

УДК 617-089.844; 617-7

DOI 10.17802/2306-1278-2020-9-1-34-41

**СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА НЕПОСРЕДСТВЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ИМПЛАНТАЦИИ СОВРЕМЕННЫХ КАРКАСНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОТЕЗОВ PERIMOUNT, ASPIRE, HANCOCK II И «ЮНИЛАЙН» В АОРТАЛЬНУЮ ПОЗИЦИЮ****М.А. Сазоненков** , **Х.Х. Исмаев, С.В. Поповичев, Е.И. Присяжнюк, Е.И. Селюкова,****Ю.К. Гречишкина, И.Б. Коваленко, В.Ф. Куликовский***Областное государственное бюджетное учреждение здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», ул. Некрасова 8/9, Белгород, Российская Федерация, 308007***Основные положения**

- Представлено сравнение гемодинамических показателей каркасных биопротезов трех типоразмеров в аортальной позиции.
- Впервые описаны сравнительные результаты биологических протезов четырех производителей.

<b>Цель</b>	Вопрос оптимальной замены аортального клапана еще не решен. Мы использовали каркасные биопротезы четырех производителей для протезирования аортального клапана у пациентов старшей возрастной группы. Задачей исследования было сравнить гемодинамику четырех типов протезов трех размеров (21, 23 и 25 мм).
<b>Материалы и методы</b>	Ретроспективно проанализировано 145 случаев имплантации в аортальную позицию биологических протезов трех типоразмеров – 21 мм (n = 50), 23 мм (n = 66), 25 мм (n = 29), выполненных с 2007 по 2018 г. Использованы каркасные биопротезы четырех производителей: Perimount (Carpentier-Edwards, США), Aspire (Vascutek, США), Hancock II (Medtronic, США) и «ЮниЛайн» (ЗАО «НеоКор», Россия). Функцию биопротезов оценивали по данным трансэхокардиальной эхокардиографии на 10–14-е сутки после операции.
<b>Результаты</b>	Для моделей 21-го типоразмера максимальный градиент давления составил 36,4±9,9 (Hancock II), 28,6±10,1 (Perimount), 24,1±7,0 («ЮниЛайн») мм рт. ст. Соотношение ударного объема (УО) / SV / Δp max / площади поверхности тела (ППТ) было 0,75±0,9 (Hancock II), 1,24±0,55 (Perimount), 1,45±7,0 («ЮниЛайн») мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> соответственно. Для моделей 23-го типоразмера максимальный градиент давления составил 33,1±10,5 (Hancock II), 23,3±8,6 (Perimount), 18,0±5,7 («ЮниЛайн») и 35,9±10,8 (Aspire) мм рт. ст. Соотношение УО / SV / Δp max / ППТ было 0,96±0,35 (Hancock II), 1,56±1,14 (Perimount), 2,10±0,18 («ЮниЛайн») и 0,89±0,33 (Aspire) мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> соответственно. У реципиентов моделей 25-го типоразмера максимальный градиент давления составил 26,7±9,7 (Perimount), 17,6±9,0 («ЮниЛайн») и 27,9±9,1 (Aspire) мм рт. ст. Соотношение УО / SV / Δp max / ППТ было 1,25±0,63 (Perimount), 2,50±0,0,92 («ЮниЛайн») и 1,27±0,27 (Aspire) мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> соответственно.
<b>Заключение</b>	В непосредственном послеоперационном периоде биологические протезы «ЮниЛайн» 21-, 23- и 25-го типоразмеров продемонстрировали наименьший пиковый градиент давления, наибольший ударный объем левого желудочка и лучшую периферическую перфузию тканей, что предполагает их большую долговечность. Также у реципиентов «ЮниЛайн» отмечены улучшение систолической и диастолической функций левого желудочка и более полный регресс его гипертрофии.
<b>Ключевые слова</b>	Каркасные биопротезы • Аортальная позиция • Гемодинамика

*Поступила в редакцию: 23.10.19; поступила после доработки: 10.11.19; принята к печати: 03.12.19***COMPARATIVE ASSESSMENT OF IMMEDIATE OUTCOMES OF AORTIC VALVE REPLACEMENT WITH CE PERIMOUNT, ASPIRE, HANCOCK-2, UNILINE****M.A. Sazonenkov** , **H.H. Ismatov, S.V. Popovichev, E.I. Prisyazhnyuk, E.I. Selyukova,****Yu.K. Grechishkina, I.B. Kovalenko, V.F. Kulikovskij***Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph, 8/9, Nekrasova St., Belgorod, Russian Federation, 308007**Для корреспонденции: Максим Александрович Сазоненков, [sazonenkov@mail.ru](mailto:sazonenkov@mail.ru); адрес: ул. Некрасова 8/9, Белгород, Россия, 308007**Corresponding author: Sazonenkov Maksim A., e-mail: [sazonenkov@mail.ru](mailto:sazonenkov@mail.ru); address: Russian Federation, 308007, Belgorod, 8/9, Nekrasova St.*

**Highlights**

- Hemodynamic comparison of stented bioprostheses (sizes 21, 23, 25) for aortic valve replacement is reported.
- Clinical outcomes after aortic valve replacement with four different bioprostheses are compared.

**Aim** To compare hemodynamics between four different aortic tissue valves implanted in the elder patients. The stented bioprostheses sizes were 21, 23, and 25. All bioprostheses were produced by different manufacturers.

**Methods** 135 patients who underwent aortic valve replacement at the Belgorod Regional Clinical Hospital in the period from January 01, 2007 to June 01, 2018 were included in the retrospective non-randomized clinical study. Implantation of 21 mm tissue heart valves was performed in 50 patients, 23 mm - in 66 patients, and 25 mm - in 29 patients. Stented bioprostheses Carpentier-Edwards PERIMOUNT (Edwards, USA), Aspire (Vascutek, USA), Hancock-2 (Medtronic, USA), and UniLine (NeoCor, Russia) were used in the study.

**Results** Valve function was estimated by transthoracic echocardiography at days 10-14 postoperatively. Peak gradient, left ventricular stroke volume, the ratio between stroke volume and maximum gradient ( $SV/\Delta p_{max}$ ), the ratio between  $SV/\Delta p_{max}$  and BSA were measured in all patients. The stented UniLine tissue heart valve (NeoCor) demonstrated superior hydrodynamic parameters, whereas stented Hancock-2 tissue heart valve had inferior ones.

**Conclusion** Patients who underwent aortic valve replacement with UniLine (NeoCor) reported low peak gradient, improved stroke volume and better peripheral perfusion in the immediate postoperative period. Obtained data suggest that UniLine is more durable and results in better systolic and diastolic left ventricle function, leading to left ventricle hypertrophy regression.

**Keywords** Stented bioprostheses • Aortic position • Hemodynamic assessment

*Received: 23.10.19; received in revised form: 10.11.19; accepted: 03.12.19*

**Список сокращений**

Q – объемный расход жидкости	ПГ ( $\Delta p_{max}$ ) – пиковый градиент давления на протезе
V – скорость потока крови	ЭПО – эффективное проходное отверстие биопротеза
S – площадь поперечного сечения	ППТ – площадь поверхности тела
УО – ударный объем	ЛЖ – левый желудочек

**Введение**

К техническим характеристикам каркасных биопротезов, снижающим механические нагрузки на биологическую ткань, относятся эффективное отверстие, равная толщина створок, их симметричное расположение [1, 2], правильный выбор материала каркаса и его пропорции [3, 4]. Пульсирующий поток вызывает износ и дегенерацию коллагеновых и эластиновых волокон створок с их последующей кальцификацией. Противостоять этому воздействию можно выбором способа химической обработки створок, в наименьшей мере изменяющей волокнистый каркас створок, их гибкость и эластичность, а также созданием оптимальной конструкции биопротеза. Последняя должна в наибольшей степени демпфировать воздействие пульсирующего потока крови.

Также долговечность биологических протезов клапанов сердца обуславливается биологической инертностью (сниженной иммуногенностью). Общеизвестен постимплантационный иммунный ответ организма на чужеродную биологическую ткань протеза клапана. Этот ответ снижается путем химической стабилизации. Применяются разнообразные методы химической, барометрической и антикальциевой ее обработки, что, несомненно, оказывает изолированное влияние на гемодинамическую характеристику имплантируемого устройства [5, 6].

**Цель исследования:** сопоставить гемодинамическую характеристику биологических протезов клапанов сердца, имплантируемых в аортальную позицию, исходя из характеристик механической нагрузки на клапанный аппарат.

## Материалы и методы

Ретроспективно проанализировано 145 случаев имплантации в аортальную позицию биологических протезов трех типоразмеров: 21 мм (n = 50), 23 мм (n = 66), 25 мм (n = 29). Исследование проведено в ОГБУЗ «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа» с 1 января 2007 г. по 1 июня 2018 г. В пяти случаях протезы клапанов 21-го и в двух 23-го размеров имплантированы при помощи дополнительной задней аортопластики по Nicks. Использовали современные модели каркасных биологических протезов четырех производителей: Perimount (Carpentier-Edwards, США), Aspire (Vascutek, США), Hancock II (Medtronic, США) и «ЮниЛайн» (ЗАО «Нео-кор», Россия). Функцию каркасных биопротезов исследовали при помощи трансторакальной эхокардиографии на 10–14-е сут. после операции. Из набора эхокардиографических параметров оценивали пиковый транспротезный градиент давления и ударный объем левого желудочка (ЛЖ) (расчет по методике Симпсона).

Согласно закону гидродинамики при движении жидкости по трубам её расход равен произведению скорости потока на поперечное сечение (формула 1).

### Формула 1:

$$Q = V \times S \text{ или, } S = Q/V,$$

где Q – объемный расход жидкости, V – скорость потока, S – поперечное сечение.

Данная формула потока применима к потоку крови через биопротез в систолу – объемный расход Q соответствует ударному объему ЛЖ, скорость потока V – пиковому градиенту давления (рассчитывается по формуле  $G = 4V^2$ ), S – эффективной площади отверстия биопротеза (ЭПО). Таким образом, составлена формула 2, основанная на данных эхокардиографии и применимая для анализа механической нагрузки на створки.

### Формула 2:

$$УО = ПГ \times ЭПО \text{ или, } ЭПО = УО/ПГ,$$

где УО – ударный объем (метод Симпсона), ПГ – пиковый градиент, ЭПО – эффективное проходное отверстие биопротеза.

Для оценки и сравнения использовались следующие эхокардиографические данные и соотношения:

- 1) ударный объем ЛЖ;
- 2) пиковый градиент на протезе;
- 3) расчетное отношение ударного объема ЛЖ к пиковому градиенту давления (УО/ПГ), характеризующее пропускную способность клапана и соответственно систолическую нагрузку на створки;
- 4) расчет отношения частного УО/ПГ к площади поверхности тела (индекс УО/ПГ/ППТ). Индекс характеризует как пропускную способность собственно протеза, так и косвенно отражает перфузию периферических тканей.

Названные измерения были произведены в каждой группе имплантированных клапанов в зависимости от типоразмера (21-, 23-, 25-го размеров), а также отдельно для биопротезов различных производителей одного размера.

## Статистический анализ

Статистическую обработку данных проводили при помощи пакета Statistica 6.0 (StatSoft, Inc., США). Количественные данные представлены в виде среднего значения (M) и стандартного отклонения (SD). Достоверность различий определяли с помощью критерия Манна – Уитни. Значимость критерия принимали при  $p < 0,05$ .

## Результаты

### Оценка показателей гемодинамики в группе биопротезов 21-го типоразмера

В группе пациентов с 21-м типоразмером имплантировано 50 биопротезов: Hancock II (n = 10), Perimount (n = 14), «ЮниЛайн» (n = 26) (табл. 1). Площадь поверхности тела у реципиентов Hancock II составила  $1,82 \pm 0,1$  м<sup>2</sup>, Perimount –  $1,78 \pm 0,13$  м<sup>2</sup>, «ЮниЛайн» –  $1,86 \pm 0,15$  м<sup>2</sup>. Показатели гемодинамики представлены в табл. 1.

Таким образом, наилучшие показатели кровотока – пиковый перепад давления, величина ударного объема, отношение УО/ПГ, отношение УО/ПГ/ППТ – продемонстрировали каркасные биологические протезы «ЮниЛайн». Наихудший вариант по всем

**Таблица 1.** Показатели гемодинамики протезов Hancock II, Perimount и «ЮниЛайн» 21-го типоразмера  
**Table 1.** Hemodynamic parameters after 21 mm Hancock-2, CE Perimount, UniLine implantation

Показатель / Parameter	Hancock II, n = 10	Perimount, n = 14	«ЮниЛайн» / UniLine, n = 26	P <sub>1-2</sub>	P <sub>1-3</sub>	P <sub>2-3</sub>
Δp max, мм рт. ст. / mm Hg, M (SD)	36,4±9,9	28,6±10,1	24,1±7,0	0,073	0,001	0,058
УО ЛЖ, мл / LV SV, mL, M (SD)	47,3±9,9	55,6±8,8	59,4±11,7	0,070	0,003	0,150
УО / SV / Δp max, мл/мм рт. ст. / mL/mm, Hg M (SD)	1,37±0,34	2,2±0,91	2,7±1,1	0,014	0,001	0,099
УО / SV / Δp max / ППТ / BSA, мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> / mL/mm Hg/m <sup>2</sup> , M (SD)	0,75±0,19	1,24±0,55	1,45±0,55	0,012	0,001	0,213

**Примечание:** ЛЖ – левый желудочек; ППТ – площадь поверхности тела; УО – ударный объем; p<sub>1-2</sub> – достоверность различий между группами Hancock II и Perimount, p<sub>1-3</sub> – Hancock II и «ЮниЛайн», p<sub>2-3</sub> – Perimount и «ЮниЛайн»; M (SD) – среднее значение и стандартное отклонение.

**Note:** p<sub>1-2</sub> – significant differences between Hancock-2 and Perimount; p<sub>1-3</sub> – significant differences between Hancock-2 and UniLine; p<sub>2-3</sub> – significant differences between Perimount and UniLine; BSA – body surface area; LV SV – left ventricular stroke volume.

показателям транспротезной гемодинамики наблюдали у реципиентов ксеноортального биопротеза Hancock II 21-го типоразмера.

### Оценка показателей гемодинамики у протезов 23-го типоразмера

В группе 23-го размера имплантировано 66 биопротезов: Hancock II (n = 17), Perimount (n = 8), «ЮниЛайн» (n = 29), Aspire (n = 12) (табл. 2). Площадь поверхности тела в группах четырех типов биопротезов составила: Hancock II 1,87±0,18 м<sup>2</sup>, Perimount 1,93±2,1 м<sup>2</sup>, «ЮниЛайн» 1,86±0,14 м<sup>2</sup>, Aspire 1,96±0,22 м<sup>2</sup>.

Так же, как и в группе 21-го типоразмера, у реципиентов 23-го типоразмера протезов наилучшие показатели кровотока – пиковый перепад давления, величина ударного объема, отношение УО/ПГ, отношение УО/ПГ/ППТ – отмечены у каркасного биопротеза «ЮниЛайн». Сопоставимые с протезом «ЮниЛайн» характеристики, но менее оптимальные по результатам показал биопротез Perimount 23-го типоразмера. Самые неблагоприятные показатели гемодинамики были получены у каркасных ксеноортальных биопротезов Hancock II и Aspire.

### Оценка показателей гемодинамики у протезов 25-го типоразмера

В группе 25-го размера имплантировано 29 биопротезов: Aspire (n = 11), Perimount (n = 11), «ЮниЛайн» (n = 7) (табл. 3). Площадь поверхности тела у реципиентов биологических протезов 25-го типоразмера составила: Aspire 2,0±0,11 м<sup>2</sup>, Perimount 1,96±0,19 м<sup>2</sup>, «ЮниЛайн» 2,0±0,14 м<sup>2</sup>.

Биологический ксеноперикардиальный протез «ЮниЛайн» 25-го типоразмера продемонстрировал значительно лучшие, чем у ксеноортальных биопротезов Aspire и Perimount, гемодинамические показатели: наименьшее значение величины пикового градиента, наибольшие параметры ударного объема ЛЖ и показателя соотношения УО/ПГ/ППТ.

### Обсуждение

Для оценки гемодинамики каркасных биопротезов применен аналог физической формулы, показатели эхокардиографических измерения использованы как компоненты формулы. Подобный аналог позволяет описать момент выброса крови и прохождения ее через протез клапана сердца. С функциональной точки зрения биологический протез

**Таблица 2.** Показатели гемодинамики протезов Hancock II, Perimount, «ЮниЛайн» и Aspire 23-го типоразмера  
**Table 2.** Hemodynamic parameters after 23 mm Hancock-2, CE Perimount, UniLine and Aspire implantation

Показатель / Parameter	Hancock II, n = 17	Perimount, n = 8	«ЮниЛайн» / UniLine, n = 29	Aspire, n = 12	P <sub>1-2</sub>	P <sub>1-3</sub>	P <sub>2-3</sub>	P <sub>1-4</sub>	P <sub>2-4</sub>	P <sub>3-4</sub>
Δp max, мм рт. ст. / mm Hg, M (SD)	33,1±10,5	23,3±8,6	18,0±5,7	35,9±10,8	0,003	0,001	0,042	0,480	0,013	0,001
УО ЛЖ, мл / LV SV, ml, M (SD)	57,5±14,8	58,9±18,7	66,7±13,3	57,8±12,8	0,819	0,030	0,096	0,954	0,869	0,052
УО / SV / Δp max, мл / мм рт. ст. / mL/mm Hg, M (SD)	1,75±0,66	3,1±2,23	4,0±1,34	1,72±0,53	0,128	0,001	0,146	0,931	0,056	0,001
УО / SV / Δp max / ППТ / BSA, мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> / mL/mm Hg/m <sup>2</sup> , M (SD)	0,96±0,35	1,56±1,14	2,10±0,18	0,89±0,33	0,176	0,001	0,095	0,690	0,070	0,001

**Примечание:** ЛЖ – левый желудочек; ППТ – площадь поверхности тела; УО – ударный объем; p<sub>1-2</sub> – достоверность различий между группами Hancock II и Perimount, p<sub>1-3</sub> – между группами Hancock II и «ЮниЛайн», p<sub>2-3</sub> – Perimount и «ЮниЛайн», p<sub>1-4</sub> – Hancock II и Aspire, p<sub>2-4</sub> – Perimount и Aspire, p<sub>3-4</sub> – «ЮниЛайн» и Aspire; M (SD) – среднее значение и стандартное отклонение.  
**Note:** p<sub>1-2</sub> – significant differences between Hancock-2 and CE Perimount, p<sub>1-3</sub> – significant differences between Hancock-2 and UniLine, p<sub>2-3</sub> – significant differences between Perimount and UniLine, p<sub>1-4</sub> – significant differences between Hancock-2 and Aspire, p<sub>2-4</sub> – significant differences between Perimount and Aspire, p<sub>3-4</sub> – significant differences between UniLine and Aspire; BSA – body surface area; LV SV – left ventricular stroke volume.

**Таблица 3.** Показатели гемодинамики протезов Aspire, Perimount и «ЮниЛайн» 25-го типоразмера  
**Table 3.** Hemodynamic parameters after 25 mm Aspire, CE Perimount, and UniLine implantation

Показатель / Parameter	Aspire, n = 11	Perimount, n = 11	«ЮниЛайн» / UniLine, n = 7	P <sub>1-2</sub>	P <sub>1-3</sub>	P <sub>2-3</sub>
Δp max, мм рт. ст. / mm Hg, M (SD)	27,9±9,1	26,7±9,7	17,6±9,0	0,761	0,031	0,064
УО ЛЖ, мл / LV SV, mL, M (SD)	66,7±9,9	56,6±12,8	73,1±9,9	0,051	0,199	0,100
УО / SV / Δp max, мл/мм рт. ст. / mL/mm Hg, M (SD)	2,5±0,53	2,4±1,1	4,9±1,7	0,805	0,001	0,001
УО / SV / Δp max / ППТ / BSA, мл/мм рт. ст./м <sup>2</sup> / mL/mm Hg/m <sup>2</sup> , M (SD)	1,27±0,27	1,25±0,63	2,5±0,92	0,900	0,001	0,004

**Примечание:** ЛЖ – левый желудочек; ППТ – площадь поверхности тела; УО – ударный объем; p<sub>1-2</sub> – достоверность различий между группами Aspire и Perimount, p<sub>1-3</sub> – Aspire и «ЮниЛайн», p<sub>2-3</sub> – Perimount и «ЮниЛайн»; M (SD) – среднее значение и стандартное отклонение.  
**Note:** p<sub>1-2</sub> – significant differences between Aspire and Perimount; p<sub>1-3</sub> – significant differences between Aspire and UniLine, p<sub>2-3</sub> – significant differences between Perimount and UniLine; BSA – body surface area; LV SV – left ventricular stroke volume.

имеет два проходных отверстия различного диаметра. Первое – это отверстие просвета посадочного кольца каркаса, второе – отверстие, расположенное на уровне краев аортальных створок в момент их открытия. Последнее будет меньше по площади, чем отверстие посадочного кольца, так как три створки протеза неспособны раскрыться на 90° и сформировать выходную площадь, равную по площади отверстию посадочного кольца. Наиболее адекватным описанием гемодинамики протеза было бы измерение скорости потока на уровне краев максимально раскрытых створок. По ряду объективных причин это не всегда выполнимо, прежде всего, в силу ограниченности метода эхокардиографии. В условиях стандартного протокола проведения эхокардиографического исследования эффективная площадь отверстия клапана рассчитывалась как соотношение УО ЛЖ к максимальному значению пикового градиента давления, полученного в ходе измерений из всех доступных проекций.

Индекс УО/ПГ/ППТ был использован для усреднения и уточнения величины УО/ПГ. Известно, что величина ударного объема левого желудочка увеличивается по причине гиперволемии, гипердинамии или ожирения, что влечет за собой рост объема циркулирующей крови. Увеличенный по названным причинам ударный объем ЛЖ может приводить к появлению завышенного градиента давления на клапане, однако данный градиент не будет связан с конструкцией собственно протеза. В этой ситуации индекс УО/ПГ/ППТ усредняет и уточняет отношение УО/ПГ, исключая влияние на него фактора увеличенного объема циркулирующей крови.

Анализ результатов выявил, что ксеноперикардальные биопротезы «ЮниЛайн» и Perimount имели статистически значимо лучшую гемодинамику, чем ксеноаортальные Hancock II и Aspire. Различий показателей гемодинамики между ксеноперикардиальными биопротезами «ЮниЛайн» и Perimount практически не получено, равно как и при сравнении Hancock II и Aspire.

Подобный результат может объясняться особенностями технологии производства биопротезов. Створчатая часть ксеноаортальных биопротезов формируется из корня аорты свиньи, фиксированного на жестком каркасе. При этом ксеноаорта теряет естественную систолическую растяжимость аортального кольца и синотубулярного соединения, позволяющую увеличивать ЭПО. Часто створки ксенокорня не одинаковы по размеру и расположены на разном уровне. В растяжимом корне эта несимметричность сглаживается. На каркасе же подобная невыгодная анатомия сохраняется [7, 8].

Разработчик ксеноперикардиальных биопротезов может выбрать оптимальные параметры гибкости, формы каркаса, пропорции стоек и его кольца, а также толщину, раскрой и технологию фиксации

створок. Сочетание лучших решений позволяет получить большую амплитуду движения створок и, следовательно, больший просвет отверстия на уровне их краев в систолу [1]. В протезе «ЮниЛайн» применены технологии моделирования створчатого аппарата и высокоточного лазерного раскроя, обеспечивающие максимальную однородность используемого материала по толщине с профилактикой усталостных изменений. Судя по результатам эхокардиографии, у биопротеза клапана сердца «ЮниЛайн» совокупность технологических решений была лучшей.

Установлено, что высокий перепад давления на биопротезе влияет на ЛЖ. После коррекции клапанного порока происходит снижение внутрижелудочкового конечных диастолического и систолического давлений. Высокая степень регресса гипертрофии, диастолической жесткости ЛЖ улучшает прогноз отдаленной выживаемости [9–11]. Также необходимо отметить, что величина послеоперационного ударного объема ЛЖ напрямую связана с периферическим кровообращением. Конечно, для минутного объема кровообращения имеет значение частота сердечных сокращений, однако данный важный момент не входил в цели нашего исследования. Для биопротезов клапана сердца периферический кровоток приобретает особенное значение в связи с тем, имплантируют их возрастным пациентам с часто скомпрометированной функцией внутренних органов. Рассчитанный нами показатель УО/ПГ/ППТ в том числе отражает и объемный периферический кровоток. Величина периферического кровотока позволяет спрогнозировать длительность жизни пациента после протезирования [12]. По результатам нашего исследования, биопротез клапана сердца «ЮниЛайн» во всех типоразмерах продемонстрировал лучшие показатели соотношения УО/ПГ/ППТ.

## Заключение

Согласно непосредственным послеоперационным данным эхокардиографического исследования, биопротезы клапана сердца «ЮниЛайн» всех типоразмеров демонстрировали наименьший пиковый градиент давления, наибольший ударный объем левого желудочка и лучшую периферическую перфузию тканей по сравнению с остальными биологическими протезами, что предполагает их большую долговечность. После имплантации биопротезов клапана сердца «ЮниЛайн» у пациентов отмечено улучшение систолической и диастолической функций левого желудочка и процесса ремоделирования миокарда.

## Конфликт интересов

М.А. Сазоненков заявляет об отсутствии конфликта интересов. Х.Х. Исмагов заявляет об отсутствии конфликта интересов. С.В. Поповичев заявляет

об отсутствии конфликта интересов. Е.И. Присяжнюк заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.И. Селюкова заявляет об отсутствии конфликта интересов. Ю.К. Гречишкина заявляет об отсутствии конфликта интересов. И.Б. Коваленко заявляет об отсутствии конфликта интересов. В.Ф.

Куликовский заявляет об отсутствии конфликта интересов.

### Финансирование

Авторы заявляют об отсутствии финансирования исследования.

#### Информация об авторах

*Сазоненков Максим Александрович*, доктор медицинских наук, профессор, сердечно-сосудистый хирург Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Исмаатов Хушбахтджон Хасанович*, аспирант кафедры госпитальной хирургии Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Белгородский государственный национальный исследовательский университет», Белгород, Российская Федерация;

*Поповичев Сергей Владимирович*, сердечно-сосудистый хирург Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Присяжнюк Евгений Игоревич*, сердечно-сосудистый хирург Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Селюкова Екатерина Игоревна*, сердечно-сосудистый хирург Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Гречишкина Юлия Константиновна*, сердечно-сосудистый хирург Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Коваленко Игорь Борисович*, кандидат медицинских наук, заведующий кардиохирургическим отделением Областного государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа», Белгород, Российская Федерация;

*Куликовский Владимир Федорович*, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой госпитальной хирургии Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Белгородский государственный национальный исследовательский университет», Белгород, Российская Федерация.

#### Вклад авторов в статью

*СМА* – вклад в концепцию и дизайн исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*ИХХ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*ПСВ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

#### Author Information Form

*Sazonenkov Maxim A.*, PhD, Professor, cardiovascular surgeon at the Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Ismatov Hushbahtjon H.*, PhD student at the Department of Hospital Surgery, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education “Belgorod State National Research University”, Belgorod, Russian Federation;

*Popovichev Sergei V.*, cardiovascular surgeon at the Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Prisyazhnyuk Eugene I.*, cardiovascular surgeon at the Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Selyukova Ekatherina I.*, cardiovascular surgeon at the Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Grechishkina Yulia K.*, cardiovascular surgeon at the Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Kovalenko Igor B.*, PhD, Head of the Department of Cardiac Surgery, Regional State Budget Public Health Institution “Belgorod Regional Clinical Hospital of St. Joseph”, Belgorod, Russian Federation;

*Kulikovskij Vladimir F.*, PhD, Head of the Department of Hospital Surgery, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education “Belgorod State National Research University”, Belgorod, Russian Federation.

#### Author Contribution Statement

*SMA* – contribution to the concept and design of the study, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*IKhKh* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*PSV* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*ПЕИ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*СЕИ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*ГЮК* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*КИБ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание;

*КВФ* – получение данных, внесение корректив в статью, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

*PEI* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*SEI* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*GYUK* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*KIB* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content;

*KVF* – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Константинов Б.А., Шилов А.М. Хирургическая техника протезирования аортальных клапанов с применением армированных гетеропротезов. Грудная хирургия. 1971; 5: 16-19.

2. Бокерия Л. А., Скопин И. И., Сазоненков М. А., Тумаев Е. Н. К вопросу об анатомии корня аорты. Соотношение диаметров аортального кольца и синотубулярного соединения в норме у взрослых. Идеальная геометрическая модель корня аорты. Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. 2008; 9 (4): 77-85.

3. Geha A. Evaluation of Newer Heart Valve Prostheses. In: Roberts A. G., Conti C. R.: Current Surgery of the Heart. London. Lippincott Comp.; 1987.P.79-87. C

4. Jia R., Ma Y., Gu Z., Pan Y, Liu S., Qiao A., Guo C, Dong N., Li X., Liu Y. Experimental study of the effects of sinotubular junction taper on artificial bioprosthesis valve in pulsatile flow condition. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi 2017 Jun 1;34(3):365-370. DOI: 10.7507/1001-5515.201605021

5. Jorge-Herrero E, Fonseca C, Barge A.P., Turnay J, Olmo N, Fernandes P, Lizarbe M/A., Garcia Paez J.M. Biocompatibility and calcification of bovine pericardium employed for the construction of cardiac bioprosthesis treated with different chemical crosslink methods. Artif Organs. 2010;34(5):E168-76. doi: 10.1111/j.1525-1594.2009.00978.x

6. Караськов А.М., Железнев С.И., Рогулина Н.В., Сапегин А.В., Одаренко Ю.Н., Левадин Ю.В., Рутковская Н.В., Барбараш Л.С. Отечественный биологический протез нового поколения «ЮниЛайн» в хирургии митрального порока: первый опыт. Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. 2017; 59 (2): 98–104. DOI: 10.24022/0236-2791-59-2-98-104

7. Christ T, Holinski S, Zhigalov K, Zielinski C.B., Grubitzsch H. Hemodynamics of Pericardial Aortic Valves: Contemporary Stented versus Stentless Valves in a Matched Comparison. Ann Thorac Cardiovasc Surg. 2017;20(6):298-303. doi: 10.5761/atcs.0a.17-00061

8. Бокерия Л. А., Муратов Р. М., Бабенко С. И., Соболева Н. Н., Камолов С. Р., Бакулева Н. П. Протезирование аортального клапана ксенобиопротезом «БиоЛАБ»: промежуточные результаты. Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. 2008; 1: 45-52.

9. Gavina C, Falcao-Pires I, Rocha-Goncalves F, Leite-Moreira A. Left ventricular hypertrophy in isolated aortic stenosis: primetime for the ventricle. Curr Pharm Biotechnol. 2012;13(13):2503-14.

10. Gelsomino S, Luca F, Parise O, Lorusso R, Rao C.M., Vizzardi E, Gensini G.F., Maessen JG. Longitudinal strain predicts left ventricular mass regression after aortic valve replacement for severe aortic stenosis and preserved left ventricular function. Heart Vessels. 2013;28(6):775-84. doi: 10.1007/s00380-012-0308-8

11. Рогулина Н.В., Сизова И.Н., Горбунова Е.В. Левые отделы сердца после коррекции митрального порока протезами: «МИКС», «МЕДИНЖ-2», «КемКор», «ПериКор». Российский кардиологический журнал. 2013;(5):35-39. <https://doi.org/10.15829/1560-4071-2013-5-35-39>

12. Torrado H, Lopez-Delgado J.C., Farrero E, Rodrigues-Castro D, Castro M.J., Periche E, Carrio M.L., Toscano J.E., Pinseau A, Javierre C, Ventura J.L. Five-year mortality in cardiac surgery patients with low cardiac output syndrome treated with levosimendan: prognostic evaluation of NT-proBNP and C-reactive protein. Minerva Cardioangiol. 2016;64(2):101-13.

## REFERENCES

1. Konstantinov B.A., SHilov A.M. Hirurgicheskaya tekhnika protezirovaniya aortal'nyh klapanov s primeneniem armirovannyh geteroprotezov. Grudnaya hirurgiya. 1971; 5: 16-19. (In Russian)

2. Bokeriya L. A., Skopin I. I., Sazonenkov M. A., Tumaev E. N. K voprosu ob anatomii kornya aorty. Sootnoshenie diametrov aortal'nogo kol'ca i sinotubulyarnogo soedineniya v norme u vzroslyh. Ideal'naya geometricheskaya model' kornya aorty. Byulleten' NCSSKH im. A.N. Bakuleva RAMN. 2008; 9 (4): 77-85. (In Russian)

3. Geha A. Evaluation of Newer Heart Valve Prostheses. In: Roberts A. G., Conti C. R.: Current Surgery of the Heart. London. Lippincott Comp.; 1987.P.79-87. C

4. Jia R., Ma Y., Gu Z., Pan Y, Liu S., Qiao A., Guo C,

Dong N., Li X., Liu Y. Experimental study of the effects of sinotubular junction taper on artificial bioprosthesis valve in pulsatile flow condition. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi 2017 Jun 1;34(3):365-370. DOI: 10.7507/1001-5515.201605021

5. Jorge-Herrero E, Fonseca C, Barge A.P., Turnay J, Olmo N, Fernandes P, Lizarbe M/A., Garcia Paez J.M. Biocompatibility and calcification of bovine pericardium employed for the construction of cardiac bioprosthesis treated with different chemical crosslink methods. Artif Organs. 2010;34(5):E168-76. doi: 10.1111/j.1525-1594.2009.00978.x

6. Karas'kov A.M, Zheleznev S.I., Rogulina N.V., Sapegin A.V., Odarenko Yu.N., Levadin Yu.V., Rutkovskaya N.V., Barbarash L.S. Next generation russian biological prosthesis

“UniLin” for mitral valve replacement: first experience. *Grudnaya i serdechno-sosudistaya khirurgiya (Russian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery)*. 2017; 59 (2): 98–104. (In Russian) doi: 10.24022/0236-2791-59-2-98-104

7. Christ T, Holinski S, Zhigalov K, Zielinski C.B., Grubitzsch H. Hemodynamics of Pericardial Aortic Valves: Contemporary Stented versus Stentless Valves in a Matched Comparison. *Ann Thorac Cardiovasc Surg*. 2017;23(6):298-303. doi: 10.5761/atcs.0a.17-00061

8. Bokeriya L. A., Muratov R. M., Babenko S. I., Soboleva N. N., Kamolov S. R., Bakuleva N. P. Protezirovanie aortal'nogo klapana ksenobioprotezom «BioLAB»: promezhutochnye rezul'taty. *Grudnaya i serdechno-sosudistaya hirurugiya*. 2008; 1: 45-52. (In Russian)

9. Gavina C, Falcao-Pires I, Rocha-Goncalves F, Leite-Moreira A. Left ventricular hypertrophy in isolated aortic stenosis: primetime for the ventricle. *Curr Pharm Biotechnol*. 2012;13(13):2503-14.

10. Gelsomino S, Luca F, Parise O, Lorusso R, Rao C.M., Vizzardi E, Gensini G.F., Maessen JG. Longitudinal strain predicts left ventricular mass regression after aortic valve replacement for severe aortic stenosis and preserved left ventricular function. *Heart Vessels*. 2013;28(6):775-84. doi: 10.1007/s00380-012-0308-8

11. Rogulina N.V., Sizova I.N., Gorbunova E.V. Left cardiac chambers after implantation of mitral valve prostheses “MIX”, “MEDINGE-2”, “KemCor”, and “PeriCor”. *Russian Journal of Cardiology*. 2013;(5):35-39. (In Russian.) <https://doi.org/10.15829/1560-4071-2013-5-35-39>

12. Torrado H, Lopez-Delgado J.C., Farrero E, Rodrigues-Castro D, Castro M.J., Periche E, Carrio M.L., Toscano J.E., Pinseau A, Javierre C, Ventura J.L. Five-year mortality in cardiac surgery patients with low cardiac output syndrome treated with levosimendan: prognostic evaluation of NT-proBNP and C-reactive protein. *Minerva Cardioangiol*. 2016;64(2):101-13.

---

**Для цитирования:** М.А. Сазоненков, Х.Х. Исмагов, С.В. Поповичев, Е.И. Присяжнюк, Е.И. Селюкова, Ю.К. Гречишкина, И.Б. Коваленко, В.Ф. Куликовский. Сравнительная оценка непосредственных результатов имплантации современных каркасных биологических протезов Perimount, Aspire, Hancock II и «ЮниЛайн» в аортальную позицию. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2020; 9 (1): 34-41. DOI: 10.17802/2306-1278-2020-9-1-34-41

**To cite:** M.A. Sazonenkov, H.H. Ismatov, S.V. Popovichev, E.I. Prisyazhnyuk, E.I. Selyukova, Yu.K. Grechishkina, I.B. Kovalenko, V.F. Kulikovskij. Comparative assessment of immediate outcomes of aortic valve replacement with CE Perimount, Aspire, Hancock-2, UniLine. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2020; 9 (1): 34-41. DOI: 10.17802/2306-1278-2020-9-1-34-41