

фии». Воронеж, 1, 154; 11, 122—123. 11. *Фельдман С. Б.* Оценка сократительной функции миокарда по длительности фаз систолы. Медицина, Л., 1965. 12. *Чернышов В. Н., Серафимович Н. Н., Калимуллин Х. А.* Кардиология, 1980, 2, 33—37. 13. *Шатихин А. И.* Кардиология, 1970, 11, 114—118. 14. *Эрина Е. В.* В кн.: «Лечение гипертонической болезни». Медицина, М., 1973. 15. *Mandache F.* Endocrinologie, 15(3): 163—166, 1977. 16. *Smithwick R. H., Whitelaw Y. P., Kinsey D.* Am. J. Cardiol., 1962, 9, 893—903.

УДК 616.12—089.28

Л. А. РОЕВА, Л. С. БАРБАРАШ, В. В. ПОПОВ, Б. К. НЕХОРОШЕВ

ИЗУЧЕНИЕ ЛОКАЛЬНЫХ ГИДРОДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АОРТАЛЬНЫХ КСЕНОБИОПРОТЕЗОВ

Проявляющийся в последние годы интерес к биологическим протезам клапанов сердца обусловлен тем, что они малогабаритны, обеспечивают центральный ток крови, обладают низкой тромбогенностью. Однако при их использовании возникает ряд специфических осложнений [4, 5].

Целью настоящей работы явилось экспериментальное изучение локальных характеристик течения вязкой жидкости на различных моделях протезов клапанов сердца в условиях аортальной позиции.

Материал и методы. Исследовано три модели ксеноаортальных клапанов, укрепленных на опорном каркасе с внутренним диаметром 25 мм: 1) с сохраненным мышечным выступом правой коронарной створки [3], 2) с удаленным мышечным выступом правой коронарной створки [1], 3) изготовленным из трех некоронарных створок [1].

В качестве искусственных клапанов использованы того же диаметра шаровые протезы отечественного производства.

Работа выполнена в лаборатории медицинских полимеров ИССХ им. А. Н. Бакулева АМН СССР (зав.—проф. Н. Б. Доброва). Исследование структуры потока проводили по методике, разработанной Л. А. Роевой [2].

Результаты и обсуждение. Визуализация потока жидкости через биопротез показывает, что центральный поток, характерный для створчатых протезов, обеспечивает достаточно устойчивый характер течения, при этом линии тока, проходящие по створкам, плавно переходят в аортальный канал, образуя в самой аорте практически безотрывное течение. Однако особенности структуры потока существенным образом зависят от модели применяемой конструкции. Так, течение жидкости через биопротез 1-й модели приводит к образованию циркуляционных зон I—II—III, представленных крупномасштабными вихрями, оказывающими активное воздействие на течение потока в целом, занимая по ширине две трети проходного сечения аорты и простираясь вдоль ее

внешней стенки вплоть до отхождения брахиоцефального ствола (рис. 1, а). При этом в точке 0 происходит отрыв потока от внутренней стенки аорты. Отрывная зона, развиваясь по течению, в сечении б—б достигает наибольших размеров, значительно суживая тем самым потенциальную часть потока.

Течение жидкости через клапан 2-й модели происходит в виде ламинарных линий тока, идущих по центру с двумя небольшими вихревыми зонами I и II, не стесняющими транзитного потока жидкости в аорте. Уменьшение зоны вихревого течения в области резкого изгиба канала так же благоприятно сказывается на течение в дуге и нисходящей аорте (рис. 1, в).

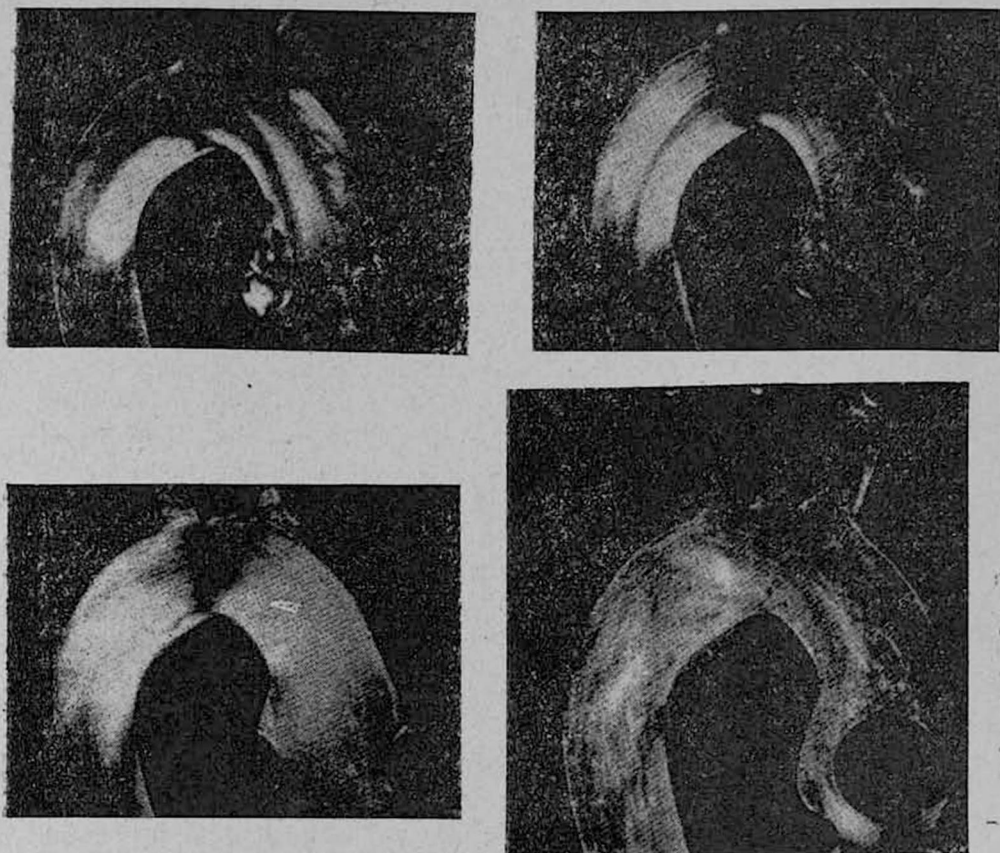


Рис. 1. Визуализация потока на различных моделях протезов клапанов сердца. А—биопротез 1-й модели; Б—биопротез 2-й модели; В—биопротез 3-й модели; Г—шаровой искусственный протез.

Наиболее оптимальная структура потока, соответствующая физиологическим условиям, была получена при изучении течения жидкости через биопротез 3-й модели (рис. 1, с). Линии тока проходят по створкам, плавно переходя на стенку аорты. При этом, в отличие от выше-

рассмотренных конструкций, отсутствуют зоны отрыва и отслаивания тока как за клапаном, так и на протяжении всей аорты.

В отличие от биопротезов, на шаровых протезах выявляется резкое изменение течения жидкости в аорте (рис. 1, д). За протезом образуется центральная замкнутая вихревая зона III, изогнутая в направлении течения и вклинивающаяся в сечение, расположенное от клапана на расстоянии одного диаметра шара. Наличие подобного возмущения потока связано с отсутствием центрального тока жидкости. Отрыв потока от стенки аорты (точка 0) в этом случае начинается значительно выше по течению, сразу над синусовым гребнем, и достигает нисходящей аорты, почти на две трети суживая ее проходное сечение.

Анализ распределения давлений на стенках аортального канала показал, что наибольшая неравномерность в распределении давления наблюдается на шаровом протезе и биопротезе 1-й модели (рис. 2). Резкое падение давления в створах III—IV, соответствующих зонам вихреобразования и отрыва потока от стенок, свидетельствует о большой потере энергии в этих областях, вызванной стеснением поперечного сечения канала и резким изменением линий тока. Стабилизация давления в этих случаях наступает лишь с VII створа.

Практическое отсутствие вихревых зон и отрыва потока от стенок аорты на биопротезах 2 и 3-й модели обеспечивает стабильность давления по всей длине канала, особенно на клапане 3-й модели, где кривая распределения давления обладает наименьшей колеблемостью.

Характер распределения осевых скоростей в сечениях по длине аорты на разных моделях клапанов неодинаков и находится в полном соответствии с вышеописанными результатами. Наибольшее расхождение в эпюрах скоростей в сечениях по длине аорты наблюдается в створах I—II и в месте резкого изгиба канала.

При шаровом протезе и биопротезе 1-й модели в восходящей части и в дуге аорты профили скоростей несимметричны. У внутренней стенки аорты регистрируются максимальные скорости, в то время как у наружной возникает зона обратных скоростей, занимающая у шарового протеза половину диаметра аорты. Выравнивание скоростей наблюдается лишь в нисходящей аорте.

На биопротезе 2-й модели происходит незначительное изменение профиля скоростей только в дуге аорты. Симметрично расположенные створки биопротезов 3-й модели образуют как бы продолжение стенок аорты, и распределение скоростей носит параболический характер на всем протяжении аорты.

Изучение локальных гидродинамических характеристик позволило объективно изучить структуру потока на различных моделях протезов аортального клапана. Основным преимуществом биопротезов бесспорно является центральный ток жидкости, выгодно отличающий их от механических клапанов. В то же время характер потока определяется конструкцией биопротеза. Так, образование застойных зон и вихревых течений, прослеживающихся до нисходящей аорты, значительные пере-

пады давлений и неравномерное распределение скоростей с наличием обратных характерно для биопротезов, приготовленных по стандартной методике. Модификация протеза в виде удаления мышечного выступа или создания симметричного клапана из трех одинаковых створок улучшает подвижность створок и увеличивает проходное сечение протеза, что благоприятно сказывается на характере течения жидкости в аорте.

Изменение структуры потока в аорте, вызванное конструкцией протеза, может явиться причиной осложнений, развивающихся у больных в послеоперационный период. Обширные зоны вихреобразования, зоны обратных скоростей, отрывы потока от стенок аорты всегда опасны с точки зрения тромбообразования, гемолиза, а неравномерное распределение давлений и скоростей может привести к образованию аневризматических расширений аорты. В этом плане наиболее неудовлетворительными оказались шаровой протез и биопротез 1-й модели; биопротезы 2 и 3-й моделей обеспечивают оптимальную структуру потока в аорте, близкую к физиологической.

Таким образом, проведенный анализ результатов исследований позволил сделать следующие выводы.

Выводы

1. Биологические протезы в аортальных условиях имеют гидродинамические преимущества по сравнению с искусственными шаровыми клапанами.

2. Структура потока через биопротезы определяется их конструктивными особенностями.

3. Наибольшие искажения в структуру потока вносит биопротез, изготовленный по стандартной методике.

4. Биопротез, смоделированный без выступающего в его просвет мышечного основания правой коронарной створки и симметричный трехстворчатый биопротез вносят наименьшие искажения в поток.

Кемеровский медицинский институт

Поступила 15/XII 1983 г.

Լ. Ա. ՌՈԵՎԱ, Լ. Ս. ԲԱՐԲԱՐԱՇ, Վ. Վ. ՊՈՊՈՎ, Բ. Կ. ՆԵԽՈՐՈՇԵՎ
ԱՌՐՏԱԼ ՔՍԵՆՈՐԻՈՊՐՈԹԵԶՆԵՐԻ ՏԵՂԱՅԻՆ ՀԻՒՐՈՒՄԻ ԱՄԻԿԱԿԱՆ
ԲՆՈՒԹԱԳՐԵՐԻ ՈՒՍՈՒՄՆԱՍԻՐՈՒԹՅՈՒՆԸ

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Ցույց է արված, որ կենսաբանական պրոթեզները ունեն հիդրոդինամիկական առավելություն արհեստական զնդածե փականների համեմատ, իսկ հոսքի կառուցվածքը կենսաբանական պրոթեզի միջով որոշվում է նրա գործնական առանձնահատկություններով:

L. A. Roeva, L. S. Barbarash, V. V. Popov, B. K. Nekhoroshev

Study of the Local Hydrodynamic Characteristics of Aortal
Xenobioprosthesis

S u m m a r y

It has been revealed that biological prosthesis has hydrodynamic advantages in comparison with the artificial spherical valve and the structure of the flow through the bioprosthesis is determined by its constructive peculiarities.

1. Барбараш Л. С., Нехорошев Б. К., Попов В. В., Шрайбер А. А. Грудная хирургия, 1982, 2, 23.
2. Роева Л. А. Дис. канд. М., 1980.
3. Цукерман Г. И., Быкова В. А., Фурсов Б. А. Грудная хирургия, 1969, 4, 3.
4. Angell W. W. e. a. J. Thor. Cardiovasc. Surg., 1982, 83, 493.
5. Carpentier A. J. Thor. Cardiovasc. Surg., 1982, 83, 27.
6. Ionescu M. Y. e. a. J. Thor. Cardiovasc. Surg., 1968, 53, 3, 343.

УДК 616.12—008.46—036.11—089:616.12—089.856(048.8)

Л. С. ЛОКШИН, В. П. ОСИПОВ, Б. В. ШАБАЛКИН,
Л. П. ЧЕРЕПЕНИН, Ю. М. МИХАЙЛОВ

ШУНТИРОВАНИЕ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА У КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

Большинство пациентов с высокой степенью операционного риска удается отключить от аппарата искусственного кровообращения (АИК) после выполнения кардиохирургического вмешательства, благодаря интенсивной терапии с использованием интрааортальной контрпульсации и электрокардиостимуляции, направленных на снижение преднагрузки, постнагрузки и улучшения сократимости ослабленного сердца.

Однако существует наибольшая группа пациентов, которых невозможно отключить от АИК, несмотря на мощную медикаментозную терапию. При такой ситуации чаще всего развивается левожелудочковая недостаточность со снижением сердечного индекса ниже 2 л/мин/м², повышением давления в левом предсердии выше 20 мм рт. ст. и снижением среднего системного давления ниже 80 мм рт. ст. По мнению Раге в этих случаях функция левого желудочка утрачена на 40% и более. Этим пациентам показан обход левого желудочка (ОЛЖ). Терапевтический эффект ОЛЖ основан на снижении преднагрузки и работы левого желудочка с поддержанием адекватного системного и коронарного кровообращения.

Целью нашего сообщения является предварительная оценка первого опыта клинического применения ОЛЖ с помощью роликового насоса у кардиохирургических больных.

Материал и методика. Во Всесоюзном научном центре хирургии АМН СССР с 1979 по 1983 гг. проведен частичный ОЛЖ роликовым насосом у 15 пациентов длительностью от 0,5 до 138 час (в среднем 18 час).

Экстракорпоральная система для ОЛЖ состояла из силиконовой трубки с внутренним диаметром 8 мм, длиной 3 м, тройника с разветвлениями из силиконовых трубок, оканчивающихся канюлями диаметром