

# КОРПУС ОДНОРАЗОВОГО СОРБЦИОННОГО МАССООБМЕННОГО УСТРОЙСТВА\*

**Ф.И. Казаков, В.В. Кирковский**

Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Республика Беларусь

## CYLINDER OF THE DISPOSABLE MASS EXCHANGE DEVICE FOR HEMOSORPTION

**F.I. Kazakov, V.V. Kirkovsky**

Belarusian State Medical University, Minsk, the Republic of Belarus

### АКТУАЛЬНОСТЬ

Метод гемокарбоперфузии, ранее широко применяемый в нашей стране, может быть повсеместно утрачен по причине отсутствия промышленного выпуска массообменных устройств однократного применения.

### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В качестве объекта исследования изучены физико-химические свойства материалов и особенности конструкции элементов образцов корпуса различного объема.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

Проведены исследования свойств элементов и материалов корпуса массообменника гемосорбционного. В стендовых экспериментах изучены гидродинамические параметры проведения манипуляций с использованием разработанных корпусов при различных скоростях перфузии.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработан оригинальный корпус массообменного устройства для гемосорбции, однократного применения, удовлетворяющий современным клиническим запросам.

### Ключевые слова:

гемокарбоперфузия, гемосорбция, гемосорбент, корпус массообменного устройства, массообменное устройство.

### BACKGROUND

Hemocarbo-perfusion, previously widely used in our country, can universally pass out of use due to the lack of industrial production of disposable mass exchange devices.

### MATERIAL AND METHODS

Physicochemical properties of materials and design features of the body samples elements of various sizes have been studied.

### RESULTS

The elements and materials properties of the hemosorption mass exchanger cylinder have been studied. Hydrodynamic parameters of manipulation using the developed cylinders at different perfusion rates have been studied in bench experiments.

### CONCLUSION

The original cylinder of the disposable mass exchange device for hemosorption, which meets the current clinical needs, has been developed.

### Keywords:

hemocarbo-perfusion, hemosorption, hemosorbent, cylinder of the mass exchange device, mass exchange device.

## ВВЕДЕНИЕ

Прошло более 40 лет с того момента, когда в Советском Союзе группой энтузиастов во главе с академиком Ю.М. Лопухиным были начаты исследования по изучению характера лечебного действия гемокарбоперфузии — перфузии крови через непокрытые углеродные гемосорбенты [1]. Но несмотря на полученные обнадеживающие результаты при включении этой методики в комплексную терапию пациентов с синдромом эндогенной интоксикации, широкого клинического распространения она не получила по причине частых осложнений. Разработка и налаживание промышленного производства непокрытых углеродных гемосорбентов с хорошей гемосовместимостью и атромбогенностью, с большой сорбционной емкостью обеспечили резкое снижение частоты и тяжести постсорбционных и интраоперационных осложнений. В последующие годы это обстоятельство определило

повсеместное распространение метода гемокарбоперфузии на территории СССР при лечении широкого спектра заболеваний и состояний, сопровождающихся синдромом эндогенной интоксикации [2].

Разрыв экономических связей постсоветских республик и прекращение выпуска гемосорбентов типа СКН, служивших «золотым стандартом» для непокрытых углеродных гемосорбентов, привели к значительному сокращению применения гемокарбоперфузии в практическом здравоохранении.

Отечественными учеными впервые было показано, что основные эффекты лечебного действия гемокарбоперфузии заключаются в извлечении гидрофобных соединений с поверхности транспортных белков и цитоплазматических мембран [3, 4]. С учетом этого факта рядом зарубежных компаний были разработаны аппараты по извлечению из организма не только

\* Данная статья является первой частью исследований, проведенных авторами. Во второй части, публикация которой также ожидается в нашем журнале, будут представлены результаты клинического применения предлагаемого устройства для гемосорбции.

гидрофильных, но и гидрофобных субстанций. Однако принцип работы этой аппаратуры не обеспечивает делигандизации форменных элементов и не способен позитивно влиять на микроциркуляцию, как это происходит при гемокарбоперфузии. Аппараты искусственной поддержки печени типа *Mars* и *Prometheus* отличаются излишней сложностью в эксплуатации, производятся и реализуются с дорогостоящими комплектами расходных материалов, что ограничивает их широкое и повсеместное использование даже в европейских странах [5–8].

Основную часть экстракорпорального контура представляет массообменное устройство, которое состоит из корпуса и гемосорбента. От характера распределения потоков крови в корпусе, наличия зон застоя, турбулентности и тромбообразования в значительной степени зависит эффективность удаления из крови патогенетически значимых субстанций. Конструкция массообменника должна обеспечивать равномерное распределение потока крови по всему поперечному сечению массообменника. Один из постулатов гемокоагулологии свидетельствует о том, что тромбоз крови начинается в зоне повышенной турбулентности, замедления или остановки тока крови. Известно, что средняя скорость перфузии крови через массообменники данного типа колеблется в пределах от 50 и до 150 мл в мин. В тех случаях, когда соотношение длины к ширине корпуса массообменника составляет 2:1 и даже 3:1, максимальная перфузия крови осуществляется вдоль оси колонки, что получило название «централизации» потока крови. При этом образуются зоны ее застоя в пристеночном слое шихты гемосорбента с последующим запуском процессов гемокоагуляции и, как следствие, наступлением преждевременного тромбоза шихты гемосорбента. Следует отметить, что подавляющее большинство из выпускаемых в настоящее время на промышленной основе массообменников не соответствует современным требованиям. Эти недостатки касаются не только конструкции их, но и материалов, из которых они изготовлены [9].

Для разработки и создания конструкции корпуса массообменного устройства для гемосорбции, отвечающего всем современным требованиям, учитывающим технические особенности проведения гемокарбоперфузии, а также лишенного недостатков известных прототипов, необходимо выполнение ряда условий:

1. Поверхность материалов корпуса массообменного устройства должна иметь хорошую гемосовместимость, быть гидрофобной, не вызывать адгезии форменных элементов крови и не приводить к активации факторов свертывания крови.
2. В конструкции массообменного устройства должны отсутствовать участки образования застоя, турбулентности, централизации потока крови, а гидрофобные материалы, его составляющие, препятствовать агрегации на гетерогенной поверхности тромбоцитов и предупреждать запуск системы коагуляции в экстракорпоральном контуре.
3. Проведение гемоперфузии через устройство в пределах заданных параметров не должно приводить к избыточному сопротивлению потока крови.
4. Корпус устройства должен представлять собой герметичный сосуд, исключающий кровопотерю.
5. Для безопасности пациента устройство должно быть только однократного использования.

Таким образом, целью нашего исследования было создание одноразового корпуса массообменного устройства для проведения гемокарбоперфузии, который был бы лишен недостатков устройств, использующихся в настоящее время.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В качестве объектов исследования избраны образцы корпусов из поликарбоната шести типоразмеров, внутренняя камера которых представляет собой герметичный цилиндр правильной формы для заполнения гемосорбентом (рис. 1). Изучение гидрофобных свойств материалов компонентов массообменного устройства проводили по методике определения смачивания материалов, контактирующих с кровью. В ходе эксперимента корпуса и крышки из поликарбоната, колпачки, фильтры-делители из полиуретана, уплотнительные силиконовые кольца полностью погружали в емкость с раствором натрия хлорида на 2, 12 и 24 ч. После этого исследуемые элементы извлекали из емкости и после свободного стекания жидкости в течение 10 с взвешивали.

Проверку герметичности универсального корпуса проводили впуском в устройство медицинского газа (кислорода) под избыточным давлением 4,9 ат из вентиля централизованной подачи. Затем устройство полностью погружалось в емкость с жидкостью при температуре  $20 \pm 1^\circ\text{C}$ . Наличие или отсутствие герметичности контролировали визуально — по выходу пузырьков воздуха.

Перфузионное сопротивление разрабатываемого массообменного устройства изучали с помощью манометров путем сравнения давления жидкости на входе и выходе устройства без гемосорбента при различных скоростях перфузии (рис. 2). Оно определялось по градиенту давления на входе и выходе из массообменного устройства и выражалось в мм рт.ст. В качестве перфузата использовали раствор хлорида натрия из термостатированного резервуара ( $37 \pm 1^\circ\text{C}$ ). Крышки накручивали на корпус с помощью динамометрического ключа с усилием рабочего момента 20 Нм (6 кг) при длине рычага в 33 см. Устройство устанавливали в вертикальном положении и к штуцерам крышек подсоединяли входную и выходную кровопроводящие магистрали с присоединенными к ним манометрами. С помощью перфузионного насоса массообменное устройство заполняли раствором хлорида натрия.

Для оптимизации процессов распределения потока крови внутри корпуса массообменного устройства было решено в качестве фильтра использовать элементы, названные нами «фильтрами-делителями». Фильтры-делители представляют собой круглые пластины толщиной не более 0,5 мм, в которых залито полимером (полиол и изоцианат) около 10 000 полисульфоновых капилляров диаметром  $0,1 \pm 0,05$  мм (рис. 3).

Для изучения характера распределения потока жидкости при ее прохождении через фильтры-делители было разработано оригинальное стендовое устройство и оригинальная методика стендовых экспериментов (рис. 4).

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

С целью создания модели корпуса для массообменного устройства было необходимо изучить возможности использования элементов различных типоразмеров. Материалом, удовлетворяющим требованиям хорошей гемосовместимости и наиболее подходящим



Рис. 1. Общий вид массообменного устройства

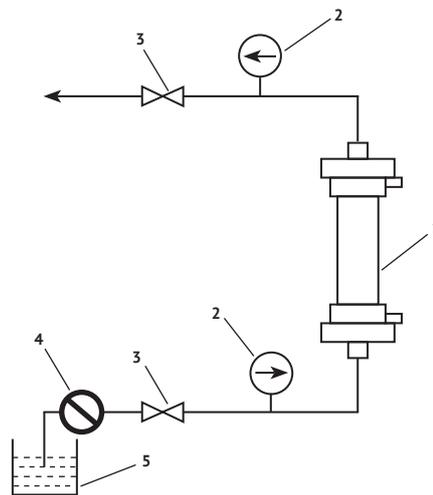


Рис. 2. Схема контроля перфузионного сопротивления. 1 – корпус; 2 – манометры; 3 – зажимы; 4 – перфузионный насос; 5 – резервуар с термостатированной жидкостью

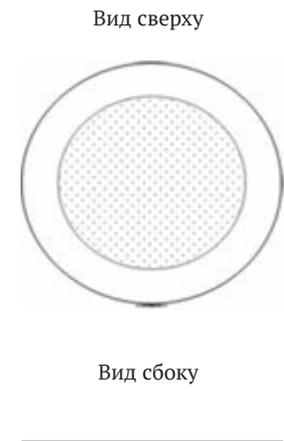


Рис. 3. Фильтр-делитель потока крови

для изготовления корпуса устройства, оказался поликарбонат. Этот синтетический материал обладает биологической стабильностью и не деградирует при контакте с кровью. Согласно статистическим данным, объем промышленного производства материалов с аналогичными свойствами составляет около 0,1% от общемирового объема биополимеров всех видов [10]. Подтверждением максимально возможной гемосовместимости полисульфона служит тот факт, что он применяется для изготовления искусственных клапанов сердца и элементов искусственного сердца. В процессе проведения исследований была предложена конструкция массообменника, который представляет собой колонку цилиндрической формы, в которой соотношение длины к диаметру в зависимости от ее объема может меняться от 5:1 до 10:1, что позволяет изменять количество гемосорбента в массообменном устройстве и, соответственно, регулировать его сорбционную емкость. По торцам корпуса плотно закручиваются крышки, под которыми находятся входной и выходной фильтры-делители потока крови из полисульфона. Для обеспечения максимально возможной герметичности между крышками и фильтрами-делителями помещаются уплотнительные силиконовые кольца.

Разработанный образец корпуса массообменного устройства обладает универсальными свойствами, его можно заполнять любым гемосорбентом (активированным углем или, например, биоспецифическим сорбентом). Данное конструктивное решение наиболее эффективно с точки зрения массообмена и профилактики тромбообразования в застойных зонах. Массообменное устройство в короткие сроки и высокоадаптивно коммутируется в контур проведения гемосорбции с кровепроводящими магистралями.

Корпуса массообменных устройств представлены шестью типоразмерами с объемом внутренней камеры от 130 до 450 мл, при этом соотношение длины корпуса к диаметру устройства колеблется от 10:1 до 5:1. Широкий диапазон соотношения длины к диаметру объясняется тем обстоятельством, что в urgentной клинической практике используют различные методики проведения гемосорбции. Так, при выпол-

нении биоспецифической гемосорбции для достижения лечебного эффекта достаточно использовать относительно небольшие объемы гемосорбента (от 70 до 150 см<sup>3</sup>) при скорости перфузии в диапазоне 60±20 мл/мин. В этой ситуации массообменники с соотношением длины к диаметру 10:1 наиболее полноценно обеспечивают предупреждение образования застойных зон, поэтому их можно применять и при курации пациентов с минимальным весом или в педиатрической практике. В той ситуации, когда для достижения достаточного лечебного эффекта от гемосорбции требуется использовать гемосорбенты объемом 400–500 см<sup>3</sup> и скоростью перфузии 120±20 мл/мин, это соотношение может составлять 5:1. Данное конструктивное решение наиболее эффективно как с точки зрения массообмена, так и профилактики тромбообразования в застойных зонах. Такой диапазон типоразмеров корпуса, универсальный характер его заполнения и коммутации существенно расширяет возможности оказания неотложной помощи службой экстренной детоксикации. При этом имеется возможность выбора типоразмеров массообменных устройств с учетом веса и роста пациентов, тяжести их состояния и характера патологии [9].

Изучение гидрофобных свойств материалов, используемых в комплектации корпуса, и степени смачивания их поверхности жидкостью, показало отсутствие статистически значимого изменения их веса после экспозиции в жидкой среде. Это подтверждает данные литературы о гидрофобных свойствах материалов, используемых для изготовления деталей корпуса. Данное обстоятельство обеспечивает отсутствие адгезии тромбоцитов на гетерогенной поверхности элементов массообменника и высокую степень атромбогенности и гемосовместимости данного устройства. Исследование герметичности массообменника по представленной выше методике показало отсутствие выхода пузырьков газа из разработанного устройства, что свидетельствует о герметичности внутреннего пространства корпуса, его достаточной надежности и, следовательно, невозможности кровопотери из массообменника.

Изучение градиента перфузионного давления, согласно показаниям манометров (рис. 2), показало, что на входе и выходе из массообменника он не превысил  $6 \pm 1$  мм рт.ст. (табл. 1). Как видно, изменение скорости перфузии от 10 до 200 мл/мин не приводит к статистически значимому росту градиента перфузионного сопротивления.

Таблица 1  
Градиент давления входа и выхода

Скорость перфузии, мл/мин	10	50	100	150	200
Перфузионное сопротивление, мм рт.ст.	X	X+1	X+3	X+4	X+5

Изучение характера распределения жидкости через фильтры-делители потока крови проводили по разработанной оригинальной методике (рис. 4). Для этого поверхность фильтра была разделена условно на два сектора: центральный и периферический. Центральный сектор, расположенный в центре фильтра, имел площадь, описываемую половиной радиуса от центра, а периферический — всю оставшуюся площадь фильтра. Проведены более 50 стендовых перфузий 0,9% раствора натрия хлорида, окрашенного метиленовым синим, через различные типоразмеры корпусов массообменного устройства при изменении скорости перфузии от 10 до 200 мл/мин.

Как видно из рис. 4, вдоль всей длины корпуса перпендикулярно входному фильтру-делителю и вплотную к нему одним срезом были помещены трубки из поливинилхлорида диаметром 5 мм. При диаметре корпуса 40 мм внутри него были размещены 50 таких трубок. Другим свободным концом трубки, расположенные в центральной и периферической части фильтра, были помещены в мерные пробирки. С помощью перистальтического насоса в заборную трубку закачивали перфузат с различной скоростью. Распределение потока жидкости через фильтр-делитель при различных скоростях перфузии продемонстрировано в табл. 2. При диаметре фильтра 40 мм площадь центрального сектора составила  $3,1 \text{ см}^2$ , а периферического —  $9,4 \text{ см}^2$ .

При прокачивании жидкости со скоростью 40 мл в минуту через фильтр объем перфузии через  $1 \text{ см}^2$  его поверхности в центральной зоне составил  $3,9 \pm 0,1$  мл, что почти в 1,5 раза превысило этот показатель в периферической зоне. При увеличении скорости до 100 мл в минуту происходило выравнивание потоков жидкости в центральном и периферическом секторах. При дальнейшем повышении скорости подачи жидкости до 160 и 200 мл/мин данная тенденция сохранялась.

После проведения многочисленных опытов визуально было установлено, что фильтр-делитель потока крови поршнеобразно распределяет поток по всей площади поперечного сечения корпуса. Поршнеобразное

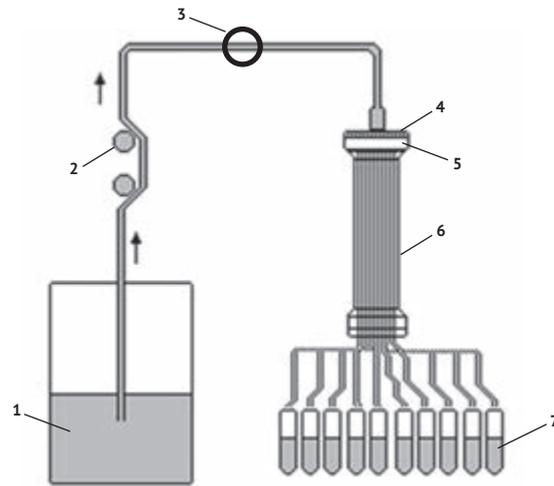


Рис. 4. Схема проведения стендового эксперимента по изучению функциональных возможностей корпуса массообменного устройства. 1 — емкость с раствором; 2 — перистальтический насос; 3 — манометр; 4 — крышка корпуса; 5 — фильтр-делитель; 6 — корпус массообменного устройства; 7 — пробирки

заполнение внутренней камеры корпуса препятствует образованию зон турбулентности, завихрений и, соответственно, тромбообразованию. Скорость перфузии крови при этом может изменяться от минимальной — 10–20 мл/мин до 150 мл/мин и более.

Таким образом, наличие в массообменном устройстве с диаметром 4 см входного и выходного фильтров-делителей равномерно распределяет поток жидкости по всей площади поперечного сечения корпуса при наиболее часто употребляемых в клинике режимах перфузии. Конструктивные особенности фильтра-делителя способствуют равномерному заполнению внутренней камеры корпуса массообменника от центра к периферии, что препятствует пристеночному замедлению тока и стагированию крови, предохраняют от выхода гемосорбента за пределы массообменного устройства и от попадания частиц сорбента в кровь пациента, обеспечивают эффективное и безопасное проведение гемосорбции.

Прозрачный корпус из поликарбоната предоставляет возможность визуального контроля за проведением гемоперфузии при непосредственном прохождении крови через гемосорбент в массообменном устройстве. Благодаря гидрофобным свойствам поликарбоната корпус разработанного устройства обладает высокой степенью гемосовместимости. Данный материал наделен удароустойчивостью, термостабильностью, биологической инертностью и отсутствием токсичности. Адгезивная активность материалов внутренней поверхности корпуса устройства по

Таблица 2  
Изменение характера распределения потока жидкости через фильтр-делитель при различных скоростях перфузии

	Скорость потока							
	40		100		160		200	
	Центр.	Периф.	Центр.	Периф.	Центр.	Периф.	Центр.	Периф.
Объем жидкости, проходящей через центральную и периферическую зоны, мл/мин	12±3	27±7	25±4	74±6	41±5	118±5	49±6	150±4
Объем жидкости, проходящей через $1 \text{ см}^2$ площади фильтра, мл	3,9±0,4	2,9±0,1	8,1±0,2	7,9±0,3	13,3±0,2	12,6±0,4	16,2±0,3	16,3±0,2

отношению к форменным элементам крови отсутствует. Кроме того, для обеспечения герметичности корпуса массообменного устройства было найдено оригинальное решение по ликвидации свободного пространства между корпусом и крышками путем заливки полиуретаном (патент на полезную модель Республики Беларусь «Корпус одноразового массообменника гемосорбционного», № 800) [11].

Благодаря физико-химическим свойствам материалов, из которых изготовлен корпус, а также тому, что промышленный выпуск комплектующих частей массообменного устройства выполняется на высоком технологическом уровне, эти изделия удобны в эксплуатации и требуют минимального времени подготовки экстренных экстракорпоральных процедур. Завершение программы испытаний элементов относительно недорогого и эффективного корпуса одноразового массообменного устройства позволило предложить его для гемоперфузии.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, проведенные научные исследования позволили впервые обосновать и разработать

### ЛИТЕРАТУРА

1. Лопухин Ю.М., Молоденков М.Н., Шуркалин Б.К. и др. Гемосорбция — метод детоксикации организма // Хирургия. — 1977. — № 1. — С. 18–21.
2. Картель Н.Т. Возможности терапевтического действия медицинских сорбентов на основе активированных углей // Эфферентная терапия. — 1995. — Т. 1, № 4. — С. 11–18.
3. Комов В.В., Каблашова Н.А., Компанец И.А., Елкин Д.Г. Неспецифическая гемосорбция: реалии и перспективы // Вестн. РАМН. — 2010. — № 1. — С. 12–18.
4. Кирковский В.В. Физико-химические методы коррекции гомеостаза. — М.: Русский врач, 2012. — 215 с.
5. Tan H.K. Molecular adsorbent recirculating system (MARS) // Ann. Acad. Med. Singapore. — 2004. — Vol. 33, N. 3. — P. 329–335.
6. Stefoni S., Colè L., Bolondi L., et al. Molecular adsorbent recirculating system (MARS) application in liver failure: clinical and hemodepurative results in 22 patients // Int. J. Artif. Organs. — 2006. — Vol. 29, N. 2. — P. 207–218.
7. Talmor D., Greenberg D., Howell M.D., et al. The cost-effectiveness of an integrated sepsis treatment protocol // Crit. Care Med. — 2008. — Vol. 36, N. 4. — P. 1168–1174.

### REFERENCES

1. Lopukhin Yu.M., Molodenkov M.N., Shurkalin B.K., et al. Hemosorbtsiya — metod detoksikatsii organizma [Hemosorption is a method of detoxification of the body]. *Khirurgiya*. 1977; 1: 18–21. (In Russian).
2. Kartel' N.T. Vozmozhnosti terapevticheskogo deystviya meditsinskikh sorbentov na osnove aktivirovannykh ugley [The therapeutic possibilities of medical sorbents based activated carbons]. *Efferentnaya terapiya*. 1995; 1 (4): 11–18. (In Russian).
3. Komov V.V., Kablashova N.A., Kompaneets I.A., Elkin D.G. Nespetsificheskay agemosorbtsiya: realii i perspektivy [Nonspecific hemosorption: Realities and Prospects]. *Vestnik Rossiyskoy akademii meditsinskikh nauk*. 2010; 1: 12–18. (In Russian).
4. Kirkovskiy V.V. *Fiziko-khimicheskie metody korrektsii gomeostaza*. Moscow: Russkiy vrach Publ., 2012. 215 p. (In Russian).
5. Tan H.K. Molecular adsorbent recirculating system (MARS). *Ann Acad Med Singapore*. 2004; 33 (3): 329–335.
6. Stefoni S., Colè L., Bolondi L., et al. Molecular adsorbent recirculating system (MARS) application in liver failure: clinical and hemodepurative results in 22 patients. *Int J Artif Organs*. 2006; 29 (2): 207–218.
7. Talmor D., Greenberg D., Howell M.D., et al. The cost-effectiveness of an integrated sepsis treatment protocol. *Crit Care Med*. 2008; 36 (4): 1168–1174.

основную составляющую массообменного устройства для гемоперфузии — корпус универсального характера, выпускаемый промышленностью с использованием современных высококачественных материалов, 6 типоразмеров различного объема. Коммуникационные узлы на корпусе устройства предполагают возможность подключения к одноразовым гемосорбционным и гемоперфузионным магистралям для проведения гемосорбции и гемоперфузии на аппаратуре, в том числе зарубежного производства для продленной заместительной терапии типа *Multifiltrat*, *Prometheus* и др. Корпус массообменного устройства находится в 100% готовности для снаряжения его внутренней камеры различными видами гемосорбентов.

Промышленные образцы, изготовленные с использованием высоких технологий, не имеют аналогов в Республике Беларусь и странах СНГ и обладают рядом существенных преимуществ по сравнению с зарубежными прототипами.

8. DiMasi J.A., Hansen R.W., Grabowski H.G. The price of innovation: new estimates of drug development costs // *J. Health Econom.* — 2003. — Vol. 22, N. 2. — P. 151–185.
9. Тасекеев М.С., Еремеева Л.М. Производство биополимеров как один из путей решения проблем экологии и АПК: аналит. обзор. — Алматы: НЦ НТИ, 2009. — 200 с.
10. Казаков Ф.И. Создание и внедрение в клиническую практику корпуса одноразового массообменного устройства для гемокорбоперфузии // Новые и диагностические технологии в терапии: материалы конф. / Белорус. гос. мед. ун-т; под ред. С. Л. Кабака. — Минск, 2009. — С. 46–51.
11. Казаков Ф.И., Кирковский В.В., Кирковский Л.В., Комар Г.Л. Корпус одноразового массообменника гемосорбционного: патент U 800 Респ. Беларусь: МПК 7 А61М1/36; дата публ.: опубл. 30.03.2003.

8. DiMasi J.A., Hansen R.W., Grabowski H.G. The price of innovation: new estimates of drug development costs. *J Health Econom*. 2003; 22 (2): 151–185.
9. Tasekeev M.S., Eremeeva L.M. *Proizvodstvo biopolimerov kak odin iz putey resheniya problem ekologii i APK: analit. obzor* [Production of biopolymers as one of the solutions to the problems of ecology and agriculture: analytical review]. *Almaty: NTs NTI*, 2009. 200 p. (In Russian).
10. Kazakov F.I. Sozdanie i vnedrenie v klinicheskuyu praktiku korpusa odnorazovogo massoobmennogo ustroystva dlya gemokarbopperfuzii [The creation and introduction into clinical practice of hull disposable mass transfer device for carbon hemoperfusion]. Ed. S.L. Kabak. *Novyei diagnosticheskie tekhnologii v terapii: materialy konf.* [New diagnostic technology in therapy: proceedings of the conference]. *Minsk: BGMU*, 2009. 46–51.
11. Kazakov F.I., Kirkovskiy V.V., Kirkovskiy L.V., Komar G.L. *Korpus odnorazovogo massoobmennika gemosorbtsionnogo* [Disposable body mass exchanger hemosorption]. Patent U 800 Rep. Belarus, MRK 7 A61M1/36, 2003.

Поступила 02.02.2015

Контактная информация:  
**Казаков Фидель Иванович**,  
старший научный сотрудник лаборатории гемо- и  
лимфосорбции Белорусского государственного  
медицинского университета, Минск, Республика Беларусь  
e-mail: kazakovf@rambler.ru