель исследования:** оценка точности инвазивного измерения сердечного выброса (СВ) по времени транзита пульсовой волны (ВТПВ) (esCCO, Япония) в сравнении с методом транспульмональной термодилуции (ТПТД) (PiCCO<sub>2</sub>, Германия) после аортокоронарного шунтирования (АКШ) без искусственного кровообращения (АКШ без ИК).

**Методы.** В исследование включен 21 пациент после АКШ без ИК. В раннем послеоперационном периоде на восьми этапах выполняли параллельную регистрацию СВ, определенного на основе оценки ВТПВ (СВ<sub>ВТПВ</sub>) и ТПТД (СВ<sub>ТПТД</sub>). Статистический анализ включал оценку согласованности абсолютных значений СВ и способности отслеживать динамику СВ.

**Результаты.** Согласно анализу Бланда – Альтмана, средняя разница между методами составила 0,3 л/мин с границами согласованности ± 2,1 л/мин и процентной ошибкой 40%. Анализ полярной диаграммы показал угловую разницу 2,6°, радиальные границы согласованности ± 53,3° и полярную конкордантность 69%.

**Вывод.** Низкая воспроизводимость измерения СВ на основе оценки ВТПВ и недостаточная способность отслеживать динамику СВ после АКШ без ИК не позволяют рекомендовать рутинное использование данного метода в его инвазивном варианте в качестве альтернативы термодилуционным методикам.

**Ключевые слова:** сердечный выброс, гемодинамика, транспульмональная термодилуция, время транзита пульсовой волны.

## INVASIVE MONITORING OF CARDIAC OUTPUT BY PULSE WAVE TRANSIT TIME AFTER AORTOCORONARY BYPASS ON THE BEATING HEART

A. A. SMYOTKIN<sup>1,2</sup>, A. HUSSAIN<sup>1</sup>, E. V. FOT<sup>1,2</sup>, V. I. ZAKHAROV<sup>1</sup>, N. N. IZOTOVA<sup>1</sup>, A. S. YUDINA<sup>1</sup>, Z. A. DITYATEVA<sup>1</sup>, YA. V. GROMOVA<sup>1</sup>, V. V. KUZKOV<sup>1,2</sup>, M. YU. KIROV<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Northern State Medical University, Arkhangelsk, Russia

<sup>2</sup>E. E. Volosevich First Municipal Clinical Hospital, Arkhangelsk, Russia

**Goal of the study:** to evaluate the accuracy of invasive measurement of cardiac output (CO) by pulse wave transit time (PWTT) (esCCO, Japan) compared to transpulmonary thermodilution (TPTD) (PiCCO<sub>2</sub>, Germany) after aortocoronary bypass (ACB) without cardiopulmonary bypass (ACB without CPB).

**Methods.** 21 patients with ACB without CPB were enrolled into the study. During early post-operative period CO was simultaneously registered at eight stages basing on PWTT (CO<sub>PWTT</sub>) and TPTD (CO<sub>TPTD</sub>). Statistic analysis included evaluation of congruence of CO absolute values and capability to follow-up changes in CO.

**Results.** In accordance with Bland-Altman analysis the average difference between two methods made 0.3 l/min. with consistency limits of ± 2.1 l/min. and percent error of 40%. Polar chart analysis showed the angular difference of 2.6°, radial consistency limits ± 53.3° and polar concordance of 69%.

**Conclusion:** Lower repeatability of CO measurement by PWTT and insufficient capability to follow the changes in CO after ACB without CPB don't allow recommending this method in its invasive variant for routine practice as an alternative to thermodilution methods.

**Key words:** cardiac output, hemodynamics, transpulmonary thermodilution, pulse wave transit time.

Прогресс медицинской науки невозможно представить без совершенствования диагностической, следящей и лечебной аппаратуры. Важным аспектом является повышение безопасности пациента, что достигается в том числе за счет уменьшения инвазивности используемого оборудования. Однако при применении малоинвазивных или полностью неинвазивных устройств нередко снижается точность оценки мониторируемых показателей.

Важной составляющей ведения пациента в операционной или отделении интенсивной терапии (ОИТ) является точная оценка гемодинамических показателей, включая сердечный выброс (СВ), что позволяет дифференцированно подходить к терапии. Следуя

современной тенденции снижения инвазивности, недавно в клинической практике стал доступным метод мониторинга СВ (estimated continuous cardiac output, esCCO), основанный на оценке времени транзита пульсовой волны (ВТПВ) – временного интервала между моментом появления зубца R на ЭКГ и началом роста пульсовой волны на плетизмограмме пульсоксиметра [1]. Расчет СВ осуществляется исходя из измеренного ВТПВ, артериального давления (АД) и частоты сердечных сокращений [10]:

$$СВ = К \times (\alpha \times ВТПВ + \beta) \times ЧСС,$$

где СВ – сердечный выброс,  $\alpha$  – константа, которая определена в предыдущих клинических исследованиях технологии esCCO,  $\beta$  – переменная,

являющаяся производной пульсового давления, К – коэффициент калибровки, основанный на биометрических характеристиках пациента (рост, масса тела, пол и возраст), ВТПВ – время транзита пульсовой волны, ЧСС – частота сердечных сокращений.

В настоящее время система esCCO доступна как в полностью неинвазивном, так и в инвазивном варианте в зависимости от способа определения артериального давления [9]. В ранее проведенном исследовании показано, что неинвазивный вариант системы esCCO не обладает достаточной точностью и воспроизводимостью измерения СВ в периоперационном периоде аортокоронарного шунтирования (АКШ) без искусственного кровообращения (ИК) [2]. Принимая во внимание ограничения осциллометрического метода измерения АД с недооценкой его истинного значения, среди потенциальных источников ошибки можно предположить использование неинвазивно определяемого АД для калибровки системы [13].

Цель исследования: оценка точности и воспроизводимости мониторинга СВ системой esCCO при ее калибровке на основе инвазивно измеряемого артериального давления в сравнении с транспульмональной термодилуцией (ТПТД) у пациентов в раннем послеоперационном периоде после АКШ на работающем сердце.

## Материалы и методы

Исследование выполнено в соответствии с этическими принципами проведения биомедицинских исследований на людях; протокол и форма информированного согласия одобрены этическим комитетом Северного государственного медицинского университета (СГМУ). Исследование проведено на базе отделения кардиохирургической реанимации Первой городской клинической больницы им Е. Е. Волосевич г. Архангельска и кафедры анестезиологии и реаниматологии СГМУ. В проспективном порядке с декабря 2014 г. по апрель 2015 г. был включен 21 пациент с ишемической болезнью сердца, требующей хирургической реваскуляризации миокарда (предоперационный статус по шкале ASA II – III класс). Из исследования исключали пациентов, имевших следующие критерии: отсутствие письменного информированного согласия, возраст пациентов < 18 лет или > 80 лет, предоперационная фракция изгнания < 35%, постоянная форма фибрилляции предсердий или другие значимые аритмии, тяжелая дисфункция клапанного аппарата сердца, выраженное поражение периферических артерий, необходимость использования двух лучевых артерий в качестве шунтов и проведение симультанных хирургических вмешательств (например, каротидная эндартерэктомия, коррекция аневризмы желудка и др.).

В операционной после индукции анестезии выполняли катетеризацию центральной вены трехпросветным катетером 8,5 F, бедренной артерии – термодилуционным катетером 5F (Pulsicath PV2015L20,

Pulsion) и лучевой артерии – катетером 18G. Бедренный артериальный катетер применяли для измерения СВ методом транспульмональной термодилуции (СВ<sub>ТПТД</sub>), используя монитор PiCCO<sub>2</sub> (Pulsion Medical Systems, Германия). Термодилуционные измерения проводили путем трехкратного введения 15 мл холодного (< 4°C) 5%-ного раствора глюкозы через центральный венозный катетер. Среднее значение трех измерений с вариациями менее 10% использовали для последующего анализа данных. Одновременно регистрировали СВ на основе ВТПВ (СВ<sub>ВТПВ</sub>) с помощью аппарата esCCO, калиброванного с использованием ЭКГ, пульсоксиметрии, биометрических данных пациента (возраст, пол, рост и масса тела) и данных инвазивного измерения АД через лучевую артерию. Значение СВ<sub>ВТПВ</sub> записывали в момент окончания последнего из трех термодилуционных измерений. Измерения осуществляли на следующих этапах: после поступления в ОИТ, после маневра рекрутмента альвеол (МРА), после теста с инфузионной нагрузкой, после успешного прохождения теста на спонтанное дыхание и на 2, 6, 12 и 18-й ч после экстубации трахеи.

МРА и тест с инфузионной нагрузкой использовали для имитации различных гемодинамических ситуаций. Для предотвращения пробуждения и возбуждения до восстановления эффективного самостоятельного дыхания в течение 1 ч после перевода в ОИТ пациенты получали седацию пропофолом в дозе 2 мг · кг<sup>-1</sup> · ч<sup>-1</sup>. В период проведения тестов респираторную поддержку осуществляли в режиме вентиляции, контролируемой по давлению, с давлением на вдохе, обеспечивающим дыхательный объем 8 мл/кг предсказанной массы тела, FiO<sub>2</sub> 50%, ПДКВ 5 см вод. ст. и частотой дыхания 10–18 в мин с целевым поддержанием EtCO<sub>2</sub> в пределах 30–35 мм рт. ст. МРА осуществляли путем увеличения ПДКВ до 15 см вод. ст. на период 5 мин с последующим снижением ПДКВ до исходного уровня. Инфузионную нагрузку осуществляли раствором Рингера, который вводили в объеме 7 мл/кг массы тела в течение 5 мин.

После завершения тестов, прекращения седации и восстановления спонтанного дыхания выполнялся тест на спонтанное дыхание в течение 30 мин в режиме вентиляции с поддержкой давлением 6–8 см вод. ст., FiO<sub>2</sub> 50% и ПДКВ 5 см вод. ст. Тест на спонтанное дыхание считался успешно пройденным, если в период проведения теста частота дыхания была < 30 в 1 мин, дыхательный объем > 6 мл/кг предсказанной массы тела, SpO<sub>2</sub> > 95% и отмечалась стабильная гемодинамика.

Статистический анализ проведен с использованием пакета программ SPSS (версия 14.0; SPSS Inc., Чикаго), MedCalc Software (версии 12.3, MedCalc Software bvba, Бельгия) и программного обеспечения SigmaPlot (версия 11.0, Systat Software, Inc., США). Характер распределения данных оценивали с помощью теста Шапиро – Вилка. Данные представлены в виде среднего значения и среднеквадратичного отклонения или медианы 25–75-го процентиля.

В зависимости от типа распределения данных для оценки корреляции между  $СВ_{ТПТД}$  и  $СВ_{ВТПВ}$  вычисляли коэффициенты корреляции  $r$  Пирсона или  $\rho$  Спирмана. С целью определения согласованности между  $СВ_{ТПТД}$  и  $СВ_{ВТПВ}$  для всех пар данных, взятых вместе, и для каждого этапа в отдельности использовали анализ Бланда – Альтмана с оценкой средней разницы двух методов и границы согласованности ( $\pm 1,96$  среднеквадратичного отклонения средней разницы). Расчет процентной ошибки выполняли следующим образом:  $1,96 \times$  среднеквадратичное отклонение средней разницы методов / среднее значение  $СВ$  по данным двух методов  $\times 100\%$  [5].

Для оценки способности системы esCCO отслеживать тенденцию изменений  $СВ$ , после вычисления разницы  $СВ$  ( $\Delta СВ$ ) между двумя последовательными измерениями для каждого метода ( $\Delta СВ_{ВТПВ}$  и  $\Delta СВ_{ТПТД}$ , соответственно) путем вычитания значения на предшествующем этапе из значения на последующем, использовали полуполярную диаграмму [6]. Согласно рекомендации L. A. Critchley et al., из дальнейшего анализа исключили данные центральной зоны полярной диаграммы со значениями  $\Delta СО < 0,5$  л/мин, представляющими «статистический шум» [6]. На основе данных полуполярной диаграммы рассчитывали угловую разницу, радиальные границы согласованности и полярную конкордантность. Способность отслеживать динамику  $СВ$  считалась хорошей при условии, что угловая разница была в пределах  $\pm 5^\circ$ , радиальные границы согласованности – в пределах  $\pm 30^\circ$  и полярная конкордантность при предельно допустимой радиальной границе в  $30^\circ$  составляла 95% и выше [6]. Результаты считали статистически значимыми при  $p < 0,05$ .

### Результаты

Основные характеристики пациентов представлены в табл. 1. Один пациент был исключен из анализа в связи с персистирующей послеоперационной фибрилляцией предсердий.

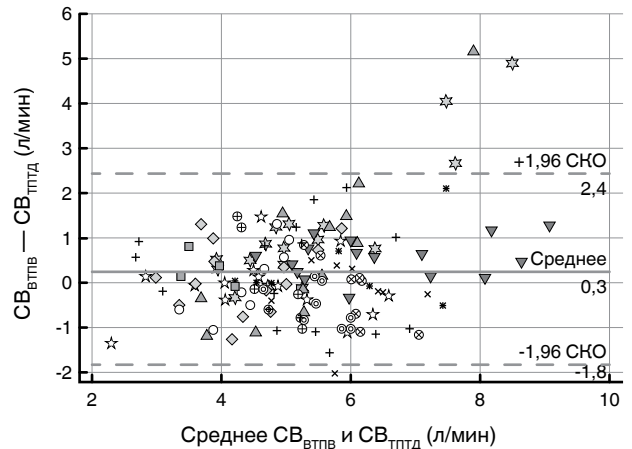
**Таблица 1. Основные характеристики пациентов (n = 20)**

**Table 1. Main characteristics of patients (n=20)**

| Показатели                           | Значения    |
|--------------------------------------|-------------|
| Возраст (разброс), годы              | 48–79       |
| Пол, муж/жен, %                      | 80/20       |
| Рост, см                             | 171 ± 9     |
| Масса, кг                            | 84,3 ± 15,3 |
| ППТ, м <sup>2</sup>                  | 2,00 ± 0,21 |
| ИМТ, кг/м <sup>2</sup>               | 28 ± 4      |
| Предоперационная фракция изгнания, % | 54 ± 13     |
| Количество шунтов                    | 3 (2–4)     |

*Примечание:* данные представлены в виде средней  $\pm$  среднеквадратичное отклонение медианы (25–75-го перцентиля) или процентов. ППТ – площадь поверхности тела, ИМТ – индекс массы тела.

**Согласованность между  $СВ_{ВТПВ}$  и  $СВ_{ТПТД}$ .** В целом получена 141 пара измерений  $СВ$ , при этом результаты  $СВ_{ВТПВ}$  получены в 88% случаев. В 19 случаях возникли трудности с определением  $СВ_{ВТПВ}$ , что связано с развитием транзиторных аритмий или низким качеством сигнала ЭКГ либо пульсоксиметрии. При анализе всех пар данных выявлена умеренная корреляция между  $СВ_{ВТПВ}$  и  $СВ_{ТПТД}$  ( $\rho = 0,73, p < 0,01$ ). Как представлено на рис. 1, средняя разница между  $СВ_{ВТПВ}$  и  $СВ_{ТПТД}$  составила 0,3 л/мин, границы согласованности  $\pm 2,1$  л/мин, процентная ошибка – 40%. За исключением этапа «6 ч после экстубации», зна-



**Рис. 1. Диаграмма Бланда – Альтмана.** Каждый маркер отображает отдельную пару данных, каждый тип маркера соответствует отдельному пациенту. Непрерывная горизонтальная линия показывает значение средней разницы между  $СВ_{ВТПВ}$  и  $СВ_{ТПТД}$ . Пунктирная линия показывает верхнюю и нижнюю 95%-ную границу согласованности.  $СВ_{ВТПВ}$  – сердечный выброс, полученный на основе времени транзита пульсовой волны;  $СВ_{ТПТД}$  – сердечный выброс, полученный на основе транспульмональной термодилуции; СКО – среднеквадратичное отклонение

**Fig. 1. Bland-Altman chart.** Each marker marks the individual pair of data; each type of the marker marks the individual patient. Solid horizontal line shows the value of average difference between  $CO_{VTPV}$  and  $CO_{TPTD}$ . Dash line shows the upper and lower 95% consistency limit.  $CO_{VTPV}$  - cardiac output, obtained by pulse wave transit time; and  $CO_{TPTD}$  - cardiac output, obtained by transpulmonary thermodilution; MSE - mean square error

чения  $СВ_{ВТПВ}$  коррелировали со значениями  $СВ_{ТПТД}$  на всех этапах исследования (табл. 2). Результаты инвазивного измерения  $СВ_{ВТПВ}$  продемонстрировали завышение значений в сравнении с  $СВ_{ТПТД}$  на всех этапах исследования с процентной ошибкой в пределах 30–53%.

**Способность отслеживать тенденцию изменений  $СВ$ .** На рис. 2 представлена полуполярная диаграмма для всех включенных в исследование пар данных. Угловая разница составила  $2,6^\circ$  с радиальными границами согласованности  $\pm 53,3^\circ$ . Основываясь на предельно допустимой радиальной границе в  $30^\circ$ , полярная конкордантность составила 69%.

**Таблица 2. Корреляции, результаты анализа Бланда – Альтмана и процентная ошибка исследуемых методик**  
**Table 2. Correlations, results of Bland-Altman analysis, and percent errors of the methods being studied**

| Показатель           | СВ <sub>ВТПВ</sub> versus СВ <sub>ТИТД</sub> |           |           |           |                      |                      |                       |                       |
|----------------------|--|-----------|-----------|-----------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
|                      | в ОИТ  | после МРА | после ТИН | после ТСД | 2 ч после экстубации | 6 ч после экстубации | 12 ч после экстубации | 18 ч после экстубации |
| г Пирсона            | 0,80   | 0,77      | 0,82      | 0,51      | 0,61                 | 0,42                 | 0,79                  | 0,60                  |
| ρ                    | < 0,01                                       | < 0,01    | < 0,01    | 0,03      | 0,011                | 0,1                  | < 0,01                | 0,023                 |
| Разница, л/мин       | 0,4  | 0,3       | -0,2      | 0,5       | 0,2                  | 0,4                  | 0,7                   | 0,2                   |
| ± 1,96 СКО, л/мин    | 1,4  | 1,6       | 1,5       | 3,2       | 2,2                  | 2,5                  | 2,4                   | 1,5                   |
| Процентная ошибка, % | 30   | 38        | 30        | 53        | 36                   | 42                   | 42                    | 30                    |

*Примечание:* МРА – маневр рекрутмента альвеол; ОИТ – отделение интенсивной терапии; СВ<sub>ВТПВ</sub> – сердечный выброс, полученный на основе времени транзита пульсовой волны; СВ<sub>ТИТД</sub> – сердечный выброс, полученный на основе транспульмональной термодилуции; СКО – среднеквадратичное отклонение; ТИН – тест с инфузионной нагрузкой, ТСД – тест на спонтанное дыхание.

### Обсуждение

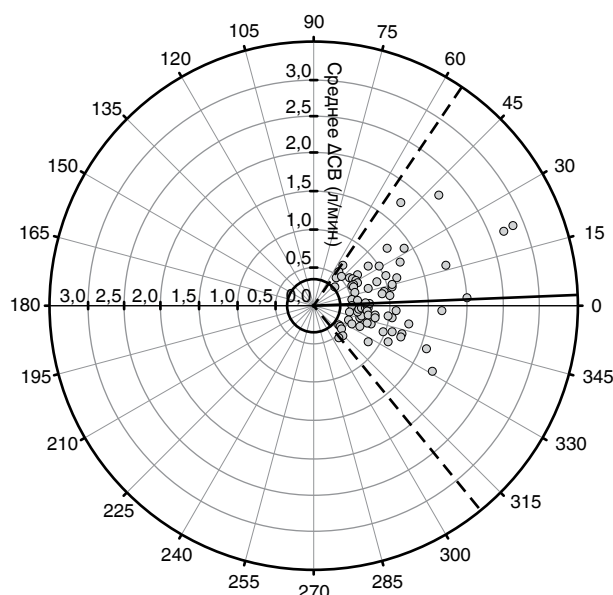
В исследовании показано, что в послеоперационном периоде АКШ без ИК инвазивная методика оценки СВ, основанная на определении времени транзита пульсовой волны, демонстрирует недостаточную согласованность и способность отслеживать тенденцию изменений СВ в сравнении с термодилуционной методикой.

Несмотря на значительный технический прогресс, сдвиг разработок в сторону малоинвазивных и неинвазивных мониторинговых систем и отказ от катетеризации магистральных сосудов ухудшают точность гемодинамического мониторинга в целом и измерения СВ в частности [12]. Как демонстрируют результаты многочисленных исследований, наиболее точно измеряющими СВ остаются технологии, использующие различные модификации метода разведения индикатора – как термального, так и субстратного [8, 11, 18]. При этом точность различного рода малоинвазивных мониторинговых систем также повышается при их калибровке с использованием дилуционных методик, тогда как малоинвазивные устройства с альтернативными способами калибровки не отличаются высокой точностью [11, 12].

Технология esCCO использует идею о взаимосвязи между скоростью распространения пульсовой волны и ее производного (ВТПВ) и величиной ударного объема и СВ [14]. Алгоритм esCCO основан на допущении, что ударный объем пропорционален пульсовому давлению и податливости сосудистой стенки, определяемой исходя из данных пациента (пол, возраст, масса тела, рост) и ВТПВ [14].

Анализ Бланда – Альтмана показал, что система esCCO с инвазивной калибровкой завышает СВ со средней разницей 0,3 л/мин и процентной ошибкой 40%, что превышает клинически приемлемые пределы (рис. 1). Также наблюдалось завышение СВ на каждом этапе исследования с процентной ошибкой в пределах 30–53% (табл. 2). Сравнивая полученные результаты с полностью неинвазивным вариантом системы esCCO очевидно, что, несмотря

на приемлемую точность, использование инвазивной калибровки не улучшает воспроизводимость данной методики. Вероятно, показатель пульсового давления, определяемый инвазивно или неинвазивно, оказывает ограниченный вклад в калибровку мониторинговой системы esCCO. В других исследованиях, оценивающих точность технологии esCCO, были



**Рис. 2. Полярная диаграмма. Расстояние от центра диаграммы отражает среднее изменение сердечного выброса, а угол отображает согласованность методов. Утолщенное кольцо в центре отражает центральную зону исключения (среднее ΔСВ < 0,5 л/мин). Толстая линия отображает средний полярный угол (угловую разницу). Пунктирная линия показывает радиальные границы согласованности. ΔСВ – изменение сердечного выброса**

**Fig. 2. Polar chart. The distance from the chart center shows the average change in the cardiac output and the angle shows the consistency of methods. Heavy ring in the center shows the central area of exclusion (average ΔCO < 0.5 l/min.). Bold line shows average polar angle (angular difference). Dotted lines shows radial limits of consistency. ΔCO – change in cardiac output**

получены сходные результаты со средней разницей в пределах от 0,13 до 1,6 л/мин и процентной ошибкой 49–80% в зависимости от референтного метода измерения СВ [3, 7, 15].

Как и в отношении неинвазивного варианта системы, недостаточная согласованность между методами может быть обусловлена рядом факторов. Учитывая, что ВТПВ находится в обратной зависимости от ударного объема, esCCO может завышать значение СВ из-за недооценки истинного ВТПВ, особенно в фазу изометрического сокращения, предшествующую фазе изгнания, определяя этот период от момента появления зубца R на ЭКГ и до открытия аортального клапана. Согласно данным Y. Sugo et al., при эхокардиографической оценке СВ показано, что изменения продолжительности фазы изометрического сокращения составляют примерно половину от ВТПВ [17].

Кроме того, на скорость распространения пульсовой волны оказывает влияние жесткость сосудистой стенки. Характерный для пациентов с ишемической болезнью сердца атеросклероз сопровождается сужением просвета и утолщением стенки артерий, повышая тем самым их жесткость [19]. Наблюдаемые изменения, величину которых сложно достоверно оценить клинически, способствуют увеличению скорости распространения пульсовой волны и снижению ВТПВ [4, 16].

Выполняя валидацию нового метода оценки СВ, в ситуации неточного измерения его абсолютных значений как допустимую альтернативу можно рассматривать способность систем мониторинга СВ эффективно отслеживать его динамику. К сожалению,

система esCCO с инвазивной калибровкой продемонстрировала недостаточную способность отслеживать изменения СВ в сравнении с методом ТПТД, что выразилось в угловой разнице 2,6° и полярной конкордантности 69% (рис. 2). Ранее выполненные исследования также показали недостаточную способность системы esCCO отслеживать динамику СВ [3, 9]. Вероятно, это обусловлено низкой чувствительностью и нелинейностью динамики пульсового давления в ответ на изменение объема заполнения камер сердца.

В данном исследовании имеется ряд ограничений. В качестве референтного метода использовали термодилуционный, который в настоящий момент является наиболее широко применяемым, но, тем не менее, не обладает абсолютной точностью. Исследование проводили у пациентов после АКШ без ИК, для которых характерна относительно ограниченная вариация СВ. В связи с этим необходимы дальнейшие исследования для оценки эффективности технологии esCCO у пациентов разных групп и в различных гемодинамических условиях.

## Заключение

Низкая воспроизводимость измерения СВ на основе оценки времени транзита пульсовой волны и недостаточная способность отслеживать динамику СВ после АКШ на работающем сердце не позволяют рекомендовать рутинное использование данного метода в его инвазивном варианте в качестве альтернативы термодилуционным методам.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Волков П. А., Севалкин С. А., Чурадзе Б. Т. и др. Целенаправленная инфузионная терапия на основе неинвазивного гемодинамического мониторинга esCCO // *Анестезиол. и реаниматол.* – 2015. – № 4. – С. 19–23.
2. Смёткин А. А., Хуссейн А. Ф., Захаров В. И. и др. Малоинвазивный мониторинг сердечного выброса в коронарной хирургии: современные реалии и перспективы // *Сб. тез. 14-го съезда Федерации анестезиологов-реаниматологов РФ, 20–22 сентября 2014 г.* – С. 299–300.
3. Bataille B., Bertuit M., Mora M. et al. Comparison of esCCO and transthoracic echocardiography for non-invasive measurement of cardiac output intensive care // *Br. J. Anaesth.* – 2012. – Vol. 109. – P. 879–886.
4. Cecelja M., Chowienzyk P. Role of arterial stiffness in cardiovascular disease // *JRSM Cardiovasc. Dis.* – 2012. – Vol. 1. – doi: 10.1258/cvd.2012.012016.
5. Critchley L. A., Critchley J. A. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques // *J. Clin. Monit. Comput.* – 1999. – Vol. 15. – P. 85–91.
6. Critchley L. A., Yang X. X., Lee A. Assessment of trending ability of cardiac output monitors by polar plot methodology // *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* – 2011. – Vol. 25. – P. 536–546.
7. Fischer M. O., Balaire X., Le Mauff de Kergal C. et al. The diagnostic accuracy of estimated continuous cardiac output compared with transthoracic echocardiography // *Can. J. Anaesth.* – 2014. – Vol. 61. – P. 19–26.
8. Hadian M., Kim H. K., Severyn D. A., Pinsky M. R. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters // *Crit. Care.* – 2010. – Vol. 14. – P. R212.
9. Ishihara H., Sugo Y., Tsutsui M. et al. The ability of a new continuous cardiac output monitor to measure trends in cardiac output following implementation of a patient information calibration and an automated exclusion algorithm // *J. Clin. Monit. Comput.* – 2012. – Vol. 26. – P. 465–471.

## REFERENCES

1. Volkov P.A., Sevalkin S.A., Churadze B.T. et al. Targeted infusion therapy based on invasive hemodynamic monitoring of esCCO. *Anesthesiol. i Reanimatol.*, 2015, no. 4, pp. 19-23. (In Russ.)
2. Smyotkin A.A., Khussein A.F., Zakharov V.I. et al. Minimally invasive monitoring of cardiac output in coronary surgery: current reality and prospective. *Sb. tez. 14-go s'ezda Federatsii anesteziologov-reanimatologov RF. [Abst. Book. 14th Conference of Anesthesiologists and Intensive Care Practitioners' Federation].* September 20–22, 2014, pp. 299-300. (In Russ.)
3. Bataille B., Bertuit M., Mora M. et al. Comparison of esCCO and transthoracic echocardiography for non-invasive measurement of cardiac output intensive care. *Br. J. Anaesth.*, 2012, vol. 109, pp. 879-886.
4. Cecelja M., Chowienzyk P. Role of arterial stiffness in cardiovascular disease. *JRSM Cardiovasc. Dis.*, 2012, vol. 1, doi: 10.1258/cvd.2012.012016.
5. Critchley L.A., Critchley J.A. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J. Clin. Monit. Comput.*, 1999, vol. 15, pp. 85–91.
6. Critchley L.A., Yang X.X., Lee A. Assessment of trending ability of cardiac output monitors by polar plot methodology. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, 2011, vol. 25, pp. 536-546.
7. Fischer M.O., Balaire X., Le Mauff de Kergal C. et al. The diagnostic accuracy of estimated continuous cardiac output compared with transthoracic echocardiography. *Can. J. Anaesth.*, 2014, vol. 61, pp. 19-26.
8. Hadian M., Kim H.K., Severyn D.A., Pinsky M.R. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters. *Crit. Care*, 2010, vol. 14, pp. R212.
9. Ishihara H., Sugo Y., Tsutsui M. et al. The ability of a new continuous cardiac output monitor to measure trends in cardiac output following implementation of a patient information calibration and an automated exclusion algorithm. *J. Clin. Monit. Comput.*, 2012, vol. 26, pp. 465-471.

10. Ishihara H., Tsutsui M. Impact of changes in systemic vascular resistance on a novel non-invasive continuous cardiac output measurement system based on pulse wave transit time: a report of two cases // J. Clin. Monit. Comput. – 2014. – Vol. 28. – P. 423–427.
11. Lee A. J., Cohn J. H., Ranasinghe J. S. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques // Anesthesiol. Res. Pract. – 2011. – Vol. 2011. – P. 475151.
12. Peyton P. J., Chong S. W. Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision // Anesthesiology. – 2010. – Vol. 113. – P. 1220–1235.
13. Ribezzo S., Spina E., Di Bartolomeo S. et al. Noninvasive techniques for blood pressure measurement are not a reliable alternative to direct measurement: a randomized crossover trial in ICU // Scientific. World J. – 2014. – Vol. 2014. – P. 353628.
14. Sharwood-Smith G., Bruce J., Drummond G. Assessment of pulse transit time to indicate cardiovascular changes during obstetric spinal anaesthesia // Br. J. Anaesth. – 2006. – Vol. 96. – P. 100–105.
15. Sinha A. C., Singh P. M., Grewal N. et al. Comparison between continuous non-invasive estimated cardiac output by pulse wave transit time and thermodilution method // Ann. Card. Anaesth. – 2014. – Vol. 17. – P. 273–277.
16. Strong J. P., Malcom G. T., McMahan C. A. et al. Prevalence and extent of atherosclerosis in adolescents and young adults: implications for prevention from the Pathobiological Determinants of Atherosclerosis in Youth Study // JAMA – 1999. – Vol. 281. – P. 727–735.
17. Sugo Y., Sakai T., Terao M. et al. The comparison of a novel continuous cardiac output monitor based on pulse wave transit time and echo Doppler during exercise // Conf. Proc. IEEE. Eng. Med. Biol. Soc. – 2012. – Vol. 2012. – P. 236–239.
18. Thiele R. H., Bartels K., Gan T. J. Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review // Crit. Care Med. – 2015. – Vol. 43. – P. 177–185.
19. Wentland A. L., Grist T. M., Wieben O. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness // Cardiovasc. Diagn. Ther. – 2014. – Vol. 4. – P. 193–206.
10. Ishihara H., Tsutsui M. Impact of changes in systemic vascular resistance on a novel non-invasive continuous cardiac output measurement system based on pulse wave transit time: a report of two cases. J. Clin. Monit. Comput., 2014, vol. 28, pp. 423–427.
11. Lee A.J., Cohn J.H., Ranasinghe J.S. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques. Anesthesiol. Res. Pract., 2011, vol. 2011, – P. 475151.
12. Peyton P.J., Chong S.W. Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision. Anesthesiology, 2010, vol. 113, pp. 1220–1235.
13. Ribezzo S., Spina E., Di Bartolomeo S. et al. Noninvasive techniques for blood pressure measurement are not a reliable alternative to direct measurement: a randomized crossover trial in ICU. Scientific. World J., 2014, vol. 2014, – P. 353628.
14. Sharwood-Smith G., Bruce J., Drummond G. Assessment of pulse transit time to indicate cardiovascular changes during obstetric spinal anaesthesia. Br. J. Anaesth., 2006, vol. 96, pp. 100–105.
15. Sinha A.C., Singh P.M., Grewal N. et al. Comparison between continuous non-invasive estimated cardiac output by pulse wave transit time and thermodilution method. Ann. Card. Anaesth., 2014, vol. 17, pp. 273–277.
16. Strong J.P., Malcom G.T., McMahan C.A. et al. Prevalence and extent of atherosclerosis in adolescents and young adults: implications for prevention from the Pathobiological Determinants of Atherosclerosis in Youth Study. JAMA, 1999, vol. 281, pp. 727–735.
17. Sugo Y., Sakai T., Terao M. et al. The comparison of a novel continuous cardiac output monitor based on pulse wave transit time and echo Doppler during exercise. Conf. Proc. IEEE. Eng. Med. Biol. Soc., 2012, vol. 2012, pp. 236–239.
18. Thiele R.H., Bartels K., Gan T.J. Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review. Crit. Care Med., 2015, vol. 43, pp. 177–185.
19. Wentland A.L., Grist T.M., Wieben O. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness. Cardiovasc. Diagn. Ther., 2014, vol. 4, pp. 193–206.

**ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕЦИИ:**

*Северный государственный медицинский университет,  
163000, г. Архангельск, просп. Троицкий, д. 51.*

**Сметкин Алексей Анатольевич**

*кандидат медицинских наук,  
доцент кафедры анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: anesth\_sm@mail.ru*

**Хуссейн Айяз**

*кандидат медицинских наук,  
ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: ayuz@mail.ru*

**Фот Евгения Владимировна**

*кандидат медицинских наук,  
ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: ev\_fot@mail.ru*

**Захаров Виктор Иванович**

*аспирант кафедры  
анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: meduniver2005@yandex.ru*

**Изотова Наталья Николаевна**

*интерн кафедры  
анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: natalik@yandex.ru*

**FOR CORRESPONDENCE:**

*Northern State Medical University,  
51, Troitsky Ave., Arkhangelsk, 163000*

**Alexey A. Smetkin**

*Candidate of Medical Sciences, Associate Professor of  
Anesthesiology and Intensive Care Department.  
E-mail: anesth\_sm@mail.ru*

**Ayyaz Hussain**

*Candidate of Medical Sciences,  
Assistant at Anesthesiology and Intensive Care Department.  
E-mail: ayuz@mail.ru*

**Evgeniya V. Fot**

*Candidate of Medical Sciences,  
Assistant at Anesthesiology and Intensive Care Department.  
E-mail: ev\_fot@mail.ru*

**Viktor I. Zakharov**

*Post Graduate Student of Anesthesiology and Intensive Care  
Department.  
E-mail: meduniver2005@yandex.ru*

**Natalya N. Isotova**

*Internship Doctor of Anesthesiology and Intensive Care  
Department.  
E-mail: natalik@yandex.ru*

**Юдина Анжелика Сергеевна**

ординатор кафедры  
анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: cherry-red-35@yandex.ru

**Дитятева Зинаида Александровна**

интерн кафедры  
анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: Vesnushka11.92@mail.ru

**Громова Янина Вячеславовна**

ординатор кафедры  
анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: anesth\_sm@mail.ru

**Кузьков Всеволод Владимирович**

доктор медицинских наук,  
профессор кафедры анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: v\_kuzkov@mail.ru

**Киров Михаил Юрьевич**

доктор медицинских наук, профессор, заведующий  
кафедрой анестезиологии и реаниматологии.  
E-mail: mikhail\_kirov@hotmail.com

**Anzhelika S. Yudina**

Resident Physician of Anesthesiology and Intensive Care  
Department.  
E-mail: cherry-red-35@yandex.ru

**Zinaida A. Dityateva**

Internship Doctor of Anesthesiology and Intensive Care  
Department.  
E-mail: Vesnushka11.92@mail.ru

**Yanina V. Gromova**

Resident Physician of Anesthesiology and Intensive Care  
Department.  
E-mail: anesth\_sm@mail.ru

**Vsevolod V. Kuzkov**

Doctor of Medical Sciences, Professor of Anesthesiology and  
Intensive Care Department.  
E-mail: v\_kuzkov@mail.ru

**Mikhail Yu. Kirov**

Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of Anesthesiology  
and Intensive Care Department.  
E-mail: mikhail\_kirov@hotmail.com