

9. Поллард Б. Д. Руководство по клинической анестезиологии / Пер. с англ. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – С. 913.
10. Juhaszova M., Rabuel C., Zorov D. B. et al. Protection in the aged heart: preventing the heart-break of old age? // *Cardiovasc. Research.* – 2005. – Vol. 66, № 2. – P. 233-244.
11. Mangano D. T., Browner W. S., Hollenberg M. et al. Association of perioperative myocardial ischemia with cardiac morbidity and mortality in men undergoing noncardiac surgery. The study of perioperative ischemia research group // *N. Engl. J. Med.* – 1990. – № 323. – P. 1781-1788.
12. McConachie I. *Anesthesia for the High-Risk Patient.* Second edition. New-York, USA. Cambridge University Press. – 2009. – P. 318-334.
13. Zorov D. B., Filburn C. R., Klotz L. et al. ROS-induced – ROS-release: a new phenomenon accompanying induction of the mitochondrial permeability transition cardiac myocytes // *J. Experiment. Med.* – 2000. – Vol. 192, № 7. – P. 1001-1014.

ОЦЕНКА СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА НА ОСНОВЕ НЕКАЛИБРОВАННОГО АНАЛИЗА ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПРИ АОРТОКОРОНАРНОМ ШУНТИРОВАНИИ БЕЗ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

А. Хуссейн¹, А. А. Смёткин^{1,2,3}, В. В. Кузьков^{1,2}, Л. Я. Бьёртнес³, М. Ю. Киров^{1,2,3}

ESTIMATION OF CARDIAC OUTPUT BY UNCALIBRATED PULSE WAVEFORM ANALYSIS DURING CORONARY ARTERY BYPASS GRAFT SURGERY WITHOUT EXTRACORPOREAL CIRCULATION

A. Khussein, A. A. Smetkin, V. V. Kuzkov, L. Ya. B'ertnes, M. Yu. Kirov

¹Северный государственный медицинский университет,

²Первая городская клиническая больница им. Е. Е. Волоевич, г. Архангельск

³Университет Тромсё, Норвегия

В статье представлены результаты оценки эффективности измерения сердечного выброса, основанного на некалиброванном анализе формы пульсовой волны, в сравнении с транспульмональной термодилуцией во время аортокоронарного шунтирования на работающем сердце. Новый монитор показал высокую точность, воспроизводимость и ограниченную способность отражать тенденции изменений сердечного индекса.

Ключевые слова: сердечный индекс, мониторинг гемодинамики, анализ формы пульсовой волны, транспульмональная термодилуция.

The paper gives the results of evaluating the efficiency of cardiac output measurement based on uncalibrated pulse waveform analysis versus transpulmonary thermodilution during beating-heart coronary artery bypass graft surgery. The new monitor has demonstrated high accuracy, reproducibility, and limited ability to reflect tendencies in cardiac index changes.

Key words: cardiac index, hemodynamic monitoring, pulse waveform analysis, transpulmonary thermodilution.

В последнее десятилетие появился целый ряд работ, демонстрирующих высокую эффективность целенаправленной гемодинамической и волемической терапии при оперативных вмешательствах высокого риска, в том числе при аортокоронарном шунтировании без искусственного кровообраще-

ния (АКШ без ИК) [10, 11, 13, 26, 28]. Ведущая роль в целенаправленном подходе отводится точности применяемой методики мониторинга гемодинамики. Согласно рекомендациям J.-L. Vincent et al., идеальная система гемодинамического мониторинга должна соответствовать следующим

критериям: быть точной, обеспечивать воспроизводимые измерения, представлять интерпретируемые данные, быть лёгкой в использовании и независимой от оператора, иметь быстрый отклик на изменяющиеся гемодинамические условия, не оказывать негативного влияния на пациента, иметь приемлемую стоимость и достаточную информативность для проведения терапии [32]. Тем не менее идеальной системы гемодинамического мониторинга в настоящий момент не существует. На практике при выборе мониторной системы клиницист ориентируется на такие факторы, как инвазивность, наличие технических ограничений, точность, воспроизводимость данных, наличие дополнительных гемодинамических параметров, ритм сердца и уровень личного опыта [5].

Сердечный индекс (СИ) является одним из наиболее важных параметров гемодинамики при кардиохирургических вмешательствах [3]. Традиционно СИ определяют, используя методы репульмональной и транспульмональной термодилуции (ТПГД) [1, 2]. Оба метода продемонстрировали достаточную точность и воспроизводимость и были неоднократно использованы в разных протоколах целенаправленной терапии [6, 9, 12–14, 16, 20–22, 27–30]. В то же время термодилуционные методы не являются полностью независимыми от оператора и требуют повторного введения индикатора [9, 29]. Более того, при использовании репульмональной термодилуции, требующей катетеризации лёгочной артерии, в ряде ситуаций риск осложнений может превышать пользу [14, 16, 27].

В связи с этим были разработаны альтернативные, менее инвазивные методы гемодинамического мониторинга [5, 19]. Недавно в клиническую практику был введён новый метод мониторинга СИ (Professional Arterial Flow Trending, ProAQ™, Pulsion Medical Systems, Германия), основанный на анализе формы пульсовой волны без предварительной внешней калибровки. Цель исследования – оценка эффективности мониторинга СИ, основанного на анализе формы пульсовой волны, в сравнении с методом транспульмональной термодилуции при АКШ без ИК.

Материалы и методы

Пациенты. Исследование выполнено в соответствии с Хельсинкской декларацией. Протокол исследования и информированное согласие были утверждены этическим комитетом Северного государственного медицинского университета (г. Архангельск, Россия). От каждого пациента было получено информированное согласие.

Исследование проведено на кафедре анестезиологии и реаниматологии Северного государственного медицинского университета и в Первой

городской клинической больнице им. Е. Е. Волосевич (г. Архангельск) в период с октября 2011 по апрель 2012 г. В исследование был включён 21 взрослый пациент с ишемической болезнью сердца, требующей планового АКШ без ИК, с оценкой по ASA II–III. Использовали следующие критерии исключения из исследования: возраст менее 18 и старше 80 лет, исходная фракция выброса ниже 35%, тяжёлая дисфункция клапанов сердца, значительное поражение периферических сосудов, постоянная форма фибрилляции предсердий, симулированный тип вмешательства (каротидная эндартэктомия, пластика аневризмы и т. д.) или переход на ИК.

Анестезия. Индукцию в анестезию проводили с использованием мидазолама 0,07 мг/кг (Дормикум, F. Hoffmann-La Roche Ltd., Швейцария), пропофола 1 мг/кг (Диприван, AstraZeneca, Великобритания) и фентанила 3–4 мкг/кг (фентанил, Московский эндокринный завод, Россия). Мышечную релаксацию во время индукции в анестезию осуществляли введением пипекурония бромида (Ардуан, Gedeon Richter, Венгрия) 0,1 мг/кг и поддерживали повторным болюсным введением препарата в дозе 0,015 мг/кг. Поддержание анестезии выполняли с использованием севофлурана (Севоран, Abbott, США) 0,5–3,0 об. % и фентанила 1–3 мкг/(кг · ч⁻¹). Искусственную вентиляцию лёгких во время операции проводили по полужакрытому контуру (Fabiuss, Dräger, Германия) с FiO₂ = 50%, дыхательным объёмом 7–8 мл/кг предсказанной массы тела, частотой дыхания 12–14 /мин, положительным давлением в конце выдоха 4 см вод. ст. и потоком свежего газа 1 л/мин.

Базовая инфузионная терапия включала введение раствора Рингера со скоростью 6–7 мл/(кг · ч⁻¹) до и во время операции и 2–3 мл/(кг · ч⁻¹) в первые 6 ч после операции. Пациентам с гиповолемией (индекс глобального конечно-диастолического объёма (ИГКДО) < 680 мл/м²) осуществляли болюсное введение 500 мл 6% гидроксиэтилкрахмала 130/0,42 (6% Tetraspan, B. Braun, Германия) в течение 30 мин для поддержания ИГКДО 680–800 мл/м². Инфузию повторяли по мере необходимости до общего объёма коллоидного препарата 1 000 мл.

Всех пациентов оперировали кардиохирурги одной бригады. Для стабилизации поверхности сердца было использовано устройство Acrobat SUV OM-9000S (Guidant, Санта Клара, США).

Измерения и сбор данных. После индукции в анестезию выполняли катетеризацию центральной вены трёхпросветным катетером 8,5F. С целью проведения инвазивного мониторинга гемодинамики осуществляли катетеризацию бедренной артерии термодилуционным катетером 5F (Pulsiocath PV2015L20, Pulsion). Катетер со-

единяли с монитором PiCCO₂ (Pulsion Medical Systems, Германия) для проведения ТПТД и мониторинга СИ (SI_{TPTD}), ИГКДО, индекса внесосудистой воды лёгких (ИВСВЛ), среднего артериального давления (САД), индекса системного сосудистого сопротивления (ИССС) и вариаций ударного объёма (ВУО). Измерение SI_{TPTD} проводили введением 15 мл холодного ($< 8^{\circ}C$) 5% раствора глюкозы через центральный венозный катетер. Среднее значение трёх измерений с вариациями $< 10\%$ использовали для последующего анализа данных. Параллельно бедренный термодилуционный катетер был соединён с монитором ProAQT для постоянного измерения СИ на основе некалиброванного анализа формы пульсовой волны ($SI_{НАПВ}$). Данная технология не нуждается в дополнительной внешней калибровке, а определяет значение СИ на основе анализа формы кривой артериального давления с частотой 250 Гц с учётом биометрических характеристик пациента.

Гемодинамические параметры регистрировали одновременно с обоих мониторов после индукции в анестезию, после стернотомии, во время наложения стабилизатора на поверхность сердца, после восстановления кровотока по шунтам, в конце операции и через 2, 4, 6 и 24 ч после операции.

Статистическая обработка. Для статистического анализа использовали пакет прикладных программ SPSS (версия 14.0; SPSS Inc., США). Нормальность распределения данных оценивали с помощью теста Шапиро – Вилка. Данные представлены как среднее арифметическое $\pm$ среднеквадратичное отклонение и медиана (25-й – 75-й процентиля). Данные повторных измерений в зависимости от распределения оценивали с помощью дисперсионного анализа для повторных измерений с последующей оценкой с использованием теста контрастов или теста Фридмана с последующим тестом Уилкоксона.

Для оценки корреляционной связи между данными, получаемыми с помощью ТПТД и с помощью анализа формы пульсовой волны, использовали корреляционные коэффициенты r Пирсона или ρ Спирмана. Для определения согласованности между SI_{TPTD} и $SI_{НАПВ}$ применяли анализ Бланда – Альтмана с оценкой средних различий двух методов и границы согласия ($\pm 1,96$ стандартного отклонения средних различий) для всех пар данных вместе и для каждого этапа измерения индивидуально. Для расчёта процента ошибки использовали следующее уравнение: $1,96 \times$ среднеквадратичное отклонение среднего различия методов / среднее арифметическое значение СИ двух методов $\times 100\%$, рекомендованное L. A. Critchley и J. A. Critchley [9, 14].

Для оценки возможности метода анализа формы пульсовой волны отслеживать тенден-

цию изменений СИ определяли корреляционный коэффициент между SI_{TPTD} и $SI_{НАПВ}$ для последовательных измерений у каждого отдельного пациента. После вычисления разницы СИ (ΔSI) между двумя последовательными измерениями с помощью обоих методов (ΔSI_{TPTD} и $\Delta SI_{НАПВ}$ соответственно), вычитая предыдущее значение из последующего, выполнено построение четырёхпольной диаграммы последовательных изменений СИ и модифицированной диаграммы Бланда – Альтмана. Кроме того, для оценки возможности метода анализа формы пульсовой волны отслеживать направленность изменений СИ определяли коэффициент конкордантности изменений в последовательных измерениях. Конкордантность вычисляли как процент пар данных, имевших одинаково направленные изменения при последовательных измерениях. Пары данных, имевшие $\Delta SI_{TPTD} < 0,5$ л/(мин $\cdot$ м²), исключали из анализа конкордантности [17].

Для всех тестов значение $p < 0,05$ являлось статистически значимым.

Результаты

Один пациент был исключён из исследования в связи с нестабильностью гемодинамики, потребовавшей перевода на ИК. Основные характеристики пациентов и биометрические показатели представлены в табл. 1. Семи пациентам потребовалась инотропная и вазопрессорная поддержка добутамином и эфедринном на разных этапах исследования, в общей сложности в 19 эпизодах.

Гемодинамические и волюметрические показатели представлены в табл. 2. В ходе исследования наблюдали достоверное увеличение СИ с этапа наложения стабилизирующего устройства на поверхность сердца и до 24 ч после операции с параллельным снижением ИССС. Показатель САД повышался через 4 и 6 ч после операции. Кроме того, после операции отмечали повышение показателей

Таблица 1
Основные характеристики пациентов

Характеристики	Значения
Возраст, лет	64,6 $\pm$ 9,1
Пол, мужской/женский, %	75 / 25
Рост, см	169,4 $\pm$ 8,0
Масса тела, кг	82,9 $\pm$ 12,4
ИМТ, кг/м ²	28,9 $\pm$ 4,8
Исходная фракция выброса левого желудочка, %	61 $\pm$ 7

Примечание: данные представлены как среднее арифметическое $\pm$ среднеквадратичное отклонение или проценты. ИМТ – индекс массы тела.

Таблица 2

Изменения гемодинамических и волнометрических показателей во время операции и в послеоперационном периоде

Параметры	После индукции в анестезию	После стернотомии	После наложения стаблизатора	После восстановления кровотока по шунтам	Конец операции	2 ч после операции	4 ч после операции	6 ч после операции	24 ч после операции
СИ _{НАПВ} [*] л/(мин · м ²)	1,83 ± 0,39	2,00 ± 0,30	2,34 ± 0,33*	2,38 ± 0,46*	2,39 ± 0,53*	3,07 ± 0,72*	3,12 ± 0,48*	3,21 ± 0,53*	3,17 ± 0,70*
СИ _{ПТД} [*] л/(мин · м ²)	1,94 ± 0,36	2,09 ± 0,33	2,52 ± 0,44*	2,67 ± 0,48*	2,50 ± 0,59*	3,33 ± 0,74*	3,31 ± 0,51*	3,50 ± 0,47*	3,19 ± 0,54*
ИССС, длн × с × см ⁵ /м ²	2 619 ± 636	2 462 ± 648	1 915 ± 483*	2 011 ± 467*	2 130 ± 553	1 982 ± 401*	2 007 ± 535*	1 924 ± 425*	1 913 ± 375*
САД, мм рт. ст.	73 ± 10	74 ± 14	71 ± 8	75 ± 9	78 ± 11	83 ± 13	89 ± 15*	90 ± 14*	82 ± 11
ИГКДО, мл/м ²	753 ± 148	751 ± 103	741 ± 112	789 ± 143	736 ± 126	751 ± 151	747 ± 126	758 ± 126	881 ± 151*
ИВСВЛ, мл/кг	7,0 (5,0–9,0)	8,0 (6,0–9,0)	8,0 (7,0–9,0)	7,0 (7,0–10,0)	8,0 (6,0–9,0)	7,0 (6,0–7,8)	6,0 (5,0–7,0)	7,0 (5,0–8,0)	7,0 (6,0–8,8)
ВУО, %	7,5 (5,0–10,0)	6,0 (5,5–8,8)	4,0 (3,0–7,0)	8,0 (6,0–11,0)	9,0 (6,0–15,0)	10,0 (6,0–13,8)	11,0 (8,0–15,0)*	7,5 (6,0–10,3)	10,0 (7,0–15,0)

Примечание: данные представлены как среднее арифметическое ± среднее квадратичное отклонение или медиана (25-й – 75-й процентиля). * $p < 0,05$ по сравнению с этапом после индукции в анестезию. СИ_{НАПВ} – сердечный индекс, измеренный с помощью метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны; СИ_{ПТД} – сердечный индекс, измеренный с использованием метода транспульмональной термодилуции; ИССС – индекс системного сосудистого сопротивления; САД – среднее артериальное давление; ИГКДО – индекс глобального конечно-диастолического объема; ИВСВЛ – индекс внесосудистой воды легких; ВУО – вариации ударного объема.

ИГКДО и ВУО ($p < 0,05$). Показатель ИВСВЛ не изменялся.

В общей сложности в результате измерений СИ получено 180 пар данных. Девять пар данных с резко выделяющимися из общей выборки значениями исключили из дальнейшего анализа. Медиана (25-й – 75-й процентиля) всех значений СИ_{ПТД} составила 2,68 (2,17–3,28) л/(мин · м²), СИ_{НАПВ} – 2,50 (2,02–3,12) л/(мин · м²). Статистически значимых различий между данными показателями не найдено. При анализе данных выявили значимую корреляционную связь между СИ_{НАПВ} и СИ_{ПТД} ($\rho = 0,836$, $p < 0,001$). Для всех включенных в анализ пар данных средняя разница между СИ_{НАПВ} и СИ_{ПТД} составила 0,14 л/(мин · м²) с границей согласия 0,81 л/(мин · м²) и процентом ошибки 30% (рис. 1).

В табл. 3 представлены коэффициенты корреляции, результаты анализа по Бланду – Альтману и процент ошибки измерения СИ с использованием двух методов на разных этапах исследования. Выявлена значительная корреляция между СИ_{НАПВ} и СИ_{ПТД} на каждом этапе исследования с некоторой недооценкой СИ с помощью метода анализа формы пульсовой волны в сравнении с СИ_{ПТД} и процентом ошибки в пределах 28–37%. Вариации разницы средних значений СИ, определенных с применением обо-

их методов, коррелировали с ИССС ($\rho = 0,3$, $p < 0,01$).

Последовательные значения СИ, измеренные с помощью обоих методов у каждого отдельного пациента, тесно коррелировали между собой: медиана (25-й–75-й процентиля) значений r Пирсона составила 0,92 (0,86–0,94). На рис. 2 представлена четырехпольная диаграмма соотношений значений Δ СИ_{НАПВ} и значений Δ СИ_{ПТД}. Выявлена приемлемая способность метода анализа формы пульсовой волны отслеживать тенденцию изменений СИ ($r = 0,65$, $p < 0,01$). Модифицированная диаграмма Бланда – Альтмана демонстрирует разницу между средними значениями Δ СИ_{НАПВ} и Δ СИ_{ПТД} 0,02 л/(мин · м²) и границей согласия ± 0,77 л/(мин · м²) (рис. 3). Направление изменений СИ среди 45 пар данных, включенных в анализ конкордантности, совпадало в 38 парах, с коэффициентом конкордантности 84%.

Обсуждение

В результате исследования продемонстрировано, что результаты измерения СИ с помощью некалиброванного анализа формы пульсовой волны во время АКШ без ИК хорошо согласуются с данными ПТД. Однако способность систе-

Таблица 3

Коэффициенты корреляции, результаты анализа по Бланду – Альтману и процент ошибки исследуемого метода в периоперационном периоде

Параметры	После индукции в анестезию	После стернотомии	После наложения стабилизатора	После восстановления кровотока по шунтам	Конец операции	2 ч после операции	4 ч после операции	6 ч после операции	24 ч после операции
r	0,53	0,56	0,61	0,65	0,81	0,69	0,59	0,57	0,67
p	0,015	0,01	< 0,01	< 0,01	< 0,01	< 0,01	< 0,01	0,013	< 0,01
Разность средних значений СИ	-0,11	-0,09	-0,19	-0,21	-0,16	-0,13	-0,20	-0,18	-0,02
± 1,96 СКО	0,71	0,58	0,70	0,75	0,69	1,07	0,88	0,92	1,03
Процент ошибки	37	28	29	29	28	33	28	28	32

Примечание: СКО – среднееквадратичное отклонение; СИ – сердечный индекс.

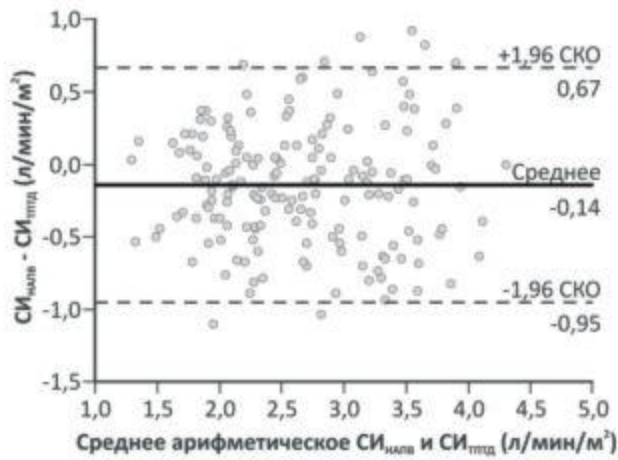


Рис. 1. Диаграмма Бланда – Альтмана для сердечного индекса, измеренного с помощью анализа формы пульсовой волны и транспульмональной термодиллюции. $И_{налив}$ – сердечный индекс, определённый с помощью метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны; $СИ_{титд}$ – сердечный индекс, определённый с использованием метода транспульмональной термодиллюции; СКО – среднееквадратичное отклонение

мы следовать за изменениями СИ недостаточно эффективна.

В ходе исследования наблюдали типичные для АКШ без ИК изменения гемодинамики [18, 28]. СИ, измеренный с использованием обоих методов, улучшался с этапа стабилизации сердца. Параллельно с этим отмечали снижение ИССС. Эти результаты согласуются с данными других авторов и наших более ранних работ и могут быть объяснены постепенным снижением кардиодепрессивного эффекта пропофола, использованного для индукции анестезии [2]. Кроме того, улучшение функции миокарда может быть следствием коронарной реваскуляризации, прекращения хирургического вмешательства и анестезии. Повышение САД че-

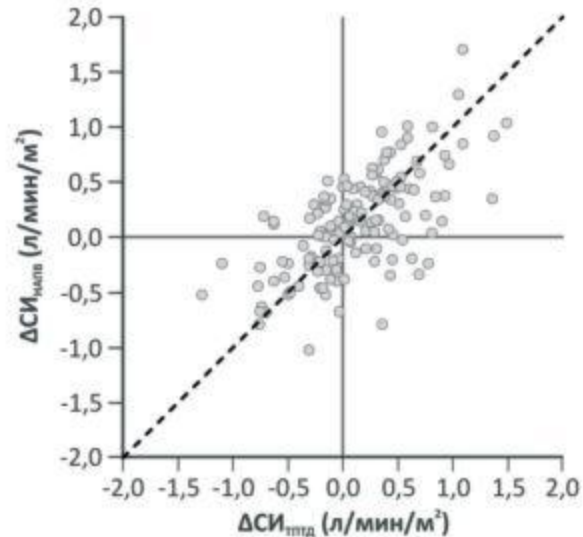


Рис. 2. Четырёхпольная диаграмма соотношения трендов изменений сердечных индексов, измеренных с применением метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны и метода транспульмональной термодиллюции.

$\Delta СИ_{титд}$ – динамика сердечного индекса, измеренного с помощью метода транспульмональной термодиллюции; $\Delta СИ_{налив}$ – динамика сердечного индекса, измеренного с использованием метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны; пунктирная линия – линия тождественности ($X = Y$)

рез 4 и 6 ч после операции может быть обусловлено пробуждением пациентов после анестезии [13, 15, 18, 28]. Значения ИГКДО и ВУО повышались к концу исследования, а показатель ИВСВЛ оставался стабильным в течение всего периода наблюдения, что может быть связано с целенаправленной оптимизацией гемодинамики во время исследования.

Не вызывает сомнения факт, что результаты измерения СИ могут повлиять на тактику ве-

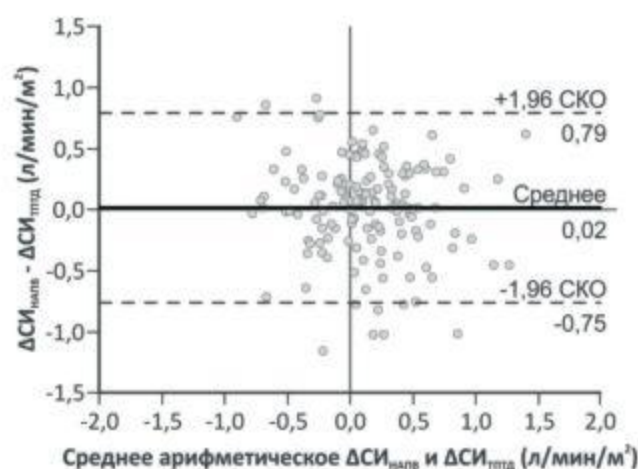


Рис. 3. Модифицированная диаграмма Бланда – Альтмана, отражающая соотношение изменений сердечных индексов, измеренных с помощью метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны и метода транспульмональной термодилуции.

$\Delta SI_{\text{тпд}}$ – динамика сердечного индекса, измеренного с помощью метода транспульмональной термодилуции;
 $\Delta SI_{\text{налив}}$ – динамика сердечного индекса, измеренного с использованием метода некалиброванного анализа формы пульсовой волны; СКО – среднеквадратичное отклонение.

дения пациента, особенно если СИ снижается до критического значения. В связи с этим для решения вопроса о дальнейших диагностических и/или лечебных вмешательствах важно использовать точный и воспроизводимый метод измерения СИ. Выявили, что СИ, измеренный с помощью анализа формы пульсовой волны, несколько занижает значение СИ, полученного с помощью метода ТПТД, со средней разницей $-0,14 \text{ л/мин} \cdot \text{м}^2$ и с границей согласия $\pm 0,81 \text{ л/мин} \cdot \text{м}^2$. Кроме того, вариация разниц измерения СИ с использованием обоих методов (табл. 3) коррелировала с ИССС ($\rho = 0,3$, $p < 0,01$). Подобный эффект описан и другими авторами, исследовавшими различные «менее инвазивные» методики мониторинга гемодинамики, и может быть объяснен влиянием изменений сопротивления и податливости стенок сосудистого русла на анализ кривой артериального давления [7, 23]. В то же время мы отметили слабую корреляцию между СИ и ИССС, что, вероятно, свидетельствует о стабильности исследуемого монитора в отношении возможного влияния изменений механических свойств сосудов.

Оценивая новый метод измерения СИ, для проведения сравнений важно выбрать точный и воспроизводимый референтный метод. L. A. Critchley и J. A. Critchley показали, что если использовать термодилуционный метод как референтный, следует принять допущение, что точность самого термодилуционного определения СИ составляет $\pm 20\%$. Такой же точностью должен

обладать оцениваемый метод, формируя общую границу согласия $\pm 28\%$, которая с целью упрощения интерпретации округлена до $\pm 30\%$. В настоящее время данное значение процента ошибки при оценке нового метода гемодинамического мониторинга является общепринятым. Процент ошибки по всем парам данных в нашем исследовании составил 30% , что укладывается в рекомендованное значение [9]. Однако индивидуальные значения процента ошибки на разных этапах исследования варьировали от 28 до 37% , при этом высокие значения отмечали после индукции анестезии и через 2 и 24 ч после операции. Интересно отметить, что в недавно проведенном метаанализе P. J. Peyton и S. W. Chong подвергли сомнению точность предложенного L. A. Critchley и J. A. Critchley порогового значения процента ошибки [25]. Основываясь на анализе 47 исследований, сравнивающих различные минимально инвазивные методы измерения СИ с термодилуционным, авторы предложили пороговое значение границы согласия в 45% , что, по их мнению, более реалистично отражает приемлемую воспроизводимость измерений СИ в клинической практике.

К сожалению, несмотря на корреляционные связи между последовательными парами данных у каждого отдельного пациента, в целом метод анализа формы пульсовой волны показал ограниченную способность следовать за изменениями СИ. Согласно результатам анализа четырехпольной диаграммы трендов, изменения $SI_{\text{налив}}$ умеренно коррелируют с изменениями $SI_{\text{тпд}}$ ($r = 0,65$, $p < 0,01$). В то же время при анализе модифицированной диаграммы Бланда – Альтмана, оценивающей абсолютные изменения СИ в ходе применения обоих методов, выявлена низкая разница между средними значениями измеряемых параметров, но относительно широкая граница согласия, демонстрирующая низкую точность оценки величины изменений СИ методом анализа формы пульсовой волны. Вместе с тем коэффициент конкордантности в нашем исследовании составил 84% . Низкое значение конкордантности показывает, что метод анализа формы пульсовой волны обладает недостаточной способностью отслеживать направленность изменений СИ. В результате ранее проведенных исследований было показано, что при использовании критерия исключения $\Delta SI_{\text{тпд}} < 0,5 \text{ л/мин} \cdot \text{м}^2$ конкордантность между двумя методами мониторинга СИ должна быть $> 90\%$ [17]. Отчасти полученные результаты могут быть объяснены чрезмерной консервативностью использованных статистических критериев.

Наше исследование имеет ряд ограничений. В качестве референтного использовали метод термодилуции. Однако, несмотря на наибольшую распространённость данного метода измерения СИ,

ошибка воспроизводимости как для препульмональной, так и ТПГД составляет 13–22% [15, 31]. В то же время в клинической практике невозможно использовать более точные референтные методы, такие как, например, трансаортальная доплеровская флоуметрия. В данном исследовании использовали бедренный артериальный катетер как для анализа формы пульсовой волны, так и для транспульмональной термодилуции. В связи с этим для оценки эффективности метода анализа формы пульсовой волны при использовании менее инвазивного доступа – лучевой артерии – требуется проведение дальнейших исследований. Кроме того, важно отметить, что данное исследование выполнено в специфических условиях АКШ без ИК с относительно ограниченной вариабельностью сердечного выброса. В связи с этим необходимо проведение дальнейшей работы по оценке эффективности некалиброванного анализа формы пульсовой волны в ситуациях с различными гемодинамическими профилями.

Выводы

В условиях АКШ без ИК метод оценки СИ, основанный на анализе формы пульсовой волны, в сравнении с методом ТПГД показал высокую точность с приемлемым для клинической практики процентом ошибки. В то же время анализ формы пульсовой волны показал недостаточную способность отслеживать тенденции изменений СИ. В связи с этим, используя мониторинг сердечного выброса, основанный на анализе формы пульсовой волны, при аортокоронарном шунтировании на работающем сердце следует принимать во внимание его ограничения.

ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:

Северный государственный медицинский университет

163000, г. Архангельск, Троицкий просп., 51.

Хуссейн Айяз

аспирант кафедры анестезиологии и реаниматологии.

Факс: +7(8182) 63-27-30.

E-mail: ayuz@mail.ru

Сметкин Алексей Анатольевич

кандидат медицинских наук, ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии.

E-mail: anesh_sm@mail.ru

Кузьков Всеволод Владимирович

доктор медицинских наук, доцент кафедры анестезиологии и реаниматологии.

E-mail: v_kuzkov@mail.ru

Киров Михаил Юрьевич

доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии.

E-mail: mikhael_kirov@hotmail.com

Бьёртнес Ларс

Университет Тромсё

профессор кафедры клинической медицины (анестезиологии).

MH-Breivika, Tromsø, 9038, Norway.

E-mail: lars.bjertnaes@uit.no.

Тел./факс: +4777644000; +4777645300.

Литература

1. Галстян Г. М., Бычинин М. В., Городецкий В. М. Изменение сердечного выброса и внутригрудных объемов крови методами транспульмональной термодилуции и ультразвуковой дилуции: сходство и различия // Анестезиол. и реаниматол. – 2011. – Т. 3. – С. 48–53.
2. Киров М. Ю., Ленькин А. И., Кузьков В. В. Применение волюметрического мониторинга на основе транспульмональной термодилуции при кардиохирургических вмешательствах // Общ. реаниматол. – 2005. – Т. 1, № 6. – С. 70–79.
3. Козлов И. А., Кричевский Л. А. Модифицированная транспульмональная термодилуция в кардиоанестезиологии и интенсивной терапии // Вестн. интенс. терапии. – 2004. – Т. 3. – С. 36–40.
4. Толстова И. А., Аксельрод Б. А., Яворовский А. Г. Диагностика волевических нарушений у кардиохирургических больных: современное состояние проблемы // Анестезиол. и реаниматол. – 2010. – Т. 2. – С. 60–66.
5. Alhashemi J. A., Cecconi M., Hofer C. K. Cardiac output monitoring: an integrative perspective // Crit. Care. – 2011. – Vol. 15, № 2. – P. 214.
6. Berlaak J. F., Abrams J. H., Gilmour I. J. et al. Preoperative optimization of cardiovascular hemodynamics improves outcome in peripheral vascular surgery. A prospective, randomized clinical trial // Ann. Surg. – 1991. – Vol. 214, № 3. – P. 289–299.
7. Biancofiore G., Critchley L. A. H., Lee A. et al. Evaluation of an uncalibrated arterial pulse contour cardiac output monitoring system in cirrhotic patients undergoing liver surgery // Br. J. Anaesth. – 2009. – Vol. 102, № 1. – P. 47–54.
8. Cannesson M., Pestel G., Ricks C. et al. Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery: a survey among North American and European anesthesiologists // Crit. Care. – 2011. – Vol. 15, № 4. – P. R197.

9. 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, № 2. – P. 85–91.
10. Dalfino L., Giglio M. T., Puntillo F. et al. Haemodynamic goal-directed therapy and postoperative infections: earlier is better. A systematic review and meta-analysis // *Crit. Care.* – 2011. – Vol. 15, № 3. – P. R154.
11. Donati A., Loggi S., Preiser J.-C. et al. Goal-directed intraoperative therapy reduces morbidity and length of hospital stay in high-risk surgical patients // *Chest.* – 2007. – Vol. 132, № 6. – P. 1817–1824.
12. Gädje O., Thiel C., Lamm P. et al. Less invasive, continuous hemodynamic monitoring during minimally invasive coronary surgery // *Ann. Thorac. Surg.* – 1999. – Vol. 68, № 4. – P. 1532–1536.
13. Goepfert M. S. G., Reuter D. A., Akyol D. et al. Goal-directed fluid management reduces vasopressor and catecholamine use in cardiac surgery patients // *Intens. Care Med.* – 2007. – Vol. 33, № 1. – P. 96–103.
14. Hadian M., Pinsky M. R. Evidence-based review of the use of the pulmonary artery catheter: impact data and complications // *Crit. Care.* – 2006. – Vol. 10, Suppl. 3. – P. S8.
15. Halvorsen P. S., Espinoza A., Lundblad R. et al. Agreement between PiCCO pulse-contour analysis, pulmonary artery thermodilution and transthoracic thermodilution during off-pump coronary artery by-pass surgery // *Acta Anaesthesiol. Scand.* – 2006. – Vol. 50, № 9. – P. 1050–1057.
16. Harvey S., Harrison D. A., Singer M. et al. Assessment of the clinical effectiveness of pulmonary artery catheters in management of patients in intensive care (PAC-Man): a randomised controlled trial // *Lancet.* – 2005. – Vol. 366, № 9484. – P. 472–477.
17. Jansen J. R., Schreuder J. J., Mulier J. P. et al. A comparison of cardiac output derived from the arterial pressure wave against thermodilution in cardiac surgery patients // *Br. J. Anaesth.* – 2001. – Vol. 87, № 2. – P. 212–222.
18. Kirov M. Y., Lenkin A. I., Kuzkov V. V. et al. Single transpulmonary thermodilution in off-pump coronary artery bypass grafting: haemodynamic changes and effects of different anaesthetic techniques // *Acta Anaesthesiol. Scand.* – 2007. – Vol. 51, № 4. – P. 426–433.
19. 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.
20. Lenkin A. I., Kirov M. Y., Kuzkov V. V. et al. Comparison of goal-directed hemodynamic optimization using pulmonary artery catheter and transpulmonary thermodilution in combined valve repair: a randomized clinical trial // *Crit. Care Res. Pract.* – 2012. – Vol. 2012. – P. 821218.
21. Monnet X., Persichini R., Ktari M. et al. Precision of the transpulmonary thermodilution measurements // *Crit. Care.* – 2011. – Vol. 15, № 4. – P. R204.
22. Ostergaard M., Nielsen J., Rasmussen J. P. et al. Cardiac output pulse contour analysis vs. pulmonary artery thermodilution // *Acta Anaesthesiol. Scand.* – 2006. – Vol. 50, № 9. – P. 1044–1049.
23. Palmers P.-J., Vidts W., Ameloot K. et al. Assessment of three minimally invasive continuous cardiac output measurement methods in critically ill patients and a review of the literature // *Anesthesiol. Intens. Therapy.* – 2013. – Vol. 44, № 4. – P. 213–224.
24. Perrino A. C. Jr, Harris S. N., Luther M. A. Intraoperative determination of cardiac output using multiplane transesophageal echocardiography: a comparison to thermodilution // *Anesthesiology.* – 1998. – Vol. 89, № 2. – P. 350–357.
25. 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, № 5. – P. 1220–1235.
26. Rhodes A., Cecconi M., Hamilton M. et al. Goal-directed therapy in high-risk surgical patients: a 15-year follow-up study // *Intens. Care Med.* – 2010. – Vol. 36, № 8. – P. 1327–1332.
27. Sandham J. D., Hull R. D., Brant R. F. et al. A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients // *N. Engl. J. Med.* – 2003. – Vol. 348, № 1. – P. 5–14.
28. Smetkin A. A., Kirov M. Y., Kuzkov V. V. et al. Single transpulmonary thermodilution and continuous monitoring of central venous oxygen saturation during off-pump coronary surgery // *Acta Anaesthesiol. Scand.* – 2009. – Vol. 53, № 4. – P. 505–514.
29. Sommers M. S., Woods S. L., Courtade M. A. Issues in methods and measurement of thermodilution cardiac output // *Nurs. Res.* – 1993. – Vol. 42, № 4. – P. 228–233.
30. Spöhr F., Hettrich P., Bauer H. et al. Comparison of two methods for enhanced continuous circulatory monitoring in patients with septic shock // *Intens. Care Med.* – 2007. – Vol. 33, № 10. – P. 1805–1810.
31. Stetz C. W., Miller R. G., Kelly G. E. et al. Reliability of the thermodilution method in the determination of cardiac output in clinical practice // *Am. Rev. Respir. Dis.* – 1982. – Vol. 126, № 6. – P. 1001–1004.
32. Vincent J.-L., Rhodes A., Perel A. et al. Clinical review: Update on hemodynamic monitoring – a consensus of 16 // *Crit. Care.* – 2011. – Vol. 15, № 4. – P. 229.