

Г. И. ЦУКЕРМАН, Н. Е. ДОВОРА, Н. Б. КУЗЬМИНА, Г. А. КОСАЧ,
С. Д. ДЖОШИБАЕВ

ГЕМОДИНАМИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОТЕЗОВ МИТРАЛЬНЫХ КЛАПАНОВ

В настоящее время в ведущих кардиохирургических клиниках Советского Союза накоплен значительный опыт протезирования клапанов с помощью аллопротезов различных конструкций.

Результаты операций во многом зависят от гидро- и гемодинамической характеристики протезов.

Нами был проведен сравнительный анализ непосредственных результатов функции протезов митральных клапанов, полученных у больных на операционном столе после стабилизации гемодинамики, с данными, полученными при стендовых испытаниях.

Естественно, что полной аналогии между функцией протеза в организме и на стенде проводить нельзя. Тем не менее сопоставление данных стендовых испытаний с клиническими данными позволяет анализировать причины колебаний результатов при клиническом применении протезов.

В данной работе были изучены непосредственные результаты 46 операций протезирования митрального клапана, в которых использовались протезы 6 видов:

- 1) шариковые клапаны МК-36 с необшитым седлом и удлиненной клеткой (15 случаев);
- 2) шариковые клапаны МК-36 с обшитым седлом и удлиненной клеткой (2 случая);
- 3) шариковые клапаны МК-25 с обшитым седлом и расчетной высотой клетки (23 случая);
- 4) шариковые клапаны с обратными стопами (3 случая);
- 5) дисковый клапан (2 случая);
- 6) полусферический клапан с обшитым седлом (1 случай).

Для проведения сравнения с данными стенда было сделано заведомо несколько допущений:

1. Все результаты наблюдений были разделены на две группы—а) с диастолическим градиентом давления на митральном клапане до 5 мм рт. ст. и б) с градиентом выше 5 мм рт. ст.

2. Замеры давления производились на операции в условиях наркоза и управляемого дыхания.

3. Объемы полостей левого желудочка и левого предсердия оце-

нивались на операции визуально, причем было введено только две градации—резкое и умеренное их увеличение.

4. Определение ударного и минутного объемов производилось через 1—1,5 часа после измерения внутриполостного давления.

Однако при обсуждении результатов мы использовали только данные, полученные у тех больных, у которых остальные показатели гемодинамики (АД, ВД, ритм и др.) в момент определения минутного объема практически не отличались от операционных данных в момент измерения внутриполостного давления.

Исходя из полученных данных, мы попытались оценить влияние на результаты таких параметров, как вид протеза, размер полостей, между которыми заключен клапан, частота сердечных сокращений, мерцательная аритмия, связь между ударным объемом и градиентом на протезе.

1. КОНСТРУКЦИЯ ПРОТЕЗА

А. Шариковые клапаны. Одним из важных является вопрос о влиянии на результаты операции высоты каркаса в шариковом клапане.

Как известно, большие габариты шарикового клапана в ряде случаев в послеоперационном периоде приводят к травме миокарда и межжелудочковой перегородки [5, 6, 8, 12, 10, 17, 22 и др.].

Кроме того, по мнению некоторых авторов [2, 7, 23], клапан большого размера может препятствовать выбросу крови из желудочка.

В первых моделях шариковых клапанов, использованных в клинике, высота клетки, обуславливающая высоту хода шарика, была несколько выше расчетной (модель МК-36). С 1968 г. стали применять митральные шариковые клапаны с расчетной величиной хода шарика (модель МК-25)*.

Сравнительные испытания моделей МК-25 и МК-36 на стенде в постоянном потоке показали, что удлинение хода шарика по сравнению с расчетной величиной практически не уменьшает перепада давления на протезе. Так, при изменении расхода от 10 до 17,5 л/мин разница в перепадах давления на протезах обоих видов колебалась от 5 до 11 мм вод. ст., т. е. меньше чем на 1 мм рт. ст. (табл. 1).

В пульсирующем потоке на стенде эту небольшую разницу практически невозможно было заметить. Однако при статистической обработке большого количества экспериментов отмечалась разница порядка 0,5—1 мм рт.ст. Это же имело место и при статистической обработке клинического материала. У 15 больных с протезом МК-36 средний градиент на протезе составлял $4,6 (\sigma \pm 5,6)$, у 23 больных с протезом МК-25 $4,9 (\sigma \pm 3,9)$.

* При расчетной величине площадь гидравлического отверстия между седлом и шариком в открытом состоянии (усеченный конус А на рис. 1).

Практическое отсутствие роста градиента на клапане как в эксперименте, так и в клинике подтверждает правильность расчетной высоты клетки. Дальнейшее же укорочение клетки с целью уменьшения габаритов клапана приводит к резкому подъему сопротивления на протезе в условиях стенда и поэтому является недопустимым.

Таблица 1
Зависимость сопротивления (в мм рт. ст.) от расхода на шариковых клапанах с различной высотой каркаса

Показания ротаметра (усл. ед.)	100	90	80	70	60	50	40
Расход (л/мин)	17,5	16,0	14,6	13	11,6	10	8,7

Высота хода шарика мм

9,9	34	27	23	18	15	12
8,4	45	37	31	25	21	17
7,3	49	40	34	28	23	17

Возможно, что тенденция к небольшому росту градиента на протезах типа МК-25 зависит не только от высоты каркаса, но и, в определенной мере, от обшивки седла, которая, уменьшая площадь гидравлического отверстия, должна увеличивать остаточный стеноз. Например при использовании шариковых клапанов Sfarr'a с обшитым седлом были получены худшие гемодинамические результаты, чем при применении необшитых клапанов [16].

Однако наш опыт использования протезов с обшитыми седлами не дает пока основания проводить резкую грань между протезами с обшитыми и необшитыми седлами.

Применение в клинике клапана с обратными стопами было обусловлено попыткой увеличить гидравлическое отверстие, поскольку при применении моделей МК-25 и МК-36 наличие градиента у всех больных при нагрузке и у ряда больных в покое свидетельствовало о некоторых признаках стенозирования клапана.

Так, при зондировании больных в отдаленные сроки после операции нами был получен градиент на протезах типа МК-25 и МК-36 от 3 до 15 мм рт. ст. О том же говорят и данные литературы [15, 18].

При использовании нами шарикового клапана с обратными стопами в трех случаях градиент на протезе был измерен непосредственно после операции и в двух случаях через 9 и 18 месяцев после операции. При этом на клапанах с обратными стопами величина градиента не отличалась от данных, полученных на моделях МК-25 и МК-36. Сразу после операции градиент был равен 5,2 и 0 мм рт. ст., а в отдаленном периоде—3 и 11 мм рт. ст.

При испытаниях на стенде в пульсирующем потоке мы также не

обнаружили выигрыша в градиенте давления на клапане с обратными стопами по сравнению с моделями МК-25 и МК-36.

Кроме того, стендовые испытания показали, что подавляющее большинство протезов с обратными стопами имеет повышенный полный объем регургитации (от 5 до 25 и даже до 30 см³/уд.), который складывается из статических и динамических утечек.

Статические утечки объясняются неплотной посадкой шарика в седле, а динамические—удлиненным временем закрытия шарика в связи с увеличенным ходом его в этой модели. Так, в клапане с обратными стопами (типоразмера 3) время закрытия на стенде равнялось 0,22", тогда как в МК-36 того же типоразмера—0,17".

В связи с большими габаритами протеза, увеличенным общим объемом регургитации при небольшом выигрыше в ударном объеме мы отказались от использования данной модели в клинических условиях.

Б. Дисковые и сегментарно-сферические протезы. В двух случаях при применении дискового клапана в клинике отмечался выраженный диастолический градиент на протезе (10 и 9 мм рт. ст.). При испытании же этих клапанов в пульсирующем потоке на стенде было выявлено, что большую роль в величине создаваемого сопротивления играет форма запорного элемента. На клапанах с уплощенным запорным элементом градиент давления при испытаниях в пульсирующем потоке был выше, чем на шариковых клапанах, приблизительно в 3 раза.

Кроме того, при невысоком предсердном давлении протезы с уплощенным запорным элементом открывались с запаздыванием по сравнению с шариковыми клапанами; соответственно увеличивался и период, в течение которого клапан находится в закрытом состоянии. Общий удлиненный период закрытого клапана также являлся одной из причин роста перепада давления на клапане.

Сегментарно-сферический клапан был применен нами в клинике (1 случай) с хорошим непосредственным гемодинамическим эффектом. Однако через 25 дней больной погиб от тромбоза, возникшего на каркасе с желудочковой стороны протеза. Это осложнение (редко встречающееся при использовании шариковых протезов) мы связываем с резко искаженным потоком на сегментарно-сферическом протезе, приводящим к возникновению застойных зон под плоской поверхностью запорного элемента. Застойные зоны, отсутствие гидродинамических преимуществ по сравнению с шариковыми клапанами, а также описанные в литературе случаи быстрого износа дисков [9, 11, 14, 19] позволяют считать, что использование дисковых и сегментарно-сферических протезов целесообразно только в тех случаях, когда анатомические соотношения в сердце (расширенное фиброзное кольцо при небольших размерах желудочка) не позволяют применять шариковый клапан, а также в некоторых случаях многоклапанного протезирования.

II. ВЛИЯНИЕ МЕСТНЫХ УСЛОВИЙ НА ФУНКЦИЮ ПРОТЕЗА

Конечный результат функции протеза зависит не только от самого протеза, но и от условий, в которых он работает.

Это подтверждается тем, что при анализе клинических данных был получен значительный разброс параметров, хотя во всех случаях клинического применения клапаны строго подбирались по размерам атрио-вентрикулярного кольца; использовались протезы, проверенные на стендах и лишенные как явного, так и потенциального заклинивания. Была исключена аортальная недостаточность, которая могла бы мешать функции митрального протеза. Выяснение причин неоднородных результатов показало, что определенную роль в величине перепада давления на протезе играет *объем полостей, между которыми заключен клапан*.

Теоретические предпосылки этого положения заключаются в следующем.

Потери давления на клапане складываются из:

- 1) местных потерь напора на внезапное сжатие потока, вызываемое седлом клапана ($h_{в.с.}$ внезапного сжатия);
- 2) из местных потерь на внезапное расширение потока за седлом клапана ($h_{в.р.}$ внезапного расширения) и
- 3) из потерь, возникающих при обтекании шарика ($h_{обт.}$ внезапного обтекания).

Суммарные гидравлические потери на клапане равняются сумме индивидуальных местных потерь $\Sigma_{hw} = h_{в.с.} + h_{в.р.} + h_{обт.}$, где Σ_{hw} суммарные гидравлические потери.

В митральных условиях потери обтекания шарика значительно меньше, чем в аортальных, где они являются определяющими; в ряде случаев при большом желудочке потерями обтекания на митральном шарике можно даже пренебречь, что показано нами экспериментально на стенде и рассчитано математически [3].

Таким образом, общее сопротивление в митральных условиях будет складываться в основном из потерь внезапного сжатия и расширения.

Естественно, что при большом предсердии будут расти потери внезапного сжатия, а при большом желудочке—потери внезапного расширения; при большом левом предсердии и левом желудочке будут иметь место и те и другие потери (табл. 2).

Как видно из табл. 2, лучшие результаты были получены в группе с умеренно увеличенным предсердием и желудочком (градиент до 5 мм рт. ст. в 70% случаев) и в группе с большим предсердием и большим желудочком (градиент до 5 мм рт. ст. в 57% случаев), где потери внезапного сжатия и внезапного расширения были выражены меньше, чем в других группах. Градиент выше 5 мм рт. ст. отмечен в 73% случаев в группе с большим предсердием и умеренно увеличенным желудочком, где, видимо, преобладают потери внезапного сжатия и обтекания.

Возможно, что в этой группе искусственное уменьшение размеров предсердия (ушивание во время операции) уменьшило бы потери внезапного сжатия, что могло бы изменить соотношение результатов.

Таблица 2

Величина градиента на митральном шариковом протезе (в мм рт. ст.) в зависимости от объема полостей левого предсердия и желудочка

Объем полостей	Число больных		
	с град. до 5 мм рт. ст.	с град. выше 5 мм рт. ст.	Всего
Лев. пр.—большое Лев. жел.—большой	4 (57%)	3 (43%)	7 (100%)
Лев. пр.—большое Лев. жел.—умеренно увеличен	4 (27%)	11 (73%)	15 (100%)
Лев. пр.—умеренно увеличено Лев. жел.—умеренно увеличен	9 (70%)	4 (30%)	13 (100%)
Лев. пр.—умеренно увеличено Лев. жел.—большой	1 (33%)	2 (67%)	3 (100%)

Не исключено, что значительное уменьшение размеров полостей сердца и, в частности, левого предсердия в отдаленные сроки после операции может привести к снижению местных потерь и соответственно к снижению диастолического градиента на протезе.

Однако при уменьшении полости левого желудочка протез может стать слишком велик по объему для уменьшившегося желудочка.

Влияние величины ударного объема на величину градиента на протезе. Известно, что величина градиента на естественном клапане определяется величиной открытия и величиной и скоростью потока крови [1, 13, 20].

Однако при исследовании протезов в стендовых условиях мы столкнулись с парадоксальным, на первый взгляд, явлением. На многих шариковых протезах градиент был значительно выражен при небольших и высоких ударных объемах, тогда как при среднем ударном объеме он был значительно меньше. При максимальном расходе градиент был связан со значительным током через клапан. Минимальная производительность, сопровождающаяся уменьшением расхода на клапане, обуславливала неполное открытие клапана и, в результате, выраженный градиент. Средняя производительность была достаточна для полного открытия протеза при небольшом расходе, что выражалось в почти полном отсутствии градиента.

Подобную картину мы наблюдали при оценке клинических данных. В большинстве случаев градиент от 0 до 5 мм рт. ст. наблюдался у больных с ударным объемом от 35 до 60 см³/уд. Наивысший градиент, равный 20 мм рт. ст., был отмечен при низком ударном объеме 20 см³/уд., а при максимальном расходе (83 см³/уд) градиент составил 15 мм рт. ст.

Немаловажную роль в функции протеза играли частота пульса и наличие мерцательной аритмии (табл. 3).

Таблица 3

Зависимость градиента давления от частоты и характера пульса

Характер пульса	Число больных		
	с град. до 5 мм рт. ст.	с град. выше 5 мм рт. ст.	Всего
Ритм—синусовый Пульс—100 уд/мин и <100	4 (50%)	4 (50%)	8 (100%)
Ритм—синусовый Пульс—>100 уд/мин	2 (100%)	0	2 (100%)
Ритм—мерц. аритм. Пульс—100 уд/мин и <100	10 (62%)	6 (38%)	16 (100%)
Ритм—мерц. аритм. Пульс—>100 уд/мин.	1 (7%)	13 (93%)	14 (100%)

Как видно из табл. 3, градиент выше 5 мм рт. ст. наблюдался у подавляющего большинства больных с мерцательной аритмией при пульсе выше 100 уд/мин. В этих условиях шарик, вероятно, не «успевал» срабатывать, тем самым создавая функциональный стеноз, а возможно, и определенную степень недостаточности.

В этой группе следует также учитывать и обычные для мерцательной аритмии нарушения: нарушение эвакуаторной функции предсердий в связи с отсутствием их координированных сокращений и нарушение нормальной функции желудочков, сокращения которых становятся неодинаковыми по силе и последовательности [4].

При сопоставлении частоты пульса и величины артериального систолического давления с величиной градиента на протезе было найдено, что лучшие результаты имеются у больных с систолическим давлением выше 100 мм рт. ст. и пульсом не более 100 уд. в мин.

К этой категории относились 16 больных, причем в 12 случаях градиент на протезе был совсем не выражен, в 2 случаях составлял 2 мм рт. ст. и в 2 случаях 4 и 6 мм рт. ст. В 16 случаях, где отмечалась тахикардия и систолическое давление было низким (100 мм рт. ст. и меньше), результаты распределялись следующим образом:

градиент 4 мм рт. ст. — 1 больной
 " 5 " — 6 больных

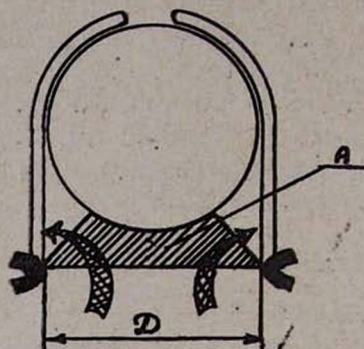


Рис. 1. Площадь усеченного конуса А между седлом и шариком в открытом состоянии равна площади гидравлического отверстия седла с диаметром D.

градиент	8 мм рт. ст.	— 1 больной
"	10 "	— 5 больных
"	15 "	— 1 больной
"	20 "	— 1 больной

Таким образом, анализ полученных нами клинических данных в сочетании с результатами стендовых испытаний показывает, что функция протеза определяется не только его конструкцией, но во многом зависит от условий, в которых работает протез.

Несмотря на ряд явных недостатков шарикового протеза (большие габариты, вес, определенная степень инерционности), мы пока склонны рассматривать его как наилучшую модель из всех используемых в настоящее время.

Однако дальнейший прогресс химии полимеров делает реальным разработку наиболее физиологичного малогабаритного протеза лепесткового типа, обладающего центральным током и оптимальными гидродинамическими параметрами.

Институт
сердечно-сосудистой хирургии
им. А. Н. Бакулева

Поступило 15.VI 1970 г.

ՅՈՒԿԵՐՄԱՆ Գ. Ի., ԴՈԲՐՈՎԱ Ն. Ե., ԿՈՒԶՄԻՆԱ Ն. Բ.,
ԿՈՄԱՉ Գ. Ա., ԶՈՇԻՐԱԵՎ Ս. Դ.

ՄԻԹՐԱԿ ՓԱԿԱՆՆԵՐԻ ՊՐՈԹԵԶՆԵՐԻ ՀԵՄՈԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ԲԵՆԻԹԱԳԻՐԸ

Ա մ փ ո փ ո մ

Հոդվածում տրվում է միթրալ փականների պրոթեզների ֆունկցիաների անմիջական արդյունքները, որ ստացվել են հիվանդների մոտ՝ վիրահատական սեղանի վրա հեմոդինամիկայի ստարիլիզացիայից հետո, և այդ նույն խմբերի պրոթեզների վրա ստենոզիս պայմաններում ստացված տվյալների համեմատական անալիզը:

ZUCKERMANN G. I., DOBROVA N. E., KUZMINA N. B.,
KOSACH G. A., JOSHIBAYEV S. D.

THE HEMODYNAMIC CHARACTERISTICS OF THE MITRAL VALVE PROTHESIS

S u m m a r y

In this paper the direct results of function of the mitral valve prothesis in patients on the operating table after stabilization of the hemodynamics are compared with the data of the same prothesis in stand conditions.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Жадовская В. М. Эффективность операции митральной комиссуротомии по данным измерения давления в полостях сердца и легочной артерии. Канд. дис. 1964. 2. Кривачиков Ю. Н. Грудная хирургия, 1965, 2, 104—107. 3. Кузьмина Н. Б. Изучение функциональных свойств искусственных клапанов сердца. Канд. дис. 1968. 4. Петросян Ю. С. Васильев И. Г. Кардиология, 1968, 7, 110—117. 5. Ellis F. H., Callaghan J. A. Proc. Staff Meet. Mayo Clin., 1961, 36, 605—609. 6. Barnard C. N., Goosen C. N. and oth. The Lancet, 1962, 2, 7363, 25—27. 7. Barnard C. N., Schrier V. and oth. Surgery, 1965, 57, 2, 211—219. 8. Byron F. X. The J. Thor. Cardio. Surg., 1965, 50, 6, 834—835. 9. Cross F. S., Akao M., Jones R. D. Surgery, 1967, 62, 4, 797—806. 10. Cruz A. B., Kasfer R. L. and oth. Surgery, 1965, 58, 6, 995—998. 11. Edgett. Circulation, 1967, 36, 3, 422—426. 12. Ernst R. W., Stokes H. D. J. Thor. Cardio. Surg., 1963, 46, 6, 737—741. 13. Gorlin R., Gorlin S. G. Am. Heart J., 1951, 41, 1—29. 14. Harken D. E., Matloff J. M. J. Thor. Cardio. Surg., 1968, 55, 3, 369—382. 15. Judson W. E., Ardaiz J. and oth. Circulation, 1964, 29, 4, suppl. 1, 14—29. 16. Kloster F., Herr R. H., Starr A., Groszold H. E. Trans. Amer. Soc. Int. Organs, 1967, 13, 105—110. 17. Kally B. R., Martini E. R. et al. Circulation, 1969, 39, 5, suppl.; 119—125. 18. Morrow A. G., Brawley R. E., Braunwald E. Circulation, 1964, 30, 4, suppl. 1, 3—129. 19. Paton B. C., J. Thor. Cardio. Surg., 1969, 57, 5, 726—731. 20. Raber G., Goldberg, H. Am. J. Cardio. 1958, 1, 572. 21. Sarof J. A., J. Thor. Cardio. Surg., 1956, 50, 6, 837. 22. Sen P. K., Parulkar G. B. and oth. Indian J. Surg., 1966, 28, 9, 498—506. 23. Williams K. R., Roger A., Dublick S. J. Thor. Cardio. Surg., 1965, 49, 4, 540—549.