

Ф.И. Казаков, В.В. Курковский

Универсальный корпус массообменного устройства для гемоперфузии

БГМУ, Лаборатория гемо - и лимфосорбции ЦНИЛ, г. Минск, Беларусь.

Цель исследования: Разработать одноразовый корпус массообменного устройства с универсальными свойствами для гемоперфузии, позволяющими использовать его для выполнения различных методик экстракорпоральных методов детоксикации.

Материал и методы: В качестве материала объектом исследования были выбраны образцы корпусов для массообменных устройств различного объема из поликарбоната и фильтры-делители.

Результаты: Полученные результаты исследований формы корпуса, его конструктивных особенностей, физических свойств поликарбоната, технических моментов выполнения в эксперименте реальных клинических процедур с корпусами различных объемов, с различной скоростью гемоперфузии, служат подтверждением универсальных свойств корпуса массообменного устройства.

Заключение: Данное устройство для гемосорбции по функции направленности действия и разделения потока крови значительно превосходит предшествующие аналоги, обладая универсальностью для заполнения различными видами гемосорбентов, надежностью и удобством воспроизведения повышает эффективность и производительность проведения гемоперфузии.

Ключевые слова: гемосорбция, гемосорбент, гемоперфузия, фильтр – делитель потока крови, универсальный корпус массообменного устройства.

Введение. Прошло более 50 лет с того момента, когда гемокарбоперфузия впервые была использована в клинической практике (1958 г., Shechter). В 1964 греческий ученый Ятцидис предложил простую по конструкции «угольную почку» - первый аппарат для гемокарбоперфузии [1]. Этот метод лечения основан на выведении из организма пациентов токсических субстанций эндогенной и экзогенной природы, и что особенно важно – практически не ограниченной молекулярной массы гидрофобной структуры, которые не удаляются с помощью диализа [2]. Это достигается за счет перфузии крови через экстракорпоральный контур, основным элементом которого является колонка массообменника, содержащая различные виды гемосорбентов [3]. Преимущество данного метода состоит в возможности оказания экстренной помощи в короткие сроки с момента развития острого состояния, так как после составления показаний для проведения гемосорбции, необходимо минимальное время на подготовку для ее проведения.

Ключевое звено экстракорпорального контура представлено массообменным устройством, состоящим из корпуса и гемосорбента. От характера распределения потоков крови, наличия зон застоя, турбулентности и тромбообразования в значительной степени зависит эффективность удаления из крови патологически значимых субстанций. 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, и 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 [1, 3]. При этом образуются зоны ее застоя в пристеночном слое шихты гемосорбента с последующим запуском процессов гемокоагуляции и, как следствие, наступает преждевременный тромбоз шихты массообменного устройства.

Первые корпуса массообменников изготавливались из металла, стекла и других материалов, что обуславливало их относительно низкую гемосовместимость, а повторное использование создавало опасность контаминации персонала и пациентов [4, 5, 6]. В некоторых странах (Германия, Швеция, Япония и др.) данная проблема в некоторой степени разрешена за счет налаживания промышленного производства массообменников лишенных, в известной степени, вышеперечисленных недостатков. Тем не менее, стоимость одной единицы массообменников данного типа достигает нескольких тысяч долларов США, что значительно ограничивает широкое клиническое использование этих одноразовых изделий [5].

Цель работы – разработать универсальный одноразовый корпус массообменного устройства для гемосорбции, лишенный недостатков известных прототипов.

Материалы и методы. Для реализации этой цели было решено изучить возможности использования деталей диализаторов фирмы «Фребор» различных типоразмеров [6]. В качестве фильтра, а так же в целях оптимизации процессов распределения потока крови внутри корпуса массообменного устройства принято решение использовать торцевые срезы – отходы процесса изготовления капиллярных диализаторов [3, 7]. Эти срезы, названные нами «фильтрами – делителями», представляют собой круглые пластины толщиной не более 0,5 мм, в которых залито полимером около 10000 полисульфоновых капилляров диаметром $0,1 \pm 0,05$ мм (рис.1). Входной и выходной фильтры - делители находятся по торцам корпуса под крышками.

Для изучения характера распределения потока жидкости через эти фильтры была разработана оригинальная методика стендовых опытов. Проведено 34 стендовых перфузии раствора натрия хлорида через различные типоразмеры корпусов массообменного устройства при изменяющейся ее скорости в диапазоне от 40 до 200 мл /мин.

Перфузионное сопротивление разрабатываемого корпуса массообменного устройства изучалось путем сравнения давления жидкости на входе и выходе устройства без гемосорбента при различных скоростях перфузии (рис.3). Градиент давления выражался в mm Hg. В качестве перфузата использовали раствор хлорида натрия из термостатированного резервуара (37 ± 1)⁰ С. Крышки накручивали на корпус с помощью динамометрического ключа с усилием рабочего момента 20 Нм (6 кг), при длине рычага в 33 см. Устанавливали устройство в вертикальном положении, и к штуцерам Ш1, Ш2 подсоединяли входную и выходную кровопроводящие магистрали с подсоединенными к ним

манометрами. С помощью перфузионного насоса устройство заполняли перфузатом.

Проверку герметичности универсального корпуса проводили впуском из вентиля централизованной подачи в устройство медицинского газа (кислорода) под избыточным давлением 4,9 ат. После чего оно полностью погружалось в емкость с жидкостью, при температуре 20 ± 10 С.

Изучение явления смачивания материалов компонентов массообменного устройства, контактирующих с кровью (корпусов из поликарбоната, фильтров-делителей из полиуретана, уплотнительных силиконовых колец), проведено путем полного погружения этих комплектующих в емкость с раствором натрия хлорида. Время экспозиции: 2, 12 и 24 часа. После этого проводилось извлечение исследуемых элементов, свободное стекание жидкости в течение 10 секунд и их последующее взвешивание.

Результаты и их обсуждение. Для сравнительной оценки характера распределения жидкости через фильтры – делители при различных скоростях поверхность фильтра была разделена условно на два сектора: центральный и периферический (рис. 1). Центральный, расположенный в центре фильтра и имеющий площадь, описываемую половиной радиуса от центра, и периферический - вся оставшаяся площадь фильтра.

$$S_{\text{общ}} = S_{\text{центр}} + S_{\text{периф.}} \quad S_{\text{периф.}} = S_{\text{общ}} - S_{\text{центр}} \quad R_2 = R_1/2$$

$$S_{\text{периф.}} = \pi R_1^2 - \pi R_2^2 = 3/4 S_{\text{общ}} \quad S_{\text{центр}} = 1/4 S_{\text{общ}}$$

$$S_{\text{общ}} = 1/4 S_{\text{общ}} + 3/4 S_{\text{общ}}$$

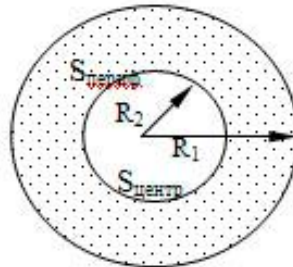


Рисунок 1. Фильтр – делитель потока крови.

Общая площадь поверхности фильтра – делителя представляет собой сумму площадей: центрального (1/4) и периферического секторов (3/4). При диаметре фильтра 40 мм площадь центрального сектора была 3,1 см², а периферического 9,4 см². Изучение процессов распределения жидкости фильтром – делителем проводилось при изменении скорости перфузии от 40 мл/мин до 200 мл/мин. Как видно из рисунка 2, 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, их помещалось 50 штук. Другим свободным концом трубки, расположенные в центральной и периферической части фильтра, были помещены в мерные пробирки. С помощью перистальтического насоса в заборную трубку закачивался перфузат с различной скоростью.

Таблица 1. Изменение характера распределения потока жидкости через фильтр-делитель при различных скоростях перфузии

Скорость потока жидкости, мл/мин	40		100		160		200	
Объем жидкости, проходящей через центральную и периферическую зоны, (мл/мин)	Центр	Периф	Центр	Периф	Центр	Периф	Центр	Периф
		12±3	27±7	25±4	74±6	41±5	118±5	49±6
Объем жидкости (мл), проходящей через 1 см ² площади фильтра	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

Как видно из данных таблицы 1, характер распределения жидкости при изменении скорости перфузии (от 40 до 200 мл/мин) отличался. При прокачивании жидкости со скоростью 40 мл/мин через фильтр, объем перфузии через 1 см² его поверхности в центральной зоне составил 3,9±0,1 мл, что почти в 1,5 раз превысило этот показатель в периферической зоне (2,9 мл). При увеличении скорости перфузии до 100 мл/мин происходило выравнивание потоков жидкости в центральном и периферическом секторах. При дальнейшем повышении скорости подачи жидкости до 160 и 200 мл/мин данная тенденция сохранялась. Таким образом было установлено, что фильтр-делитель на входе 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, препятствуют пристеночному замедлению и стазированию крови, что обеспечивает эффективное проведение гемоперфузии с применением минимальных доз прямых антикоагулянтов

Изучение градиента перфузионного давления, согласно показаниям манометров М1 и М2, показало, что градиент давления на входе и выходе из массообменника не превысил 6 ± 1 mm Hg (таб.2). Следовательно, изменение скорости перфузии от 10 мл/мин до 200 мл/мин не приводит к достоверному росту перфузионного сопротивления.

Таблица 2. Изучение градиента давления входа и выхода, mm Hg.

Скорость перфузии, мл/мин	10	50	100	150	200
Перфузионное сопротивление, mm Hg	X	X+1	X+3	X+4	X+5

Исследование герметичности массообменника при создании в нем избыточного давления (4,9 ат) подачей медицинского газа (кислорода), с последующим опусканием корпуса в резервуар с жидкостью, показало

отсутствие выхода пузырьков газа из разработанного устройства, что свидетельствует о достаточной надежности массообменника.

Изучение степени смачивания жидкостью поверхности материалов используемых в комплектации корпуса показало отсутствие достоверного изменения их веса после экспозиции в жидкой среде. Это подтверждает данные литературы о гидрофобных свойствах материалов, используемых для изготовления деталей корпуса. Это обстоятельство обеспечивает отсутствие адгезии тромбоцитов к элементам массообменника и высокую степень атромбогенности и гемосовместимости данного устройства.

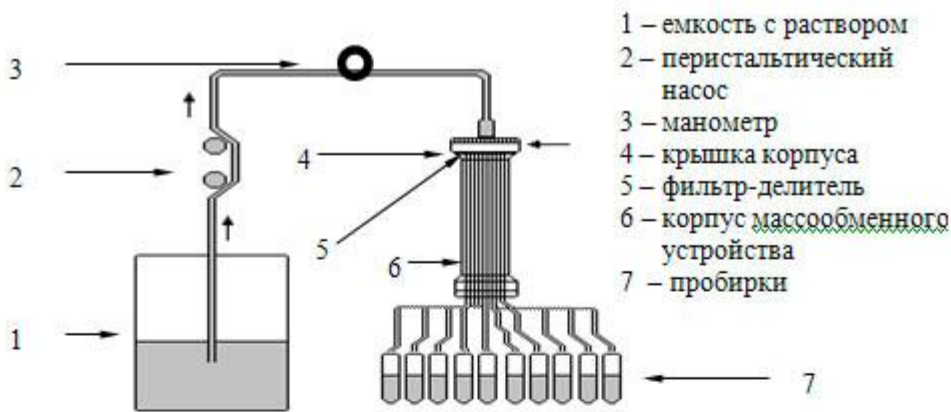


Рисунок 2. Схема проведения стендового эксперимента по изучению функциональных возможностей корпуса массообменного устройства.

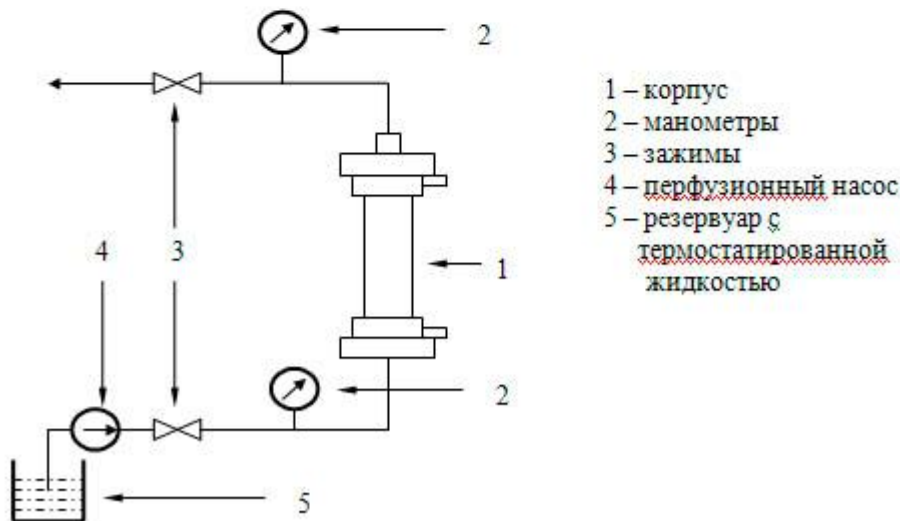
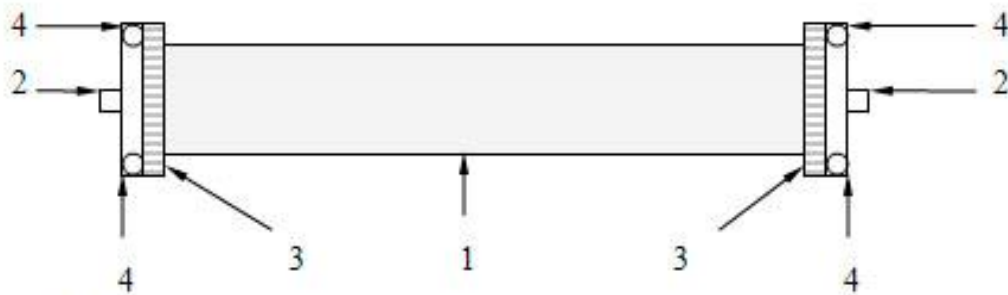


Рисунок 3. Схема устройства для проверки перфузионного сопротивления.



- 1 – корпус
- 2 – крышки со штуцерами
- 3 – фильтры – делители
- 4 – силиконовые кольца

Рисунок 4. Корпус массообменного устройства для гемоперфузии.

Завершение программы испытаний элементов корпуса одноразового массообменного устройства позволило предложить относительно недорогой и эффективный корпус этого устройства для гемоперфузии. Прозрачный корпус из поликарбоната предоставляет возможность визуального контроля за проведением гемоперфузии при непосредственном прохождении крови через гемосорбент. Благодаря гидрофобным свойствам поликарбоната, корпус разработанного устройства обладает высокой степенью гемосовместимости. Данный материал наделен удароустойчивостью, термостабильностью, отсутствием токсичности. Как видно из рисунка 4, внутренняя камера корпуса представляет собой цилиндр правильной формы, для заполнения гемосорбентом, торцы которого и каналы, служащие для подачи диализной жидкости, по оригинальной методике залиты полиуретаном. Между крышками и фильтрами с каждой стороны находятся силиконовые уплотнительные кольца, обеспечивая герметичность устройства.

Поршнеобразное заполнение внутренней камеры корпуса препятствует образованию зон турбулентности, завихрений и соответственно тромбообразования. Корпуса представлены 5 типоразмерами с объемом от 130 мл до 450 мл, при соотношении длины корпуса к диаметру устройства от 10:1 до 5:1. Такой модельный диапазон корпуса существенно расширяет возможности оказания неотложной помощи службой экстренной детоксикации. При этом имеется возможность выбора типоразмеров массообменных устройств с учетом массы пациентов, тяжести их состояния и характера патологии.

Выводы. Таким образом, решение поставленной задачи нами было обеспечено использованием модифицированных элементов капиллярного диализатора фирмы «Фребор».

Список литературы.

1. Лопухин, Ю. М. Гемосорбция / Ю. М. Лопухин, М. Н. Молоденков. М., 1985. С. 7–10, 38–46.
2. Николаев, В. Г. Гемосорбция на активированных углях / В. Г. Николаев, В. В. Стрелко. Киев, 1979. С. 86–90, 122–165.

3. Казаков, Ф. И. Корпус массообменного устройства для гемоперфузии: материалы V Междунар. науч.-практ. конф. «Эфферентная терапия в коррекции нарушений гомеостаза», Гомель, 11–12 сент. 2008 г. / Ф. И. Казаков [и др.]. Гомель, 2008.
4. Казаков, Ф. И. Создание и внедрение в клиническую практику корпуса одноразового массообменного устройства для гемокарбоперфузии: материалы конф. «Новые и диагностические технологии в терапии», Минск, 2009 г. / Ф. И. Казаков; БГМУ. Минск, 2009. С. 83–85.
5. Казаков, Ф. И. Проблемы и перспективы разработки эффективных отечественных непокрытых угольных сорбентов и корпуса одноразового массообменника: материалы 4-й Белорусской науч.-практ. конф. «Проблемы разработки и внедрения в клиническую практику методов эфферентной терапии» / Ф. И. Казаков, В. В. Кирковский, А. К. Королик. Минск, 2003.
6. Корпус одноразового массообменника. Гемосорбционного: пат. на полезную модель №800, приоритет по дате от 27.05.2002 г. / Ф. И. Казаков [и др.]; заявление №u20020154; Опубл.30.03.2003 // Официальный бюл. / Нац. центр интеллектуал. собственности.
7. Фильтр-делитель потока крови для систем экстракорпорального кровообращения: пат. на полезную модель №801, приоритет по дате от 27.05.2002 г. / Ф. И. Казаков [и др.]; заявление № u20020155; опубл.30.03.2003 // Официальный бюл. / Нац. центр интеллектуал. собственности.