



Сердечный индекс и вариация ударного объема на основе анализа времени транзита пульсовой волны в сравнении с производными анализа контура пульсовой волны после коронарной реваскуляризации на работающем сердце

Д. А. ВОЛКОВ^{1,2}, Е. В. ФОТ^{1,2}, А. А. СМЕТКИН^{1,2}, Т. Н. СЕМЕНКОВА², К. В. ПАРОМОВ², В. В. КУЗЬКОВ^{1,2}, М. Ю. КИРОВ^{1,2}

¹ Северный государственный медицинский университет, г. Архангельск, РФ

² Первая городская клиническая больница имени Е. Е. Волосевич, г. Архангельск, РФ

РЕЗЮМЕ

Цель – провести валидацию сердечного индекса (СИ) и вариации ударного объема (ВУО), измеренных с помощью метода анализа времени транзита пульсовой волны (ВТПВ) с использованием технологии estimated continuous cardiac output (esCCO), с показателями, полученными на основе анализа контура пульсовой волны (АКПВ), после аортокоронарного шунтирования на работающем сердце (АКШ).

Материалы и методы. В исследование был включен 21 пациент после планового АКШ. Всем пациентам была выполнена оценка СИ и ВУО как с помощью технологии ВТПВ (СИ_{ВТПВ} и ВУО_{ВТПВ}), так и на основе АКПВ (СИ_{АКПВ} и ВУО_{АКПВ}). Согласованность между методами была оценена с помощью корреляционного анализа и анализа Бланда – Алтмана. Кроме того, была произведена оценка способности технологии esCCO контролировать изменения СИ на фоне динамических тестов.

Результаты. В ходе исследования было получено 178 пар данных для СИ и 174 пары данных для ВУО. Средняя разница между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} составила 0,06 л·мин⁻¹·м⁻² с границей согласованности ± 0,92 л·мин⁻¹·м⁻² и процентной ошибкой 35,3%. Показатель конкордантности для СИ_{ВТПВ} составил 70%. Средняя разница между ВУО_{ВТПВ} и ВУО_{АКПВ} достигла 6,1% с пределом согласованности ± 15,5% и процентной ошибкой 137%.

Закключение. Показатели СИ и ВУО, полученные с помощью анализа ВТПВ, обладают недостаточной согласованностью в сравнении с АКПВ. Необходимо дальнейшее совершенствование данного алгоритма мониторинга для более точной оценки сердечного выброса и восприимчивости к инфузионной нагрузке.

Ключевые слова: сердечный выброс, анализ контура пульсовой волны, время транзита пульсовой волны, вариация ударного объема, аортокоронарное шунтирование на работающем сердце

Для цитирования: Волков Д. А., Фот Е. В., Сметкин А. А., Семенкова Т. Н., Паромов К. В., Кузьков В. В., Киров М. Ю. Сердечный индекс и вариация ударного объема на основе анализа времени транзита пульсовой волны в сравнении с производными анализа контура пульсовой волны после коронарной реваскуляризации на работающем сердце // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2023. – Т. 20, № 5. – С. 17–25. DOI: 10.24884/2078-5658-2023-20-5-17-25.

Cardiac index and stroke volume variation estimated by the pulse wave transit time analysis in comparison with variables derived by pulse contour analysis after coronary revascularization on a beating heart

D. A. VOLKOV^{1,2}, E. V. FOT^{1,2}, A. A. SMETKIN^{1,2}, T. N. SEMENKOVA², K. V. PAROMOV¹, V. V. KUZKOV^{1,2}, M. Yu. KIROV^{1,2}

¹ Northern State Medical University, Arkhangelsk, Russia

² City Clinical Hospital № 1 named after E. E. Volosevitch, Arkhangelsk, Russia

ABSTRACT

The objective was to validate cardiac index (CI) and stroke volume variation (SVV) measured by pulse wave transit time (PWTT) technology using estimated continuous cardiac output (esCCO) technique, with pulse contour analysis (PCA) after off-pump coronary artery bypass grafting (OPCAB).

Materials and methods. The study involved 21 patients after elective OPCAB. In all patients, CI and SVV were measured with both esCCO technique (CI_{esCCO} and esSVV) and PCA (CI_{PCA} and SVV_{PCA}). The agreement between methods was analyzed using correlation analysis and Bland-Altman analysis. In addition, the trending ability of esCCO technique to control changes in CI during dynamic tests was investigated.

Results. During the study, 178 pairs for CI and 174 pairs for SVV were collected. The mean bias between CI_{esCCO} and CI_{PCA} was 0.06 L·min⁻¹·m⁻² with limits of agreement of ± 0.92 L·min⁻¹·m⁻² and a percentage error of 35.3%. The concordance rate of CI_{esCCO} was 70%. The mean bias between esSVV and SVV_{PCA} achieved – 6.1% with limits of agreement of ± 15.5% and percentage error of 137%.

Conclusions. The coherence of CI_{esCCO} and esSVV based on PWTT in comparison with PCA is not appropriate. Further development of this monitoring algorithm may be required for more correct measurement of cardiac output and fluid responsiveness.

Key words: cardiac output, pulse contour analysis, pulse wave transit time, stroke volume variation, off-pump coronary artery bypass grafting

For citation: Volkov D. A., Fot E. V., Smetkin A. A., Semenkova T. N., Paromov K. V., Kuzkov V. V., Kirov M. Yu. Cardiac index and stroke volume variation estimated by the pulse wave transit time analysis in comparison with variables derived by pulse contour analysis after coronary revascularization on a beating heart. *Messenger of Anesthesiology and Resuscitation*, 2023, Vol. 20, № 5, P. 17–25. (In Russ.) DOI: 10.24884/2078-5658-2023-20-5-17-25.

Для корреспонденции:
Дмитрий Александрович Волков
E-mail: dmitrii_volkov_93@mail.ru

Correspondence:
Dmitriy A. Volkov
E-mail: dmitrii_volkov_93@mail.ru

Введение

Гемодинамический мониторинг – важная часть периоперационной помощи [1, 21], где можно выделить тренд к использованию непрерывных и все менее инвазивных технологий [6, 16, 19]. Анализ времени транзита пульсовой волны (ВТПВ) – метод комплексного гемодинамического мониторинга, реализованный в технологии estimated continuous cardiac output (esCCO) [2, 4, 14, 17, 22, 28], в основе которого лежит анализ временного интервала между моментом возникновения зубца R на электрокардиограмме (ЭКГ) и началом пульсовой волны на плетизмограмме пульсоксиметра. Далее значения ВТПВ, артериального давления (АД) и частоты сердечных сокращений используются для расчета сердечного выброса (СВ) [9].

Оценка точности и воспроизводимости мониторинга СВ на основе технологии ВТПВ была произведена в целом ряде исследований, при этом результаты были противоречивы [4, 9, 14, 17, 22, 27]. С учетом этого в последней версии системы esCCO был модифицирован алгоритм анализа ВТПВ и расчета СВ. Кроме того, технология esCCO была дополнена за счет непрерывного мониторинга вариации ударного объема ($ВУО_{ВТПВ}$), применение которого было описано лишь в нескольких публикациях [19, 24].

Таким образом, целью нашего исследования явилось сравнение согласованности сердечного индекса (СИ) и $ВУО$, оцененных с помощью ВТПВ и анализа контура пульсовой волны (АКПВ) после аортокоронарного шунтирования (АКШ) на работающем сердце. Вторичная цель исследования: оценка способности esCCO отслеживать тенденцию изменений СВ.

Материалы и методы

Исследование проведено на базе ГБУЗ АО «Первая городская клиническая больница имени Е. Е. Волосевич» и кафедры анестезиологии и реаниматологии ФГБОУ ВО СГМУ (г. Архангельск) МЗ РФ. В период с 2021 по 2022 г. в проспективном порядке в работу был включен 21 пациент, которым выполнили плановое АКШ на работающем сердце. Исследование было одобрено локальным этическим комитетом (номер протокола 03–21 от 18.03.2021 г.). Все пациенты подписывали информированное добровольное согласие. Критерии исключения были возраст менее 18 лет и более 80 лет, нарушение ритма сердца, тяжелая клапанная дисфункция, конверсия на искусственное кровообращение.

Индукцию общей анестезии выполняли пропофолом в дозе 1 мг/кг и фентанилом в дозе 3–4 мкг/кг. Миорелаксацию достигали пипекуронием в дозе 0,1 мг/кг. Поддержание общей анестезии было выполнено севофлураном в дозе 0,5–3,0 об.% и фентанилом 1–3 мкг·кг⁻¹·ч⁻¹. Искусственную вентиляцию легких (ИВЛ) интраоперационно прово-

дили аппаратом Avance CS 2 (Datex-Ohmeda/GE) с концентрацией кислорода во вдыхаемой смеси 50%, дыхательным объемом 6–8 мл/кг, частотой дыхательных движений 12–14/мин, положительным давлением в конце выдоха (ПДКВ) 4 см вод. ст. и потоком свежего газа 1 л/мин. Все пациенты были оперированы одной хирургической бригадой согласно установленному протоколу [23]. В операционной выполняли катетеризацию внутренней яремной вены (Certofix, B|Braun) и бедренной артерии (5F, PV2015L20, Pulsion Medical Systems).

В послеоперационном периоде все пациенты были транспортированы в отделение интенсивной терапии (ОИТ), где на период проведения тестов восприимчивости к инфузионной нагрузке была произведена седация пропофолом. ИВЛ выполняли аппаратом G5 (Hamilton Medical), используя управляемую по давлению вентиляцию с дыхательным объемом 6–8 мл/кг предсказанной массы тела и ПДКВ 5 см вод. ст. Минутную вентиляцию и концентрацию кислорода во вдыхаемой газовой смеси подбирали для поддержания напряжения углекислого газа в выдыхаемой смеси и насыщения гемоглобина кислородом по данным пульсоксиметрии в диапазоне 30–35 мм рт. ст. и 95–99% соответственно. Экстубацию трахеи выполняли в пределах 6 часов послеоперационного периода.

Для непрерывной оценки СИ ($СИ_{ВТПВ}$) и $ВУО_{ВТПВ}$ методом анализа ВТПВ использовали монитор BSM-9101 с технологией esCCO (Nihon Kohden). Внутренняя калибровка esCCO была выполнена с помощью ЭКГ, пульсоксиметрии (датчик установлен на пальце руки), инвазивного или неинвазивного измерения АД, данных пациента (возраст, пол, вес).

Для регистрации СВ и $ВУО$ с помощью АКПВ ($СИ_{АКПВ}$ и $ВУО_{АКПВ}$) применяли мониторинговую систему $PiCCO_2$ (Pulsion Medical Systems).

Для внешней калибровки показателей $СИ_{АКПВ}$ и $СИ_{ВТПВ}$ использовали трехкратную транспульмональную термодилуцию (ТПТД) охлажденным раствором (< 4 °С) натрия хлорида 0,9% (монитор $PiCCO_2$); при этом значение СВ, измеренного методом ТПТД с помощью системы $PiCCO_2$, вносили вручную в меню esCCO монитора BSM-9101.

После первичной калибровки $СИ_{ВТПВ}$ и $СИ_{АКПВ}$ выполняли динамические тесты восприимчивости к инфузионной нагрузке: тест с пассивным подъемом ног (PLR-тест), тест с увеличением ПДКВ (ПДКВ-тест), тест с минимальной инфузионной нагрузкой (мини-FLT) и стандартный тест с инфузионной нагрузкой (sFLT). PLR-тест выполняли из положения с приподнятым головным концом путем перевода в горизонтальное положение туловища и поднятым до 45° ножным концом кровати на 2 мин. ПДКВ-тест был выполнен за счет увеличения ПДКВ с 5 до 20 см вод. ст. в течение 2 мин. Мини-FLT выполняли путем введения кристаллоидного раствора в объеме 1,5 мл/кг за 2 мин. После мини-FLT выполняли sFLT в объеме 5,5 мл/кг за

Таблица 1. Основные характеристики пациентов

Table 1. Main characteristics of the patients

Возраст, лет	63 (59–75)
EuroScore II, баллы	1,42 (0,74–1,85)
Продолжительность операции, мин	180 (140–230)
Количество анастомозов	3 (3–3)
Интраоперационный гидробаланс, мл	+1025 (+900–1138)
Доза норадреналина при поступлении в ОИТ, мкг · кг ⁻¹ · мин ⁻¹	0,00 (0,00–0,02)
Индекс глобального конечно-диастолического объема при поступлении в ОИТ, мл/м ²	680 (590–850)
Продолжительность госпитализации в ОИТ, дней	1 (1–2)

10 мин. PLR-тест и sFLT повторяли через 18 часов после операции. Через 2, 4 и 18 часов после операции мы проводили повторную оценку гемодинамических параметров. Оба метода оценки СВ повторно калибровались по завершении sFLT и через 4 и 18 часов после операции.

Показатели СИ с 2 мониторов фиксировали непрерывно с помощью программного обеспечения фирмы Nihon Kohden (ANEX data collection PC, DELL Latitude 3490). В результате для каждого пациента мы получили соответствующие пары данных СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ}, из которых сформировали 4 10-минутных набора данных: (1) первичное выполнение динамических тестов, (2) период отлучения от ИВЛ (6–8 часов после операции), (3) посэкстубационный период (8–16 часов после операции) и (4) повторное выполнение динамических тестов (18 часов после операции). Далее мы провели оценку согласованности между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} в период «коротких» (этап I и IV) и «длинных» (этап II и III) интервалов между калибровками.

Статистическая обработка выполнена в программах SPSS (version 17.0; SPSS Inc.), MedCalc (version 20.0.23, MedCalc Software by vba) и SigmaPlot (version 12.0, Systat Software, Inc.). Для оценки распределения данных был использован критерий Шапиро – Уилка. Данные представлены как среднее ± среднее квадратичное отклонение или медиана и межквартильный размах. Коэффициент rho Спирмена использовали для оценки корреляции. Анализ Бланда – Альтмана с вычислением средней разницы и предела согласованности (± 1,96 среднее квадратичное отклонение средней разницы метода) был использован для оценки согласованности показателей. Процентная ошибка была вычислена как 1,96 × среднее квадратичное отклонение средней разницы метода / среднее 2 методов × 100%.

После вычисления разницы СИ (ΔСИ) между 2 последовательными измерениями для каждого метода (ΔСИ_{ВТПВ} и ΔСИ_{АКПВ} соответственно) путем вычитания значения на предшествующем этапе из значения на последующем использовали четырехквadrантный график с вычислением коэффициента конкордантности. Из анализа исключили значения ΔСИ < 10%, представляющие статистический шум. Приемлемым считали коэффициент конкордантности > 90%. Значение p < 0,05 считали статистически значимым.

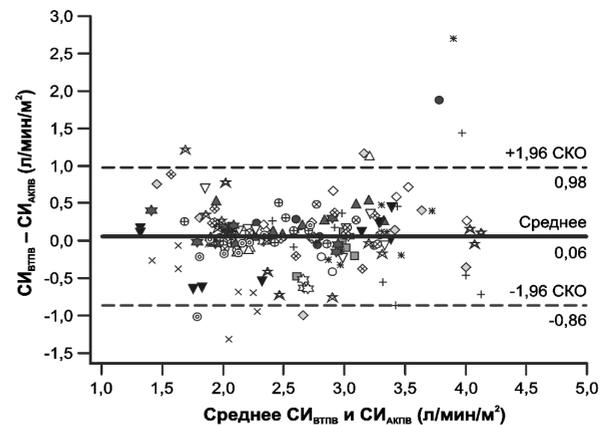


Рис. 1. Диаграмма Бланда – Альтмана для СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ}. Каждый маркер отображает отдельную пару данных, каждый тип маркера соответствует индивидуальному пациенту. СИ_{ВТПВ} – сердечный индекс, полученный на основе времени транзита пульсовой волны; СИ_{АКПВ} – сердечный индекс, полученный на основе анализа контура пульсовой волны; SKO – среднее квадратичное отклонение

Fig. 1. Bland – Altman plot for CI_{escco} and CI_{pca}. Each marker represents separate observation pair, and each type of marker represents individual patient. CI_{escco} – cardiac index measured using escco; CI_{pca} – cardiac index measured using pulse contour analysis; SKO – root square deviation

Результаты

В исследование включены 17 мужчин и 4 женщины. Основные характеристики пациентов представлены в табл. 1.

Согласованность между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ}. На основных этапах исследования было собрано 178 пар данных. Мы выявили значимую корреляцию между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} (rho = 0,838, p < 0,001). Средняя разница составила 0,06 л·мин⁻¹·м⁻² с границей согласованности ± 0,92 л·мин⁻¹·м⁻² и процентной ошибкой 35,3% (рис. 1). В табл. 2 представлены результаты анализа Бланда – Альтмана и корреляционного анализа для всех этапов оценки СИ.

Согласованность между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} в зависимости от времени калибровки. При регистрации 4 10-минутных серий СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} мы собрали 32020 пар данных. Была выявлена статистически значимая корреляция между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ} (rho = 0,818, p < 0,001). На рис. 2 изображена средняя разница между СИ_{ВТПВ} и СИ_{АКПВ}, которое составило -0,02 л·мин⁻¹·м⁻² с границей

Таблица 2. Корреляционный анализ, анализ Бланда – Альтмана и процентная ошибка для оценки сердечного выброса на различных этапах исследования

Table 2. Correlation analysis, Bland – Altman analysis and percentage error for estimating cardiac output at different steps of the study

Переменная	Поступление в ОИТ	PLR-тест	ПДКВ-тест	Мини-FLT	sFLT	2 часа	4 часа	18 часов	PLR-тест (18 часов)	sFLT (18 часов)
ρ Спирмена	0,86	0,75	0,04	0,85	0,86	0,57	0,44	0,62	0,74	0,71
p	< 0,001	0,001	0,92	< 0,001	< 0,001	0,014	0,053	0,003	< 0,001	< 0,001
Средняя разница, л · мин ⁻¹ · м ⁻²	0,04	-0,02	0,4	0,06	-0,05	0,11	0,27	0,03	0,00	-0,07
$\pm 1,96$ СКО, л · мин ⁻¹ · м ⁻²	0,32	0,42	1,13	0,49	0,60	0,78	1,69	0,73	0,80	1,01
Процентная ошибка, %	15	19	64	24	25	29	58	24	26	31

Примечание: здесь и далее PLR-тест – тест с пассивным подъемом ног, ОИТ – отделение интенсивной терапии, ПДКВ – положительное давление в конце выдоха, Мини-FLT – тест с минимальной инфузионной нагрузкой, sFLT – стандартный тест с инфузионной нагрузкой, СКО – среднеквадратичное отклонение.

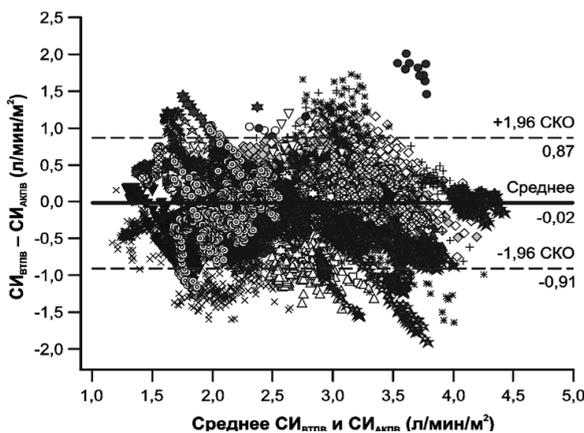


Рис. 2. Диаграмма Бланда – Альтмана для $СИ_{ВТПВ}$ и $СИ_{АКПВ}$ в ходе 4 10-минутных интервалов. Каждый маркер отображает отдельную пару данных, каждый тип маркера соответствует отдельному пациенту. $СИ_{ВТПВ}$ – сердечный индекс, полученный на основе времени транзита пульсовой волны; $СИ_{АКПВ}$ – сердечный индекс, полученный на основе анализа контура пульсовой волны; СКО – среднеквадратичное отклонение

Fig. 2. Bland – Altman plot for CI_{escco} and CI_{pca} during four 10-minute intervals. Each marker represents separate observation pair, and each type of marker represents individual patient. CI_{escco} – cardiac index measured using esCCO; CI_{pca} – cardiac index measured using pulse contour analysis; СКО – root square deviation

согласованности $\pm 0,89$ л · мин⁻¹ · м⁻² и процентной ошибкой 33,7%.

При оценке согласованности методов в период «коротких» интервалов между калибровками средняя разница между $СИ_{ВТПВ}$ и $СИ_{АКПВ}$ составила 0,05 л · мин⁻¹ · м⁻² с границей согласованности $\pm 0,76$ л · мин⁻¹ · м⁻² и процентной ошибкой 31,8% (рис. 3, а). Оценка согласованности методов в период «длинных» интервалов между калибровками выявила среднюю разницу между $СИ_{ВТПВ}$ и $СИ_{АКПВ}$ 0,04 л · мин⁻¹ · м⁻² с границей согласованности $\pm 0,93$ л · мин⁻¹ · м⁻² и процентной ошибкой 34,9% (рис. 3, б).

Способность отслеживать тенденцию изменений сердечного индекса. Мы выявили значимую корреляцию между $\Delta СИ_{ВТПВ}$ и $\Delta СИ_{АКПВ}$ ($\rho = 0,39, p < 0,001$). На рис. 4 изображен четырехквадрантный график. Коэффициент конкордантности составил 70%.

Согласованность между $ВУО_{ВТПВ}$ и $ВУО_{АКПВ}$. На основных этапах исследования было собра-

но 174 пары данных при оценке ВУО с помощью esCCO и $PiCCO_2$. Мы обнаружили корреляцию между $ВУО_{ВТПВ}$ и $ВУО_{АКПВ}$ ($\rho = 0,574, p < 0,001$). Средняя разница составила 6,1% с границей согласованности $\pm 15,5\%$ и процентной ошибкой 137% (рис. 5).

В табл. 3 представлены результаты анализа Бланда – Альтмана и корреляционного анализа для всех этапов оценки ВУО.

Обсуждение

Согласованность между $СИ_{ВТПВ}$ и $СИ_{АКПВ}$. В ходе исследования мы выявили значимую корреляцию между технологиями оценки СИ. Однако технология esCCO систематически занижала значение СИ по сравнению с $СИ_{АКПВ}$. Наилучшие результаты метод esCCO показал при использовании на фоне ИВЛ и седации, когда исключено большинство факторов, которые могут потенциально повлиять на качество измерений. Анализ 10-минутных серий данных показал увеличение границ согласованности с 0,76 до 0,93 л · мин⁻¹ · м⁻² на фоне удлинения времени между калибровками, а процентная ошибка превышала 30% на всех этапах исследования. Эти наблюдения демонстрируют ограниченную точность и согласованность технологии esCCO по сравнению АКПВ, что не позволяет говорить о взаимозаменяемости методов. Исследования согласованности и взаимозаменяемости esCCO у различных категорий пациентов [9, 22, 27] показали противоречивые результаты. В большинстве работ в качестве эталонного метода оценки СВ была использована препульмональная термодилуция (ППТД). Однако ППТД имеет ограничения, обусловленные большей инвазивностью по сравнению с рядом других методик и дискретностью измерений; кроме того, данная технология применяется в основном в кардиохирургии [26].

Наши данные согласуются с работой Н. Ishihara et al. (2004), где также исследовались пациенты в послеоперационном периоде кардиохирургических вмешательств, и была выявлена корреляция между СВ, оцененным при помощи технологии esCCO, и ППТД. Средняя разница составила 0,8 л/мин/м²

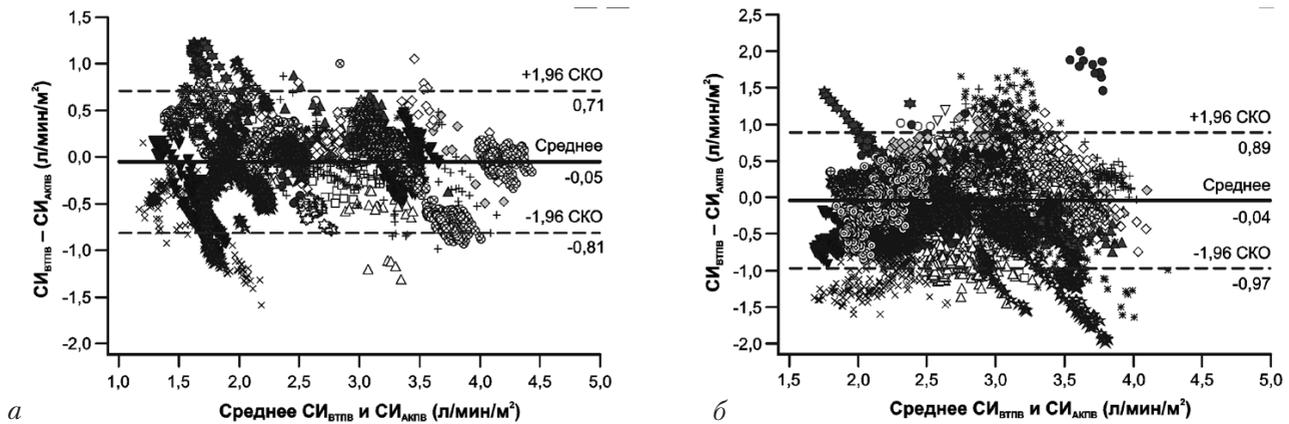


Рис. 3. Диаграмма Бланда – Альтмана для CI_{esCCO} и CI_{PCA} в периоды «коротких» (а) и «длинных» (б) межкалибровочных интервалов. Каждый маркер отображает отдельную пару данных, каждый тип маркера соответствует отдельному пациенту. CI_{esCCO} – сердечный индекс, полученный на основе времени транзита пульсовой волны; CI_{PCA} – сердечный выброс, полученный на основе анализа контура пульсовой волны; СКО – среднеквадратичное отклонение

Fig. 3. Bland – Altman plot for CI_{esCCO} and CI_{PCA} collected during short (a) and long (б) periods between recalibrations. Each marker represents separate observation pair, and each type of marker represents individual patient. CI_{esCCO} – cardiac index measured using esCCO; CI_{PCA} – cardiac index measured using pulse contour analysis; СКО is mean root square deviation

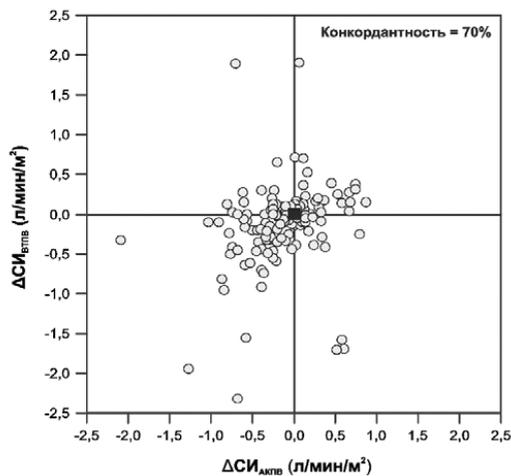


Рис. 4. Четырехквadrантный график способности CI_{esCCO} отслеживать тенденцию изменения CI . Черный квадратный маркер в центре – зона исключения значений ΔCI , представляющих статистический шум ($\Delta CI < 10\%$); ΔCI_{esCCO} – изменения CI , полученного на основе времени транзита пульсовой волны; ΔCI_{PCA} – изменения CI , полученного на основе анализа контура пульсовой волны

Fig. 4. Four-quadrant plot representing the trending ability of esCCO to control changes in CI . Black square marker in the is the exclusion zone of ΔCI representing statistical noise ($\Delta CI < 10\%$); ΔCI_{esCCO} – changes in cardiac index measured by esCCO; ΔCI_{PCA} – changes in cardiac index measured by pulse contour analysis

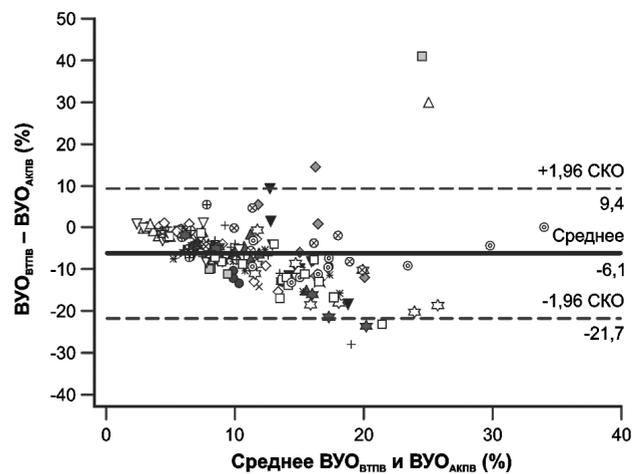


Рис. 5. Диаграмма Бланда – Альтмана для $esSVV$ и SVV_{PCA} . Каждый маркер отображает отдельную пару данных, каждый тип маркера соответствует отдельному пациенту. $esSVV$ – вариация ударного объема, полученная на основе времени транзита пульсовой волны; SVV_{PCA} – вариация ударного объема, полученная на основе анализа контура пульсовой волны; СКО – среднеквадратичное отклонение

Fig. 5. Bland – Altman plot for esSVV and SVV_{PCA} . Each marker represents separate observation pair, and each type of marker represents individual patient. esSVV – stroke volume variation measured using esCCO; SVV_{PCA} – stroke volume variation measured using pulse contour analysis; СКО – root square deviation

[9]. В работе Yamada et al. (2012), где также была использована ППТД, средняя разница между показателями СИ и граница согласованности составили $0,13 \pm 1,15$ л·мин⁻¹·м⁻², что может быть объяснено гетерогенностью включенных пациентов [27]. В отличие от нашей предыдущей работы, в настоящем исследовании точность и воспроизводимость измерения esCCO после АКШ без искусственного кровообращения несколько улучшилась: ранее средняя разница между показателями СИ составила 0,4 л·мин⁻¹·м⁻² с границей согласованности 2,3 л·мин⁻¹·м⁻²

и процентной ошибкой в 41% [22]. Это расхождение может быть объяснено различными способами калибровки CI_{esCCO} . Так, в настоящем исследовании для калибровки как CI_{esCCO} , так и CI_{PCA} мы использовали значение СВ, которое было оценено с помощью ППТД. Калибровка CI_{esCCO} с помощью ППТД также может объяснить лучшие результаты для «коротких» периодов между калибровками. Тем не менее, хотя более частая калибровка может улучшить точность и воспроизводимость метода, это требует дополнительного времени и лишает esCCO одного из основных

Таблица 3. Корреляционный анализ, анализ Бланда – Алтмана и процентная ошибка для оценки вариации ударного объема на различных этапах исследования**Table 3.** Correlation analysis, Bland – Altman analysis and percentage error for estimating stroke volume variation at different steps of the study

Переменная	Поступление в ОИТ	PLR-тест	ПДКВ-тест	Мини-FLT	sFLT	2 часа	4 часа	18 часов	PLR-тест (18 часов)	sFLT (18 часов)
Rho Спирмена	0,63	0,79	0,23	0,83	0,31	0,66	0,07	0,60	0,67	0,42
ρ	0,005	< 0,001	0,42	< 0,001	0,22	0,003	0,77	0,006	0,003	0,08
Средняя разница, л · мин ⁻¹ · м ⁻²	-6,7	-5,1	-9,9	-5,1	-0,4	-4,3	-3,7	-9,6	-9,6	-8,7
$\pm 1,96$ СКО, л · мин ⁻¹ · м ⁻²	16,9	7,9	25,7	7,0	23,0	8,4	15,4	11,5	9,4	10,4
Процентная ошибка, %	143	93	153	70	226	90	150	92	76	88

преимуществ – неинвазивности. Вместе с тем технология esCCO, откалиброванная с помощью ТПТД, может быть использована в качестве «моста» между инвазивным и неинвазивным мониторингом СВ на фоне стабилизации гемодинамики.

Способность отслеживать тенденцию изменений сердечного выброса. С клинической точки зрения абсолютные значения СВ менее информативны по сравнению с изменениями СВ в ходе интенсивной терапии [6] или при оценке восприимчивости к инфузионной нагрузке. В нашем исследовании обнаружена недостаточная способность технологии esCCO отслеживать тенденцию изменения СВ с коэффициентом конкордантности 70%. Следует отметить, что приемлемым порогом способности отслеживать тренд СВ для новых мониторинговых технологий считается показатель конкордантности более 90% [7]. Предыдущие исследования также показали ограниченную способность технологии ВТПВ отслеживать тенденцию изменений СВ [5, 9, 22, 25]. В нашем предыдущем исследовании коэффициент конкордантности у esCCO составил 89% [22], что можно объяснить различными методами оценки СВ, которые были выбраны для сравнения, а также увеличением этапов исследования. Мы также предполагаем, что неспособность ВТПВ адекватно отслеживать тренд СВ может быть связана с нелинейным характером изменений в пульсовом давлении в ответ на изменение объема циркулирующей крови [5, 11, 22].

Надежность ВУО_{ВТПВ}. Несмотря на ряд ограничений [13, 29], показатель ВУО является одним из наиболее часто используемых предикторов ответа на инфузионную нагрузку [3], по этой причине возможность оценивать ВУО неинвазивным методом крайне актуальна. В нашем исследовании мы постарались нивелировать часть ограничений в ходе использования ВУО_{ВТПВ}, но это не улучшило значимо надежность оценки данного показателя с помощью технологии esCCO. Следует отметить, что причиной изменений ВУО, не связанных с чувствительностью к инфузионной нагрузке, на этапах исследования со спонтанным дыханием могла быть нерегулярность дыхательных попыток, что снижало диагностическую ценность ВУО [12, 13].

В настоящий момент лишь небольшое количество исследований было посвящено изучению ВУО на основе ВТПВ [19, 24]. В нашем исследо-

вании мы наблюдали слабую корреляцию между ВУО_{ВТПВ} и ВУО_{АКПВ}, что сопровождалось достаточно высокой средней разницей и границами согласованности. Т. Suzuki et al. (2019) также показали слабую согласованность между ВУО_{ВТПВ} и значением ВУО_{АКПВ} [24]. При этом существуют значимые различия в алгоритмах, которые используют для вычисления ВУО [15], что может объяснить разницу в значении точек отсечения для выявления пациентов, восприимчивых к инфузионной нагрузке между ВУО_{АКПВ} и ВУО_{ВТПВ}: 13% и 6,4% соответственно [19, 23]. Более сложное вычисление ВУО по сравнению с вариацией пульсового давления может являться причиной большего количества ошибок в ходе оценки чувствительности к инфузионной нагрузке [10]. В связи с этим необходима дальнейшая модификация вычислительного алгоритма ВУО_{ВТПВ} [24].

Ограничения исследования. Хотя нарушения ритма были критерием исключения, в ходе нашего исследования мы зафиксировали несколько эпизодов синусовой аритмии, что потенциально могло изменять точность технологии esCCO. Другое ограничение состоит в том, что оценка СИ_{АКПВ} могла смещаться от калибровочного значения, что могло влиять на результаты сравнения с esCCO. Все наши пациенты были гемодинамически стабильны, однако в условиях снижения перфузии качество плетизмографического сигнала ухудшается, что будет отражаться на точности и воспроизводимости оценки СИ и ВУО. Эти проблемы ограничивают экстраполяцию результатов нашего исследования на другие категории пациентов, например, с шоком различного генеза.

Заключение

Несмотря на значимую корреляцию между показателями сердечного индекса и вариаций ударного объема, измеренными на основе ВТПВ и АКПВ, согласованность между методами, а также воспроизводимость и способность отслеживать тенденции изменений СИ у технологии esCCO остаются недостаточными с клинической точки зрения. Более частая калибровка может улучшить взаимозаменяемость методов ВТПВ и АКПВ. Необходимо дальнейшее совершенствование алгоритма ВТПВ для более качественной оценки СИ и ВУО.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии у них конфликта интересов.
Conflict of Interests. The authors state that they have no conflict of interests.

ЛИТЕРАТУРА

REFERENCES

1. Козлов И. А., Овезов А. М., Пивоварова А. А. Снижение риска периоперационных осложнений при кардиальной коморбидности // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2020. – Т. 17, № 2. – С. 38–48. Doi: 10.21292/2078-5658-2020-17-2-38-48.
2. Сметкин А. А., Хуссейн А., Фот Е. В. и др. Инвазивный мониторинг сердечного выброса по времени транзита пульсовой волны после аортокоронарного шунтирования на работающем сердце // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2016. – Т. 13, № 5. – С. 4–10. Doi: 10.21292/2078-5658-2016-13-5-4-10.
3. Фот Е. В., Изотова Н. Н., Сметкин А. А. и др. Роль динамических тестов и показателей в оценке восприимчивости к инфузионной нагрузке после аортокоронарного шунтирования на работающем сердце // Вестник анестезиологии и реаниматологии. – 2018. – Т. 15, № 5. – С. 5–13. Doi: 10.21292/2078-5658-2018-15-5-5-13.
4. Ball T. R., Tricinella A. P., Kimbrough B. A. et al. Accuracy of noninvasive estimated continuous cardiac output (esCCO) compared to thermodilution cardiac output: a pilot study in cardiac Patients // J Cardiothorac Vasc Anesth. – 2013. – Vol. 27, № 6. – P. 1128–1132. Doi: 10.1053/j.jvca.2013.02.019.
5. 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, № 5. – P. 879–886. Doi: 10.1093/bja/aes298.
6. Bein B., Renner J. Best practice & research clinical anaesthesiology: Advances in haemodynamic monitoring for the perioperative patient: Perioperative cardiac output monitoring // Best Pract Res Clin Anaesthesiol. – 2019. – Vol. 33, № 2. – P. 139–153. Doi: 10.1016/j.bpa.2019.05.008.
7. Critchley L. A., Lee A., Ho A. M. A critical review of the ability of continuous cardiac output monitors to measure trends in cardiac output // Anesth Analg. – 2010. – Vol. 111, № 5. – P. 1180–1192. Doi: 10.1213/ANE.0b013e3181f08a5b.
8. Ganter M. T., Geisen M., Hartnack S. et al. Prediction of fluid responsiveness in mechanically ventilated cardiac surgical patients: the performance of seven different functional haemodynamic parameters // BMC Anesthesiol. – 2018. – Vol. 18, № 1. – P. 55. Doi: 10.1186/s12871-018-0520-x.
9. Ishihara H., Okawa H., Tanabe K. et al. A new non-invasive continuous cardiac output trend solely utilizing routine cardiovascular monitors // J Clin Monit Comput. – 2004. – Vol. 18, № 5–6. – P. 13–20. Doi: 10.1007/s10877-005-2452-5.
10. Jozwiak M., Monnet X., Teboul J. L. Pressure waveform analysis // Anesth Analg. – 2018. – Vol. 126, № 6. – P. 1930–1933. Doi: 10.1213/ANE.0000000000002527.
11. Le Manach Y., Hofer C. K., Lehot J. J. et al. Can changes in arterial pressure be used to detect changes in cardiac output during volume expansion in the perioperative period? // Anesthesiology. – 2012. – Vol. 117, № 6. – P. 1165–1174. Doi: 10.1097/ALN.0b013e318275561d.
12. Monnet X., Marik P. E., Teboul J. L. Prediction of fluid responsiveness: an update // Ann Intensive Care. – 2016. – Vol. 6, № 1. – P. 111. Doi: 10.1186/s13613-016-0216-7.
13. Monnet X., Teboul J.-L. Dynamic Indices // Advanced Haemodynamic Monitoring: Basics and New Horizons. Kirov M., Kuzkov V., Saugel B., eds, Springer 2021. – P. 149–159.
14. Ochiai R., Kawamura Y., Sato N. et al. Non-invasive estimation of stroke volume index and its variation by using pulse wave transit time // Eur J Anaesthesiol. – 2010. – Vol. 27, № 47. – P. 65.
15. Oren-Grinberg A. The PiCCO Monitor // Int Anesthesiol Clin. – 2010. – Vol. 48, № 1. – P. 57–85. Doi: 10.1097/AIA.0b013e3181c3dc11.
16. Pouska J., Benes J. Pulse wave analysis // Advanced Haemodynamic Monitoring: Basics and New Horizons. Kirov M., Kuzkov V., Saugel B., eds, Springer 2021. – P. 69–78.
17. Raissuni Z., Zores F., Henriot O. et al. Can we obtain a noninvasive and continuous estimation of cardiac output? Comparison between three non-invasive methods // Int Heart J. – 2013. – Vol. 54, № 6. – P. 395–400. Doi: 10.1536/ihj.54.395.
18. Reuter D. A., Felbinger T. W., Schmidt C. et al. Stroke volume variation for assessment of cardiac responsiveness to volume loading in mechanically ventilated patients after cardiac surgery // Intensive Care Med. – 2002. – Vol. 28, № 4. – P. 392–398. Doi: 10.1007/s00134-002-1211-z.
1. Kozlov I.A., Ovezov A.M., Pivovarova A.A. Reduction of risk of perioperative complications in case of cardiac comorbidity. *Messenger of anesthesiology and resuscitation*, 2020, vol. 17, no. 2, pp. 38–48. (In Russ.) Doi: 10.21292/2078-5658-2020-17-2-38-48.
2. Smetkin A.A., Hussain A., Fot E.V., Zakharov V.I., Isotova N.N. et al. Invasive monitoring of cardiac output by pulse wave transit time after aortocoronary bypass on the beating heart. *Messenger of anesthesiology and resuscitation*, 2016, vol. 13, no. 5, pp. 4–10. (In Russ.) Doi: 10.21292/2078-5658-2016-13-5-4-10.
3. Fot E.V., Isotova N.N., Smetkin A.A., Kirov M.Yu. Predict fluid responsiveness after off-pump coronary artery bypass grafting. *Messenger of anesthesiology and resuscitation*, 2018, vol. 15, no. 5, pp. 5–13. (In Russ.) Doi: 10.21292/2078-5658-2018-15-5-5-13.
4. Ball T.R., Tricinella A., Kimbrough B.A. et al. Accuracy of noninvasive estimated continuous cardiac output (esCCO) compared to thermodilution cardiac output: a pilot study in cardiac patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2013, vol. 27, no. 6, pp. 1128–1132. Doi: 10.1053/j.jvca.2013.02.019.
5. 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, no. 5, pp. 879–886. Doi: 10.1093/bja/aes298.
6. Bein B., Renner J. Best practice & research clinical anaesthesiology: Advances in haemodynamic monitoring for the perioperative patient: Perioperative cardiac output monitoring. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*, 2019, vol. 33, no. 2, pp. 139–153. Doi: 10.1016/j.bpa.2019.05.008.
7. Critchley L.A., Lee A., Ho A.M. A critical review of the ability of continuous cardiac output monitors to measure trends in cardiac output. *Anesth Analg*, 2010, vol. 111, no. 5, pp. 1180–1192. Doi: 10.1213/ANE.0b013e3181f08a5b.
8. Ganter M.T., Geisen M., Hartnack S. et al. Prediction of fluid responsiveness in mechanically ventilated cardiac surgical patients: the performance of seven different functional haemodynamic parameters. *BMC Anesthesiol*, 2018, vol. 18, no. 1, pp. 55. Doi: 10.1186/s12871-018-0520-x.
9. Ishihara H., Okawa H., Tanabe K. et al. A new non-invasive continuous cardiac output trend solely utilizing routine cardiovascular monitors. *J Clin Monit Comput*, 2004, vol. 18, no. 5-6, pp. 13-20. Doi: 10.1007/s10877-005-2452-5.
10. Jozwiak M., Monnet X., Teboul J. L. Pressure waveform analysis. *Anesth Analg*, 2018, vol. 126, no. 6, pp. 1930–1933. Doi: 10.1213/ANE.0000000000002527.
11. Le Manach Y., Hofer C.K., Lehot J.J. et al. Can changes in arterial pressure be used to detect changes in cardiac output during volume expansion in the perioperative period? *Anesthesiology*, 2012, vol. 117, no. 6, pp. 1165–1174. Doi: 10.1097/ALN.0b013e318275561d.
12. Monnet X., Marik P.E., Teboul J.L. Prediction of fluid responsiveness: an update. *Ann Intensive Care*, 2016, vol. 6, no. 1, pp. 111. Doi: 10.1186/s13613-016-0216-7.
13. Monnet X., Teboul J.-L. Dynamic Indices. *Advanced Haemodynamic Monitoring: Basics and New Horizons*. Kirov M., Kuzkov V., Saugel B., eds, Springer 2021, pp. 149–159.
14. Ochiai R., Kawamura Y., Sato N. et al. Non-invasive estimation of stroke volume index and its variation by using pulse wave transit time. *Eur J Anaesthesiol*, 2010, vol. 27, no. 47, pp. 65.
15. Oren-Grinberg A. The PiCCO Monitor. *Int Anesthesiol Clin*, 2010, vol. 48, no. 1, pp. 57–85. Doi: 10.1097/AIA.0b013e3181c3dc11.
16. Pouska J., Benes J. Pulse wave analysis. *Advanced Haemodynamic Monitoring: Basics and New Horizons*. Kirov M., Kuzkov V., Saugel B., eds, Springer 2021, pp. 69–78.
17. Raissuni Z., Zores F., Henriot O. et al. Can we obtain a noninvasive and continuous estimation of cardiac output? Comparison between three noninvasive methods. *Int Heart J*, 2013, vol. 54, no. 6, pp. 395–400. Doi: 10.1536/ihj.54.395.
18. Reuter D. A., Felbinger T. W., Schmidt C. et al. Stroke volume variation for assessment of cardiac responsiveness to volume loading in mechanically ventilated patients after cardiac surgery. *Intensive Care Med*, 2002, vol. 28, no. 4, pp. 392–398. Doi: 10.1007/s00134-002-1211-z.

19. Sakamoto N., Terada T., Ochiai R. Prediction of fluid responsiveness by means of stroke volume variation measured by pulse wave transit time-based cardiac output monitoring // *Toho J Med.* – 2020. – Vol. 6, № 1. – P. 41–47. Doi: 10.14994/tohojmed.2019-018.
20. Saugel B., Sessler D. I. Perioperative blood pressure management // *Anesthesiology.* – 2021. – Vol. 134, № 2. – P. 250–261. Doi: 10.1097 / ALN.0000000000003610.
21. Scheeren T. W. L., Ramsay M. A. E. New developments in haemodynamic monitoring // *J Cardiothorac Vasc Anesth.* – 2019. – Vol. 33, Suppl 1. – P. 67–72. Doi: 10.1053/j.jvca.2019.03.043.
22. Smetkin A. A., Hussain A., Fot E. V. et al. Estimated continuous cardiac output based on pulse wave transit time in off-pump coronary artery bypass grafting: a comparison with transpulmonary thermodilution // *J Clin Monit Comput.* – 2017. – Vol. 31, № 2. – P. 361–370. Doi: 10.1007/s10877-016-9853-5.
23. Smetkin A. A., Hussain A., Kuzkov V. V. et al. Validation of cardiac output monitoring based on uncalibrated pulse contour analysis vs transpulmonary thermodilution during off-pump coronary artery bypass grafting // *Br J Anaesth.* – 2014. – Vol. 112, № 6. – P. 1024–1031. Doi: 10.1093/bja/aet489.
24. Suzuki T., Suzuki Y., Okuda J. et al. Cardiac output and stroke volume variation measured by the pulse wave transit time method: a comparison with an arterial pressure-based cardiac output system // *J Clin Monit Comput.* – 2019. – Vol. 33, № 3. – P. 385–392. Doi: 10.1007/s10877-018-0171-y.
25. Thonnerieux M., Alexander B., Binet C. et al. The ability of esCCO and ECOM monitors to measure trends in cardiac output during alveolar recruitment maneuver after cardiac surgery: a comparison with the pulmonary thermodilution method // *Anesth Analg.* – 2015. – Vol. 121, № 2. – P. 383–391. Doi: 10.1213/ANE.0000000000000753.
26. Vincent J. L., Pelosi P., Pearse R. et al. Perioperative cardiovascular monitoring of high-risk patients: a consensus of 12 // *Crit Care.* – 2015. – Vol. 19, № 1. – P. 224. Doi: 10.1186/s13054-015-0932-7.
27. Yamada T., Tsutsui M., Sugo Y. et al. Multicenter study verifying a method of noninvasive continuous cardiac output measurement using pulse wave transit time: a comparison with intermittent bolus thermodilution cardiac output // *Anesth Analg.* – 2012. – Vol. 115, № 1. – P. 82–7. Doi: 10.1213/ANE.0b013e31824e2b6c.
28. Yamashita K. Pulse-wave transit time with ventilator-induced variation for the prediction of fluid responsiveness // *Acute Med Surg.* – 2020. – Vol. 7, № 1. – P. 10. Doi: 10.1002/ams2.484.
29. Zhang Z., Lu B., Sheng X., Jin N. Accuracy of stroke volume variation in predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis // *J Anesth.* – 2011. – Vol. 25, № 6. – P. 904–16. Doi: 10.1007/s00540-011-1217-1.
19. Sakamoto N., Terada T., Ochiai R. Prediction of fluid responsiveness by means of stroke volume variation measured by pulse wave transit time-based cardiac output monitoring. *Toho J Med*, 2020, vol. 6, no. 1, pp. 41–47. Doi: 10.14994/tohojmed.2019-018.
20. Saugel B., Sessler D.I. Perioperative blood pressure management. *Anesthesiology*, 2021, vol. 134, no. 2, pp. 250–261. Doi: 10.1097 / ALN.0000000000003610.
21. Scheeren T.W.L., Ramsay M.A.E. New developments in haemodynamic monitoring. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2019, vol. 33, suppl 1, pp. 67–72. Doi: 10.1053/j.jvca.2019.03.043.
22. Smetkin A.A., Hussain A., Fot E.V. et al. Estimated continuous cardiac output based on pulse wave transit time in off-pump coronary artery bypass grafting: a comparison with transpulmonary thermodilution. *J Clin Monit Comput*, 2017, vol. 31, no. 2, pp. 361–370. Doi: 10.1007/s10877-016-9853-5.
23. Smetkin A.A., Hussain A., Kuzkov V.V. et al. Validation of cardiac output monitoring based on uncalibrated pulse contour analysis vs transpulmonary thermodilution during off-pump coronary artery bypass grafting. *Br J Anaesth*, 2014, vol. 112, no. 6, pp. 1024–1031. Doi: 10.1093/bja/aet489.
24. Suzuki T., Suzuki Y., Okuda J. et al. Cardiac output and stroke volume variation measured by the pulse wave transit time method: a comparison with an arterial pressure-based cardiac output system. *J Clin Monit Comput*, 2019, vol. 33, no. 3, pp. 385–392. Doi: 10.1007/s10877-018-0171-y.
25. Thonnerieux M., Alexander B., Binet C. et al. The ability of esCCO and ECOM monitors to measure trends in cardiac output during alveolar recruitment maneuver after cardiac surgery: a comparison with the pulmonary thermodilution method. *Anesth Analg*, 2015, vol. 121, no. 2, pp. 383–391. Doi: 10.1213/ANE.0000000000000753.
26. Vincent J.L., Pelosi P., Pearse R. et al. Perioperative cardiovascular monitoring of high-risk patients: a consensus of 12. *Crit Care*, 2015, vol. 19, no. 1, pp. 224. Doi: 10.1186/s13054-015-0932-7.
27. Yamada T., Tsutsui M., Sugo Y. et al. Multicenter study verifying a method of noninvasive continuous cardiac output measurement using pulse wave transit time: a comparison with intermittent bolus thermodilution cardiac output. *Anesth Analg*, 2012, vol. 115, no. 1, pp. 82–7. Doi: 10.1213/ANE.0b013e31824e2b6c.
28. Yamashita K. Pulse-wave transit time with ventilator-induced variation for the prediction of fluid responsiveness. *Acute Med Surg*, 2020, vol. 7, no. 1, pp. 10. Doi: 10.1002/ams2.484.
29. Zhang Z., Lu B., Sheng X., Jin N. Accuracy of stroke volume variation in predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis. *J Anesth*, 2011, vol. 25, no. 6, pp. 904–16. Doi: 10.1007/s00540-011-1217-1.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

ФГБОУ ВО «Северный государственный медицинский университет» МЗ РФ,
163000, Россия, г. Архангельск, пр. Троицкий, д. 51, СГМУ

ГБУЗ АО «Первая городская клиническая больница им. Е. Е. Волоевич» МЗ РФ,
163001, Россия, г. Архангельск, ул. Суворова, д. 1

Волков Дмитрий Александрович

ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии,
Северный государственный медицинский университет.
E-mail: dmitrii_volkov_93@mail.ru,
ORCID: 0000-0003-1558-9391, тел.: +7 (911) 874-14-63

Фот Евгения Владимировна

канд. мед. наук, доцент, доцент кафедры анестезиологии
и реаниматологии, Северный государственный
медицинский университет.
E-mail: ev_fot@mail.ru, ORCID: 0000-0003-0052-8086,
тел.: +7 (8182) 63-27-30

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Northern State Medical University,
51, Troitsky str., Arkhangelsk, 163000, Russia

City Clinical Hospital № 1 named after E. E. Volosevitch,
1, Suvorova str., Arkhangelsk, 163001, Russia

Volkov Dmitriy A.

Assistant Professor of the Department of Anesthesiology, Resuscitation and Intensive Care, Northern State Medical University.
E-mail: dmitrii_volkov_93@mail.ru,
ORCID: 0000-0003-1558-9391, tel.: +7 (911) 874-14-63

Fot Evgeniya V.

Cand. of Sci. (Med.), Associate Professor, Associate Professor
of Anesthesiology and Intensive Care Department,
Northern State Medical University.
E-mail: ev_fot@mail.ru, ORCID: 0000-0003-0052-8086,
tel.: +7 (8182) 63-27-30

Сметкин Алексей Анатольевич

канд. мед. наук, доцент кафедры анестезиологии и реаниматологии,
E-mail: anesth_sm@mail.ru, ORCID: 0000-0003-4133-4173,
тел.: +7 (8182) 63-27-30

Семенкова Татьяна Николаевна

врач отделения анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии, Первая городская клиническая больница им. Е. Е. Волосевич,
E-mail: semenkovatn@yandex.ru,
ORCID: 0000-0002-3062-8283, тел.: +7 (8182) 63-28-31

Паромов Константин Валентинович

канд. мед. наук, врач отделения кардиохирургической реанимации, Первая городская клиническая больница им. Е. Е. Волосевич,
E-mail: kp-82@mail.ru, ORCID: 0000-0002-5138-3617,
тел.: +7 (8182) 63-29-55

Кузьков Всеволод Владимирович

д-р мед. наук, доцент, профессор кафедры анестезиологии и реаниматологии, Северный государственный медицинский университет,
E-mail: v_kuzkov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8191-1185,
тел.: +7 (8182) 63-27-30

Киров Михаил Юрьевич

д-р мед. наук, профессор, член-корр. РАН, зав. кафедрой анестезиологии и реаниматологии, Северный государственный медицинский университет,
E-mail: mikhail_kirov@hotmail.com,
ORCID: 0000-0002-4375-3374, тел.: +7 (8182) 63-29-86

Smetkin Alexey A.

Cand. of Sci. (Med.), Associate Professor of Anesthesiology and Intensive Care Department, Northern State Medical University.
E-mail: anesth_sm@mail.ru, ORCID: 0000-0003-4133-4173,
tel.: +7 (8182) 63-27-30

Semenkova Tatyana N.

Physician of Anesthesiology and Intensive Care Department, City Clinical Hospital № 1 named after E. E. Volosevitch.
E-mail: semenkovatn@yandex.ru,
ORCID: 0000-0002-3062-8283, tel.: +7 (8182) 63-28-31

Paromov Konstantin V.

Cand. of Sci. (Med.), Physician of Anesthesiology and Intensive Care Department, City Clinical Hospital № 1 named after E. E. Volosevitch.
E-mail: kp-82@mail.ru, ORCID: 0000-0002-5138-3617,
tel.: +7 (8182) 63-29-55

Kuzkov Vsevolod V.

Dr. of Sci. (Med.), Associate Professor, Professor of Anesthesiology and Intensive Care Department, Northern State Medical University.
E-mail: v_kuzkov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8191-1185,
tel.: +7 (8182) 63-27-30

Kirov Mikhail Yu.

Dr. of Sci. (Med.), Professor, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Head of Anesthesiology and Intensive Care Department, Northern State Medical University.
E-mail: mikhail_kirov@hotmail.com,
ORCID: 0000-0002-4375-3374, tel.: (8182) 63-29-86