

4. Чочиа П.А. Обнаружение капилляров на изображениях, формируемых капилляроскопом // Информационные процессы. 2013. № 2. С. 63-75.
5. Чочиа П.А. Методы преобразования изображений, использующие двухмасштабную модель / В кн.: Кодирование и обработка изображений. – М.: Наука, 1988. С. 98-112.
6. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2012.
7. Gruen A.W. Adaptive least squares correlation: A powerful image matching technique // S. Afr. J. Photogrammetry, Remote Sensing and Cartography. 1985. Vol. 14. № 3. PP. 175-187.
8. Чочиа П.А. Быстрое корреляционное совмещение квазирегулярных изображений // Информационные процессы. 2009. Т. 9. № 3. С. 117-120.
9. Лучко Д.В., Иванушкина Н.Г. Количественный анализ в коронарной ангиографии: алгоритм автоматизированного определения диаметра сосудов // Электроника и связь. 2009. № 2-3. С. 161-165.
10. Jayanthi A.K., Sujatha N., Ramasubba Reddy M. Measuring blood flow: Techniques and applications – A review // International journal of research and review in applied sciences. 2011. Vol. 6. PP. 203-216.
11. Lo L.-Ch., Chiang J.Y., Cai Yu-S. Three-dimensional Vision-based Nail-fold Morphological and Hemodynamic Analysis / 11th IEEE Int. Conf. on Bioinformatics and Bioengineering BIBE-2011, Taichung, Taiwan. PP. 44-51.
12. Limb J.O., Murphy H.A. Measuring the Speed of Moving Objects from Television Signals // IEEE Trans. Comm. COM-23. 1975. № 4. PP. 474-478.

*Павел Антонович Чочиа,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Институт проблем передачи
информации им. А.А. Харкевича РАН,
г. Москва,
e-mail: chochia@iitp.ru*

Л.В. Беляев, А.Б. Иванченко, А.В. Жданов, В.В. Морозов

Математическое моделирование гемодинамических характеристик насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа

Аннотация

В статье описан подход к проектированию насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа на основе численного моделирования гемодинамических процессов. Показано влияние геометрии искусственных клапанов сердца и присоединительных патрубков на гемодинамические процессы, протекающие при работе насоса крови. Обоснована возможность применения данного подхода для проектирования насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа с учетом гемодинамических характеристик.

Введение

Применение аппаратов вспомогательного кровообращения (ВК) является одним из наиболее часто используемых методов лечения терминальной стадии сердечной недостаточности. Для этих целей применяются как экстракорпоральные, так и имплантируемые системы ВК пульсирующего типа. Данные системы должны обеспечивать максимальную производительность 8 л/мин при противодавлении 120 мм рт. ст. Однако не менее важным требованием является обеспечение стабильности гемодинамических показателей работы системы ВК.

На первоначальном этапе создание систем ВК, отвечающих требованиям к гемодинамике, было результатом применения эмпирического подхода, основанного на ограничениях, продиктованных физиологическими соображениями, ограничениями источника энергии, биологической совместимостью материалов и легкостью при имплантации, а геометрическая форма насоса крови приближалась к форме естественного сердца. В рамках указанного подхода, используемого и в разработке других технических систем с целью выбора альтернативных решений и получения оптимальной геометрической формы, вносимые усовершенствования – это результат проведения серии натуральных сравнительных испытаний [1], что является очень трудоемким и длительным процессом и приводит к удорожанию конструкции, а также увеличивает сроки выпуска готового изделия. В связи с этим перспективным является подход, дающий возможность обеспечить стабильность гемодинамических показателей за счет нахождения оптимальной геометрической формы насоса крови на этапе проектирования. Имеющийся математический аппарат, описывающий поведение крови, и развитие компьютерной техники дают возможность для реализации данного подхода на основе теории численных методов.

В работе [2] приведены результаты математического моделирования поведения и расчет гемодинамических параметров насосов мешотчатого типа зарубежных производителей, применяемых в клинической практике. Однако в нашей стране данный подход широко применяется только для моделирования течения крови через искусственные клапаны сердца [3], которые являются элементами конструкции насосов крови пульсирующего типа. Поэтому рассматриваемая в статье проблема по применению численного моделирования гемодинамических характеристик насосов крови для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа является особенно актуальной.

Материалы и методы

Численное моделирование и анализ поведения жидкости в камере насоса крови в фазах диастолы и систолы необходимы для определения показателей гемодинамики, имеющих значение для оценки качества работы спроектированной конструкции. Моделирование проводилось в два этапа: на первом определялась оптимальная по гемодинамическим показателям геометрическая форма насоса крови посредством варьирования размеров и изменения пространственной ориентации основных конструктивных элементов. На втором этапе к полученной модели добавлялась реальная геометрия искусственных клапанов сердца и присоединительных патрубков. Поведение крови в камере насоса подчиняется основным законам гидродинамики. Гидродинамический анализ поведения жидкости в камере насоса крови выполнен со следующими допущениями: кровь является ньютоновской жидкостью, т. е. несжимаемой вязкой жидкостью, подчиняющейся в своем течении закону вязкого трения Ньютона, определяющему линейную зависимость касательного напряжения и градиента скорости; жидкость не испытывает фазовых переходов; не учи-

тываются массовые силы; не рассматривается теплообмен со стенками камеры и в потоке жидкости; течение жидкости является турбулентным.

Основными уравнениями, описывающими течение несжимаемой ньютоновской вязкой жидкости, являются уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial \rho u_x}{\partial x} + \frac{\partial \rho u_y}{\partial y} + \frac{\partial \rho u_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

и уравнения движения сплошной среды (уравнения Навье-Стокса):

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_x}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_x}{\partial z} &= X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_x; \\ \frac{\partial u_y}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_y}{\partial z} &= Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_y; \\ \frac{\partial u_z}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} &= Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_z, \end{aligned} \quad (2)$$

где u_x, u_y, u_z – составляющие (проекции) вектора скорости U ; P – давление; μ – эффективная динамическая вязкость; ν – кинематическая вязкость; ρ – плотность; X, Y, Z – составляющие (проекции) вектора F внешней массовой силы; Δ – оператор Лапласа.

Турбулентные течения характеризуются флуктуациями поля скорости. При решении уравнений Навье-Стокса, описывающих такие течения, применяется подход, основанный на использовании осредненных по времени величин. В результате появляются дополнительные неизвестные. Для замыкания системы уравнений используются различные модели турбулентности. На сегодняшний день существует большое количество моделей турбулентности. Однако ни одна из известных моделей не является универсальной для всех существующих классов исследовательских задач. Выбор оптимальной модели турбулентности зависит от типа течения, специфического класса задачи, требуемой точности решения, доступных вычислительных ресурсов и т. п. Из многообразия общепризнанных моделей турбулентности можно выделить k - ϵ -модель, которая является, видимо, наиболее удачной моделью турбулентности первого уровня замыкания. Для описания турбулентных величин в ней используется система двух нелинейных диффузионных уравнений: для кинетической энергии турбулентности (*turbulence kinetic energy*) k , уравнение (3), и для скорости диссипации турбулентной энергии (*dissipation rate of turbulence energy*) ϵ , уравнение (4):

$$\frac{\partial k}{\partial \tau} + \text{div}(\rho U k) = \text{div} \left[\left(\mu_{lam} + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \text{grad} k \right] + \mu_t G - \rho \epsilon; \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial \epsilon}{\partial \tau} + \text{div}(\rho U \epsilon) &= \text{div} \left[\left(\mu_{lam} + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \text{grad} \epsilon \right] + \\ &+ C_{1\epsilon} \mu_t G \frac{\epsilon}{k} - C_{2\epsilon} \rho \frac{\epsilon^2}{k}, \end{aligned} \quad (4)$$

где

$$\begin{aligned} G &= 2 \left[\left(\frac{\partial u_x}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_y}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_z}{\partial z} \right)^2 \right] + \\ &+ \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^2; \\ \mu_t &= \rho C_\mu \frac{k^2}{\epsilon}; \end{aligned}$$

$\mu = \mu_{lam} + \mu_t$, где μ_t – турбулентная динамическая вязкость; μ_{lam} – динамическая вязкость ламинарного потока; $C_{1\epsilon}, C_{2\epsilon}, C_\mu, \Sigma_\epsilon, \sigma_k$ – эмпирические константы k - ϵ -модели турбулентности, имеющие следующие значения: $C_{1\epsilon} = 1,44; C_{2\epsilon} = 1,92; C_\mu = 0,09; \Sigma_\epsilon = 1,3; \sigma_k = 1$.

Граничные условия определяют значения искомых функций на границах потока и зависят от типа границ: неподвижная непроницаемая стенка, скорость движения жидкости на которой равна 0, т. е. реализуется условие «прилипания» жидкости к стенке; подвижная непроницаемая стенка, скорость движения жидкости на которой равна скорости движения стенки; свободная поверхность, на которой задается одно из значений искомых функций: скорость движения жидкости, давление жидкости.

Для численной характеристики качества спроектированной конструкции использовался нормализованный индекс гемолиза (*Normalized Index of Hemolysis, NIH*), рассчитываемый на основе известной методики [4]. Определение *NIH* основано на использовании результатов расчета кинетической энергии турбулентности (*ENKE*) и касательных напряжений Рейнольдса, т. е. на использовании так называемой модели касательных напряжений (*stress-based model*).

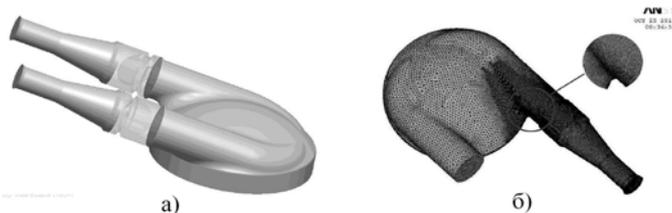


Рис. 1. Трехмерная модель: а) внутреннего объема насоса крови мембранного типа; б) разбитая на конечные элементы

Таблица 1

Параметры модели для гемодинамического анализа

Статистика конечно-элементной модели	
Количество узлов	179485
Количество элементов	1011095
Тип элемента	FLUID 142
Вид элемента	3-D, 8-узловой
Средняя длина ребра, мм	2
Средняя длина ребра в зонах сгущения, мм	0,7
Параметры жидкости	
Динамическая вязкость, Па·с	0,0032
Плотность, кг/м ³	1060
Краевые условия	
Скорость движения мембраны, мм/с	10,5 / 21
Частота пульсаций мембраны, Гц	1
Соотношение систола/диастола	1:3
Время систолы, с	0,25
Время диастолы, с	0,75
Расход, л/мин	5
Давление на выходе, мм рт. ст.	120
Давление на входе, мм рт. ст.	10
Ход мембраны, мм	±10

Расчетная модель насоса крови создана с учетом влияния геометрии, действия клапанов, входных и выходных патрубков и движения мембраны на основе твердотельных моделей, разработанных в CAD-системе «Pro/ENGINEER WF5». Исходная расчетная твердотельная модель представляет собой внутренний объем насоса крови с учетом реальной геометрии основного тела, клапанов, радиусов и переходов (рис. 1а). Для создания конечно-элементных моделей использовался конечный элемент, предназначенный для решения задач тепло-массообмена и взаимодействия «жидкость – твердое тело». Для получения более точного решения разбиение происходило с учетом геометрической сложности объема и характера протекающих процессов. Это выражалось в сгущении сетки конечных элементов в зонах с высокими градиентами гидродинамических параметров (скорости, давления и т. п.) и сложной геометрии.

рии, определяющей характер течения (торможение, закрутка потока и т. п.). Сгущение было выполнено в зонах клапана, патрубка, входа в камеру насоса крови (рис. 1б). Статистические параметры конечно-элементной модели приведены в табл. 1.

В соответствии с постановкой задачи в расчете использовалась только геометрия, участвующая в работе соответствующего цикла. Задаваемые свойства жидкости были аналогичны по своим свойствам крови, а именно: динамическая вязкость $\mu_{lam} = 0,0036 \text{ Па}\cdot\text{с}$; плотность $\rho = 1060 \text{ кг/м}^3$.

Граничные условия обеспечивали подвижность стенки ИЖС со стороны мембраны. Задавались скорости движения стенки мембраны: в фазе диастолы – 21 мм/с; в фазе систолы – 10,5 мм/с.

На входе потока жидкости в фазе диастолы и на выходе в фазе систолы задавалось нулевое значение избыточного давления. На остальных стенках корпуса насоса крови, клапана и патрубков задавались условия «прилипания» жидкости к стенке, т. е. $U = 0$. Задача решалась в нестационарной постановке. Временные интервалы фаз диастолы (T_d) и систолы (T_c) были приняты из соотношения $T_c / T_d = 1:3$ и составили 0,75 и 0,25 с соответственно.

Результаты

Выбранные параметры расчетной модели позволили получить физически и численно корректные результаты на обоих этапах моделирования. Результаты первого этапа моделирования и связанные с нахождением оптимальной геометрической формы насоса крови подробно отражены в работах [5], [6]. В данном разделе представлены результаты, касающиеся вто-

рого этапа и показывающие влияние геометрии искусственных клапанов сердца и присоединительных патрубков на гемодинамические процессы, протекающие при работе насоса крови.

Результаты численного моделирования гидродинамических процессов, протекающих внутри камеры насоса крови, представлены в виде векторных диаграмм, а также графиков, полученных в постпроцессоре «ANSYS». Такое представление результатов является наиболее информативным и дает возможность визуально оценить изменение гидродинамических показателей. Диаграммы изменения гидродинамических параметров представлены по фазам и в порядке, соответствующем фазам сердечного цикла.

На рис. 2 представлены векторные диаграммы поля скоростей внутри камеры насоса крови и в зоне расположения клапана для оценки наличия застойных зон, их размера и расположения, а также зон закручивания потока, максимального значения скорости потока во время работы насоса крови. Данные представлены для начала и конца фаз диастолы и систолы соответственно.

Анализ представленных диаграмм показывает отсутствие застойных зон, локальных зон закручивания потока. Отличие между максимальными (1,01 м/с; 3,06 м/с) и минимальными (0,93 м/с; 2,92 м/с) значениями скорости потока крови для обеих фаз сердечного цикла составляет 1,1 раза. Минимальные значения скорости наблюдаются в начале фаз и достигают максимума по мере развития процессов заполнения или изгнания крови из камеры насоса.

Выраженное закручивание потока в сторону противоположенного патрубка в фазе диастолы способствует хорошей омы-

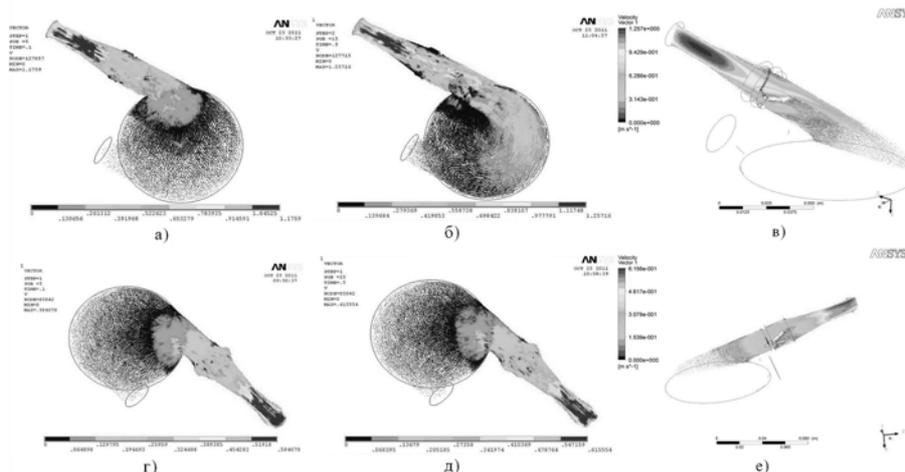


Рис. 2. Поля векторов скоростей внутри камеры насоса крови и в зоне клапана: а), б), в) в фазе диастолы; г), д), е) в фазе систолы

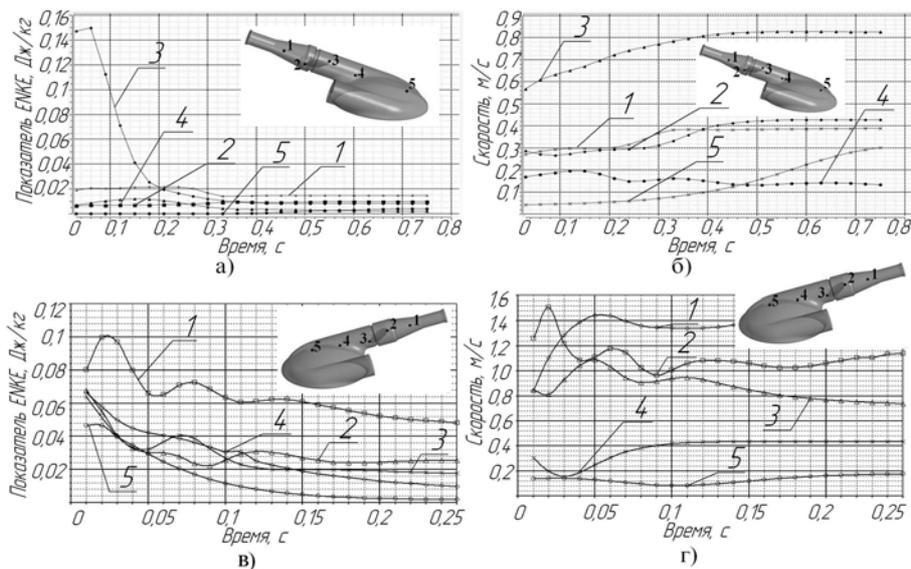


Рис. 3. Изменение показателя ENKE и скорости потока внутри камеры насоса крови: а), б) в фазе диастолы; в), г) в фазе систолы

ваемости внутренней полости камеры насоса крови и снижает возможность образования тромбов.

Не менее важным показателем, который оказывает влияние на поведение крови внутри камеры насоса и влияет на уровень гемолиза, является показатель *ENKE*. Данный показатель характеризует изменение турбулентных явлений.

Для подтверждения отсутствия изменения значений скорости потока в большом диапазоне значений представлены графики изменения скорости потока крови и показателя *ENKE* в пяти характерных точках, лежащих внутри камеры насоса крови (рис. 3): конусная часть патрубка (1); диск открытого клапана (2, 3); область перехода цилиндрической части в основное тело корпуса насоса (4); область пересечения плоскости, проходящей через ось патрубка и основного тела корпуса насоса (5).

Представленные кривые отражают стабильность процессов, протекающих во время систолы и диастолы в камере насоса крови, при наличии всплесков лишь в начальные моменты времени, что объясняется неустановившимся процессом. Кривые имеют качественное сходство, отличаясь лишь абсолютными значениями. Исследуемые величины не меняют знак, а абсолютное значение колеблется в минимальном диапазоне, что не вызывает травм крови.

Расчетное значение нормализованного индекса гемолиза составило 0,0037 г/100 л, что хорошо коррелирует с аналогичным показателем отечественных систем, применявшихся в различное время в клинической практике [7].

Заключение

В результате проведенных исследований получена оригинальная конструкция насоса крови [8] для систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа. Данная конструкция обеспечивает стабильно низкие гемодинамические показатели и может быть использована как в имплантируемых, так и в экстракорпоральных системах различной длительности применения.

Список литературы:

1. *Mussivand T., Day K.D., Naber B.C.* Fluid Dynamic Optimization of a Ventricular Assist Device Using Particle Image Velocimetry // JASAIO. 1999. Vol. 45. № 1. PP. 25-31.

2. *Sahrapour A.* Optimal Control of Time-Dependent Viscous Flow with Potential Application to Artificial Hearts / Ph. D. Dissertation Department of Mechanical Engineering, University of Ottawa, Ottawa, Canada. 1995.
3. *Орловский П.И., Гриценко В.В., Юхнев А.Д. и др.* Искусственные клапаны сердца. – СПб.: Олма Медиа Групп, 2007. 464 с.
4. *Naito K. et al.* The need for standardizing the index of hemolysis // IJAO. 1992. Vol. 38. PP. 237-242.
5. Синтез ИЖС с заданными гемодинамическими характеристиками / Под ред. В.В. Морозова. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2007. 180 с.
6. *Беляев Л.В., Жданов А.В.* Использование методов компьютерного моделирования в разработке ИЖС // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2011. Т. 13. № 4. С. 97-100.
7. *Куликов Н.И., Толлекин В.Е.* Вспомогательное кровообращение и основы системного подхода к проектированию имплантируемых технических средств с пульсирующим кровотоком. Монография. – М.: Изд-во «МАИ-Принт», 2009. 291 с.
8. *Беляев Л.В., Морозов В.В., Жданов А.В.* Искусственное сердце / Патент на полезную модель РФ № 127315 от 27.04.2013.

Леонид Викторович Беляев,
канд. техн. наук, доцент,

Александр Борисович Иванченко,
канд. техн. наук, доцент,

Алексей Валерьевич Жданов,
канд. техн. наук, доцент,

Валентин Васильевич Морозов,
д-р техн. наук, профессор,

зав. кафедрой «Технология машиностроения»,
Владимирский государственный университет

им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
г. Владимир,

e-mail: otleonida@pisem.net

А. Остадфар, Э. Равич

Влияние пульсирующего потока и обратной очистки на скорость потока плазмы при плазмаферезе. Часть 1. Теория

Аннотация

Первый этап фильтрация крови в почках включает в себя отделение твердых частиц (клеток крови и белков) от жидкой части крови (плазмы). Проектирование и изготовление имплантируемой искусственной почки требует глубоких теоретических знаний и экспериментальных данных, описывающих этот процесс. В статье рассмотрена теория обратной очистки, рассматривающая зависимость потока пермеата от времени, в течение которого происходит фильтрация крови поперечным потоком. Представленный метод позволяет снизить уровень загрязнения мембранного фильтра. Предлагаемый подход предполагает использование внутренней энергии человеческого тела (пульсации крови) для обеспечения колебаний диафрагмы насоса, необходимых для фазы обратной очистки в процессе фильтрации. В статье приведены результаты исследования влияния на скорость потока пермеата таких параметров, как скорость поперечного потока, число Уомерсли, перепад давления и время фильтрации.

1. Вступление

Тангенциальный поток (или поперечный поток) на мембране – достаточно распространенная техника фильтрации, применяемая в медицине и в промышленности. Поперечный поток в системе фильтрации снижает скорость засорения мембраны, вызванного закупориванием пор осадками (отложениями). Таким образом, тангенциальный поток позволяет системе фильтрации поддерживать квазистационарный поток пермеата в течение длительного времени [1].

При разделении клеток в поперечном потоке такие факторы, как скорость, число Рейнольдса, трансмембранное давление, сопротивление мембраны, размер частиц, форма частиц и состояния поверхности, имеют очень важное значение. В связи с этим была разработана теоретическая модель, удовлетворяющая условию вариативности геометрических форм и параметров пор в имплантируемом мембранном фильтре [2]. Результаты показали, что геометрические параметры пор фильтра (длина канала, угол, форма поперечного сечения) оказывают влияние на трансмембранное давление, которое не-