

DOI: 10.15825/1995-1191-2025-4-87-94

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ НОВОЙ ПОЛИПРОПИЛЕНОВОЙ МЕМБРАНЫ ДЛЯ МЕМБРАННОЙ ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ

В.К. Богданов¹, Ц. Лян², Ч. Лонг², Д.М. Бондаренко¹, В.А. Еленкин¹, А.П. Кулешов¹,
Н.В. Васильев³, Н.В. Грудинин¹

¹ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, Москва, Российская Федерация

² Hangzhou Cobetter Filtration Equipment Co., Ltd, Ханчжоу, Китайская Народная Республика

³ ООО «Специальная и медицинская техника», Санкт-Петербург, Российская Федерация

Цель. Оценка эффективности газотранспортной функции новых полипропиленовых (ПП) мембран международной компании Cobetter Filtration®, Китай, для процедуры искусственного кровообращения и сравнение результатов с оригинальной мембраной 3М®, США, с использованием экстракорпорального гидродинамического стенда и испытаний *in vivo*. **Материалы и методы.** Для испытаний на лабораторном стенде и на животной модели было организовано 3 группы: 1 – экспериментальная – ПП-мембрана 380/280 (n = 3), 2 – экспериментальная – ПП-мембрана 300/200 (n = 3), 3 – контрольная – оригинальная ПП-мембрана 3М® (n = 3). Из 18 оксигенаторов 12 – опытные с исследуемой мембраной Cobetter Filtration®, 6 – оригинальные оксигенаторы с мембраной 3М®. В исследовании основным регистрируемым показателем был индекс оксигенации, который отражал газотранспортную функцию мембранных оксигенаторов. **Результаты.** Во время стендовых испытаний динамика индекса оксигенации мембраны ПП 300/200 от 509 ± 27 в начальной точке и 422 ± 31 спустя 240 минут испытаний достоверно не отличалась от показателей мембраны ПП 380/280, где ИО составил 487 ± 15 в начале и 385 ± 20 в конечной точке, а $p > 0,05$. При этом показатели ИО при испытании серии оксигенаторов с оригинальной мембраной 3М® были значительно выше – от 713 ± 46 в начальной точке и 612 ± 39 в точке 240 минут. При испытаниях на животных исходные значения ИО в контрольной группе 3М® превышали пороговое значение ИО 300 и составляли 439 ± 13 , а показатели респираторного индекса в группах 1 и 2 в идентичной точке были ниже – 392 ± 27 и 411 ± 8 соответственно, при $p < 0,05$, уже к 60 минутам показатели ИО во всех группах были практически одинаковы, что отображается коэффициентом $p = 1$. В исходе 5 часов наблюдения в остром эксперименте показатели ИО в группе ПП 380/280 составляли 325 ± 29 , в группе ПП 300/200 – 355 ± 33 , а различия между экспериментальными группами были статистически не значимы ($p > 0,05$). **Заключение.** Сопоставимая эффективность опытных мембран в сравнении с оригинальными продуктами открывает новые перспективы повышения безопасности и биосовместимости экстракорпоральных методов вспомогательного кровообращения для пациентов.

Ключевые слова: трансплантология, перфузиология, искусственное кровообращение, мембранная оксигенация, полипропиленовая мембрана.

Для корреспонденции: Богданов Владимир Константинович. Адрес: 123182, Москва, ул. Щукинская, д. 1. Тел. (900) 110-42-41. E-mail: bogdanovv@bk.ru

Corresponding author: Vladimir Bogdanov. Address: 1, Shchukinskaya str., Moscow, 123182, Russian Federation. Phone: (900) 110-42-41. E-mail: bogdanovv@bk.ru

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF NOVEL POLYPROPYLENE MEMBRANES FOR EXTRACORPOREAL MEMBRANE OXYGENATION

V.K. Bogdanov¹, Ts. Liang², Ch. Long², D.M. Bondarenko¹, V.A. Elenkin¹, A.P. Kuleshov¹, N.V. Vasiliev³, N.V. Grudin¹

¹ Shumakov National Medical Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow, Russian Federation

² Hangzhou Cobetter Filtration Equipment Co., Ltd, Hangzhou, People's Republic of China

³ Spetsmedtehnika, St. Petersburg, Russian Federation

Objective: to assess the gas transport performance of new polypropylene (PP) membranes manufactured by Cobetter Filtration® (China) for use in extracorporeal circulation, and to compare their efficacy with the original 3M® PP membrane (USA) using both an extracorporeal hydrodynamic test bench and *in vivo* animal experiments. **Materials and methods.** Three experimental groups were established for bench and animal testing: a) Experimental – PP membrane 380/280 (n = 3); b) Experimental – PP membrane 300/200 (n = 3); c) Control – original 3M® PP membrane (n = 3). A total of 18 oxygenators were evaluated, including 12 experimental oxygenators with the Cobetter Filtration® membranes and 6 control oxygenators with 3M® membranes. The primary outcome was the oxygenation index (OI), reflecting the gas transport function of the membrane oxygenators. **Results.** During bench testing, the OI of the PP 300/200 membrane decreased from 509 ± 27 at baseline to 422 ± 31 after 240 minutes, showing no significant difference compared with the PP 380/280 membrane, which decreased from 487 ± 15 to 385 ± 20 ($p > 0.05$). In contrast, oxygenators with the original 3M® membrane exhibited significantly higher OI values, declining from 713 ± 46 to 612 ± 39 over the same period. In animal experiments, the initial OI in the 3M® control group exceeded the threshold of 300, measuring 439 ± 13 , whereas the experimental groups recorded lower values: 392 ± 27 (PP 380/280) and 411 ± 8 (PP 300/200), with $p < 0.05$. By 60 minutes, OI values were similar across all groups ($p = 1$). At the end of the 5-hour acute observation, OI values were 325 ± 29 (PP 380/280) and 355 ± 33 (PP 300/200), with no statistically significant difference between the experimental groups ($p > 0.05$). **Conclusion.** The experimental PP membranes demonstrated comparable effectiveness to the original 3M® products, suggesting their potential for enhancing the safety and biocompatibility of extracorporeal circulation procedures.

Keywords: *transplantology, perfusion physiology, artificial circulation, membrane oxygenation, polypropylene membrane.*

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день мембранная оксигенация является неотъемлемым методом поддержания газообмена при кардиохирургических вмешательствах. Несмотря на долгую эволюцию этой жизнесберегающей технологии, именно полипропиленовые (ПП, PP) мембраны стали предметом пристального исследовательского интереса благодаря своим уникальным свойствам, таким как высокая устойчивость к химическим веществам, относительно низкая стоимость и удовлетворительные прочностные и механические характеристики [1].

Исторически исследовательские группы в области мембранной оксигенации и их труды были направлены на поиск оптимального материала для газообмена и достижения «идеального» соотношения биологической совместимости и атравматизации при контакте с форменными элементами крови человека, что исконно представляло серьезную проблему. Так были разработаны дисковые, экранные, пузырьковые и пленочные мембранные оксигенаторы для экстра-

корпорального газообмена у пациентов кардиохирургического профиля, что совпало с бурным развитием кардиохирургии как перспективной самостоятельной специальности [2–4]. В процессе становления технологии множество материалов, включая целлофан и полиэтилен, использовались в качестве поверхности для газообмена, но именно пузырьковый прямопоточный оксигенатор, разработанный и коммерчески внедренный R.A. DeWall и C.W. Lillehei в 1955 г., стал жизнеспасительным устройством в кардиохирургии на 25 лет [5]! Закономерно, что на смену пузырьковым оксигенаторам пришли мембранные изделия, а возможно это стало благодаря внедрению микропористых материалов и использованию их уникальных свойств [6]. Так, первым коммерчески доступным микропористым оксигенатором на основе тефлона, отличавшимся от всех ранее используемых материалов выраженной гидрофобностью, стало изделие компании Baxter Travenol™, США, которое обеспечивало полную сепарацию газовой среды и крови пациента, а также выполняло функцию терморегу-

ляции [7–9]. Чуть позднее в клиническую практику был внедрен привычный для современного видения оксигенатор на основе пористой мембраны из полипропилена – Variable Prime Cobe Membrane Lung™ от Cobe Laboratories, США [10, 11]. Именно с этого момента за короткие 5–10 лет произошла тотальная мировая экспансия технологии экстракорпоральной оксигенации крови пациентов на основе полипропиленовой мембраны, что мы наблюдаем и по сей день.

Опыт коммерчески успешных продуктов и результаты международных исследовательских групп демонстрируют, что полипропилен является уникальным материалом с выраженными свойствами биосовместимости, проявляя отсутствие иммунной реакции у пациентов при контакте материала с внутренней средой организма и низкую продукцию провоспалительных цитокинов. Также ПП имеет значительную степень гидрофобности и, препятствуя адгезии форменных элементов крови, тромбообразованию и белков плазмы, позволяет в значительной степени расширить условия использования оксигенаторов с подобным типом мембраны – высокий гематокрит, тромбоцитоз и т. д. Данные свойства крайне необходимы для безопасного и эффективного применения полипропилена в технологии экстракорпоральных методов поддержки кровообращения у пациентов [12].

Немалозначимыми для медицинского применения являются химические свойства полипропилена.

1. Химическая инертность.

Полипропилен имеет высокую химическую инертность, что означает, что он устойчив к воздействию различных химических веществ, включая кислоты и щелочи. Это свойство предотвращает возможные реакции с компонентами крови или другими веществами, которые могут находиться в системе оксигенации.

2. Устойчивость к коррозии.

Полипропилен не подвержен коррозии, что делает его надежным материалом для длительной эксплуатации. Оксигенаторы часто используются в условиях, где наряду с кровью могут находиться другие жидкости, и устойчивость к коррозии является важным критерием.

3. Способность к модификации.

Для улучшения свойств полипропиленовых мембран их поверхность может быть модифицирована. Например, химическая модификация может увеличить гидрофильность мембраны, улучшая ее взаимодействие с кровью и снижая риск тромбообразования. Модификации могут включать добавление функциональных групп или использование покрытия

полимерными или неорганическими материалами.

4. Тепловая стабильность.

Полипропилен имеет хороший диапазон термостойкости, что позволяет использовать его в широком диапазоне температур. Это важно, поскольку протоколы стерилизации обычно требуют обработки при высоких температурах.

5. Пористость.

Мембраны могут быть произведены с контролируемой пористостью, что позволяет оптимизировать их для газообмена. Пористая структура может быть использована для повышения проницаемости кислорода, что способствует улучшению газообмена между кровью и воздушной средой [13, 14].

На сегодняшний день основным производителем мембран и материалов для экстракорпоральной мембранной поддержки кровообращения и оксигенации является компания 3M®, США, фактически представляя монополию в области полимерных изделий. Однако все активнее в мировой промышленности медицинских изделий растет интерес к данной отрасли. Так, значительных технологических результатов добилась компания Cobetter Filtration®, Китайская Народная Республика, непрерывно совершенствуя и модифицируя физические и химические свойства полипропиленовой мембраны. Основными же модифицируемыми характеристиками являются оптимизация показателей пористости структуры, а также способы нанесения покрытий полимерными и неорганическими частицами и их вариабельность.

Цель данного международного исследования: изучение модифицированной полипропиленовой мембраны, оценка ее эффективности и сравнительный анализ газообменной функции с мембраной компании 3M®.

ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследуемая мембрана двух видов была предоставлена компанией Cobetter Filtration™, а изготовление опытных оксигенаторов проводилось на сертифицированном предприятии при поддержке компании «Специальная и медицинская техника™». Спецификация испытываемых образцов представлена в таблице.

Испытания проводились на базе Национального медицинского исследовательского центра трансплантологии и искусственных органов им. ак. В.И. Шумакова и состояли из двух этапов – стендовые испытания и проведение исследований на экспериментальной модели крупных животных. Все образцы мембран были отданы на молекулярную и микроскопическую диагностику. На рис. 1 проде-

монстрированы результаты электронной микроскопии ПП-мембраны 300/200.

Также был проведен анализ инфракрасного (ИК) излучения при исследовании мембраны (рис. 2). Результаты этого теста показали полное соответствие качества материала всех мембран данным международными исследованиями [15].

В качестве животной модели для испытания опытных образцов мембран была выбрана модель барана. Всего было включено в исследование 9 баранов романовской породы массой 30–35 кг, животные были разделены на группы. Все проводимые эксперименты получили одобрение комитета по биологической безопасности и биоэтике. Настоящее исследование проводилось с соблюдением положений Европейской конвенции по обращению с лабораторными животными и директивы 2010/63/EU. Животных содержали в лабораторных клетках с соблюдением температурного, водно-пищевого и циркадного режимов. Баранов содержали в помещениях с контролируемой температурой (22 ± 2 °C) и влажностью

65%, соблюдался 12-часовой цикл света и темноты, соблюдали пищевой режим, а водный режим был представлен стерилизованной водой согласно физиологическим потребностям животных. В течение 2 недель соблюдались карантинные меры. В рамках исследования было выделено 3 группы: 1-я – экспериментальная – ПП-мембрана 380/280 ($n = 3$), 2-я – экспериментальная – ПП-мембрана 300/200 ($n = 3$), 3-я – контрольная – оригинальная ПП-мембрана 3М® ($n = 3$). Для стендовых испытаний мембран использовались аналогичные по количеству выборки и наименованию группы сравнения.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Первым шагом в экспериментальных испытаниях оксигенаторов являлись тесты на лабораторном стенде. Нами был создан низкообъемный гидродинамический стенд, включавший в себя оригинальный оксигенатор Nipro®, Япония, который насыщал кровь углекислым газом, имитируя выдох, тестируемый оксигенатор с мембраной Cobetter Filtration™ для

Таблица

Основные характеристики опытных полипропиленовых мембран

Main characteristics of experimental polypropylene membranes

Спецификация	ПП-мембрана 380/280	ПП-мембрана 300/200
Толщина стенки (мкм)	50 ± 10	50 ± 10
Наружный диаметр (мкм)	380 ± 20	300 ± 20
Внутренний диаметр (мкм)	280 ± 20	200 ± 20
Прочность на разрыв (сН)	≥ 150	≥ 150
Удлинение при разрыве (%)	≥ 400	≥ 400
Поток азота (мл/см ² ·мин·бар)	50 ± 30	50 ± 30
Количество капилляров (сар/см)	$16,7 \pm 1$	$20,5 \pm 1$
Угол соотношения (°)	>12	>12

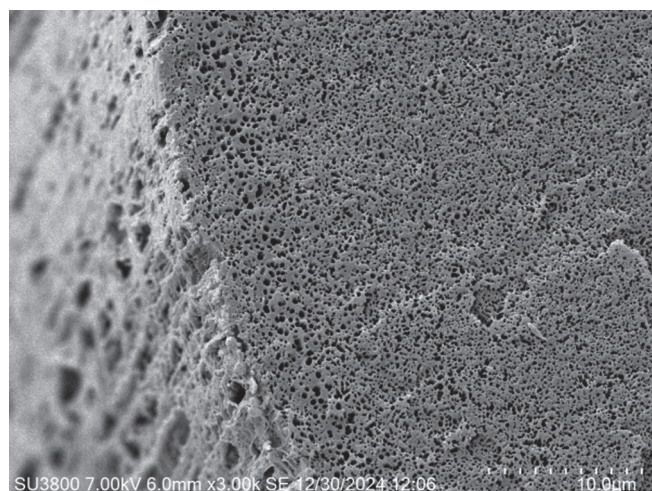


Рис. 1. Электронная микроскопия ПП-мембраны 300/200

Fig. 1. Electron microscopy of PP 300/200 membrane

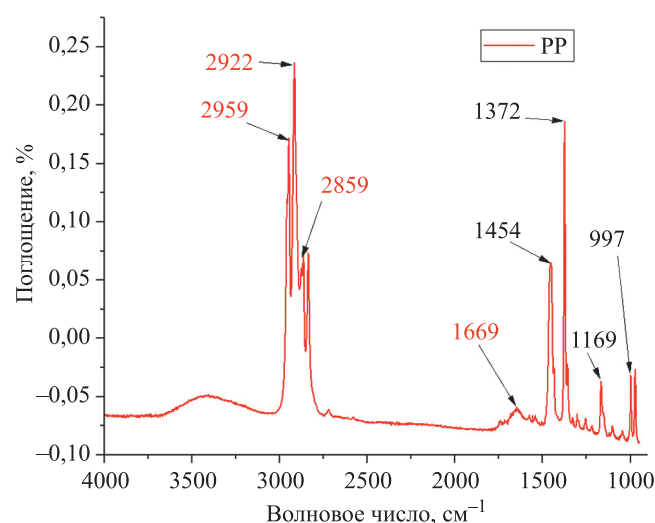


Рис. 2. ИК – Фурье-спектры образца волокон PP

Fig. 2. Fourier transform infrared (FTIR) spectra of a PP fiber sample

групп 1 и 2, оригинальный оксигенатор с мембраной 3M® для группы 3, куда подавался чистый кислород.

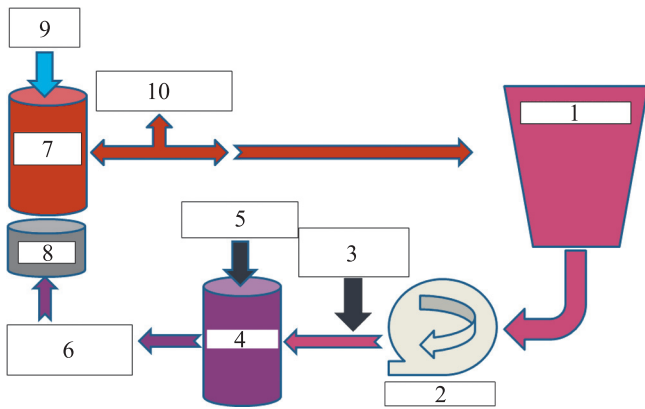


Рис. 3. Схема низкообъемного гидродинамического стенда. 1 – резервуар с донорской цельной кровью; 2 – центробежный насос аппарата ЭКМО; 3 – датчик потока, температуры, пузырьков; 4 – деоксигенатор; 5 – источник деоксигенированной газовой смеси; 6 – датчик давления № 1, порт отбора проб № 1; 7 – тестируемый оксигенатор; 8 – терморегулирующее устройство; 9 – источник кислородной смеси; 10 – датчик давления № 2, порт отбора проб № 2

Fig. 3. Diagram of the low-volume hydrodynamic test bench. 1 – Reservoir with donor whole blood; 2 – Centrifugal pump of the ECMO device; 3 – Flow, temperature, and bubble sensor; 4 – Deoxygenator; 5 – Source of deoxygenated gas mixture; 6 – Pressure sensor #1 and sampling port #1; 7 – Tested oxygenator; 8 – Temperature control device; 9 – Oxygen mixture source; 10 – Pressure sensor #2 and sampling port #2

Перфузионный контур заполнялся цельной донорской кровью, содержащей цитратный антикоагулянт, устройство гидродинамического стенда представлено на рис. 3.

Как показано на схеме выше, в оригинальный оксигенатор подавалась газовая смесь CO_2 5% и NO_2 95% в потоке 700 мл/мин. В тестируемый оксигенатор (группа 1 и 2) или в оксигенатор с мембраной 3M® (группа 3) подавался чистый кислород в потоке 1 литр в минуту. Циркуляция крови происходила при температуре 37 °C непрерывно в потоке 1 литр в минуту, во время теста на газотранспортную функцию мембраны – индекс оксигенации (ИО) – на 15 минут скорость увеличивали до 3 литров в минуту. Датчики давления регистрировали давление до исследуемого оксигенатора и после, разница во всех случаях составляла 80 мм рт. ст. Каждый час выполнялось исследование двух порций крови – до оксигенатора (венозная), после оксигенатора (артериальная). Время исследований составляло 240 минут.

После стендовых испытаний мы исследовали оксигенаторы на овцах в трех группах и полностью повторяли методику искусственного кровообращения (ИК, СРВ) при кардиохирургических операциях (рис. 4).

Подключение системы СРВ проводилось идентично клиническому, время испытаний составляло пять часов (300 минут), объемная скорость перфузии зависела от массы животного и площади поверхности тела и варьировала от 2,77 до 2,94 л/мин, а газо-

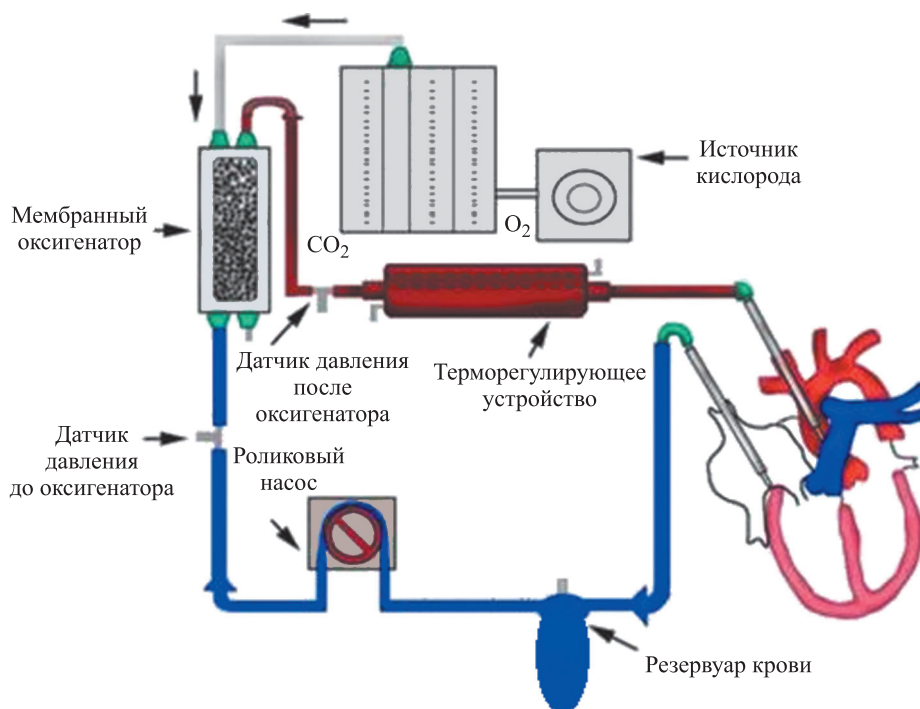


Рис. 4. Схема экстракорпорального контура искусственного кровообращения

Fig. 4. Diagram of the extracorporeal circuit for artificial blood circulation

ток составлял 1 л/мин при FiO_2 0,5. Все показатели крови поддерживались в физиологических значениях. Фиксировалось давление до и после оксигенатора. В качестве антикоагулянта использовался гепарин, а значения АСТ не превышали 400 секунд. На время проведения СРВ искусственная вентиляция легких прекращалась.

Статистический анализ проводился с использованием программы StatTech v. 3.1.10 (разработчик ООО «Статтех», Россия). Количественные показатели оценивались на предмет соответствия нормальному распределению с помощью критерия Шапиро–Уилка (число исследуемых менее 50). Количественные показатели, имеющие нормальное распределение, описывались с помощью средних арифметических величин (М) и стандартных отклонений (SD), границ 95% доверительного интервала (95% ДИ). Для сравнения трех и более связанных групп по нормальному распределенному количественному признаку применялся однофакторный дисперсионный анализ с повторными измерениями. Различия считались достоверно значимыми при $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате испытаний на стенде были получены удовлетворительные показатели насыщения крови кислородом при исследовании двух видов новых полипропиленовых мембран в сравнении с оригинальной мембраной 3М®. На рис. 5 изображена динамика изменения концентрации кислорода, которая соответствовала расчетному значению индекса оксигенации, после оксигенаторов с исследуемыми мембранами в сравнении с мембраной 3М® при потоке крови 3 литра в минуту.

Так, выраженной разницы оксигенирующей функции между опытными образцами выявлено не было, поскольку динамика индекса оксигенации мембраны ПП 300/200 от 509 ± 27 в начальной точке и 422 ± 31 спустя 240 минут испытаний достоверно не отличалась от показателей мембраны ПП 380/280, где ИО составил 487 ± 15 в начале и 385 ± 20 в конечной точке, а $p > 0,05$. При этом показатели ИО при испытании серии оксигенаторов с оригинальной мембраной 3М® были значительно выше – от 713 ± 46 в начальной точке и 612 ± 39 в точке 240 минут. Несмотря на среднюю разницу концентрации кислорода в 100 мм рт. ст., где $p < 0,05$, при сравнении исследуемой мембраны с оригинальной 3М®, показатели всех мембран Cobetter Filtration® превышали нормальную физиологическую концентрацию кислорода.

В результате проведения испытаний мембран в трех группах в условиях ИК на крупных животных с равными параметрами перфузии и гомеостаза мы получили данные о газовом составе крови, что отражало эффективность оксигенаторов с мембранами Cobetter Filtration в сравнении с оригинальными оксигенаторами с мембраной 3М®. Так же, как и при стендовых испытаниях, основным показателем при сравнении был индекс оксигенации в артериальной крови, что изображено на рис. 6.

Несмотря на то что исходные значения ИО в контрольной группе 3М® превышали пороговое значения и составляли 439 ± 13 , а показатели респираторного индекса в группах 1 и 2 в идентичной точке были ниже – 392 ± 27 и 411 ± 8 соответственно, при $p < 0,05$, уже к 60 минутам показатели ИО во всех группах были практически одинаковы, что отображается коэффициентом $p = 1$. В исходе 5 часов наблюдения

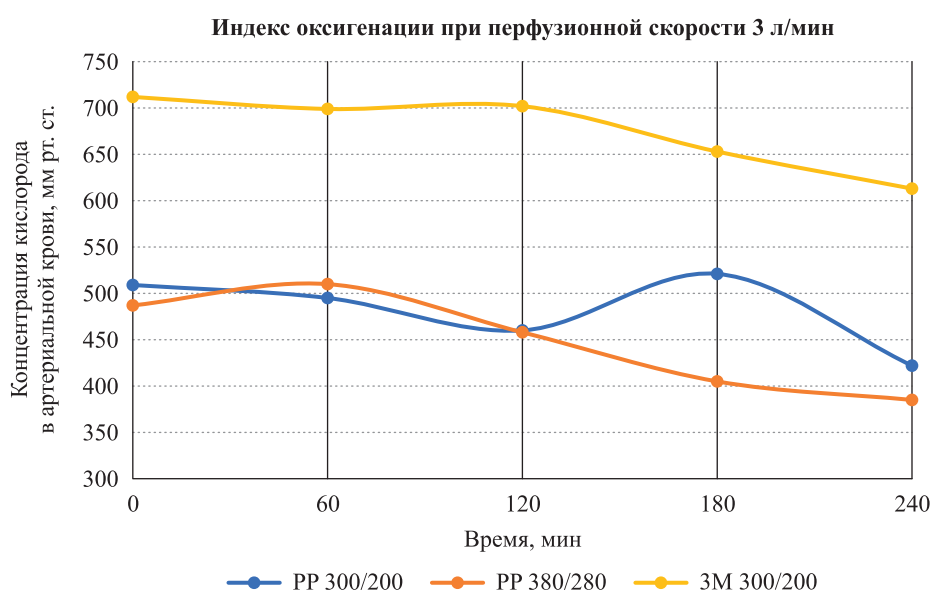


Рис. 5. Динамика изменения индекса оксигенации исследуемых мембран при стендовых испытаниях

Fig. 5. Changes in oxygenation index in the tested membranes in bench tests

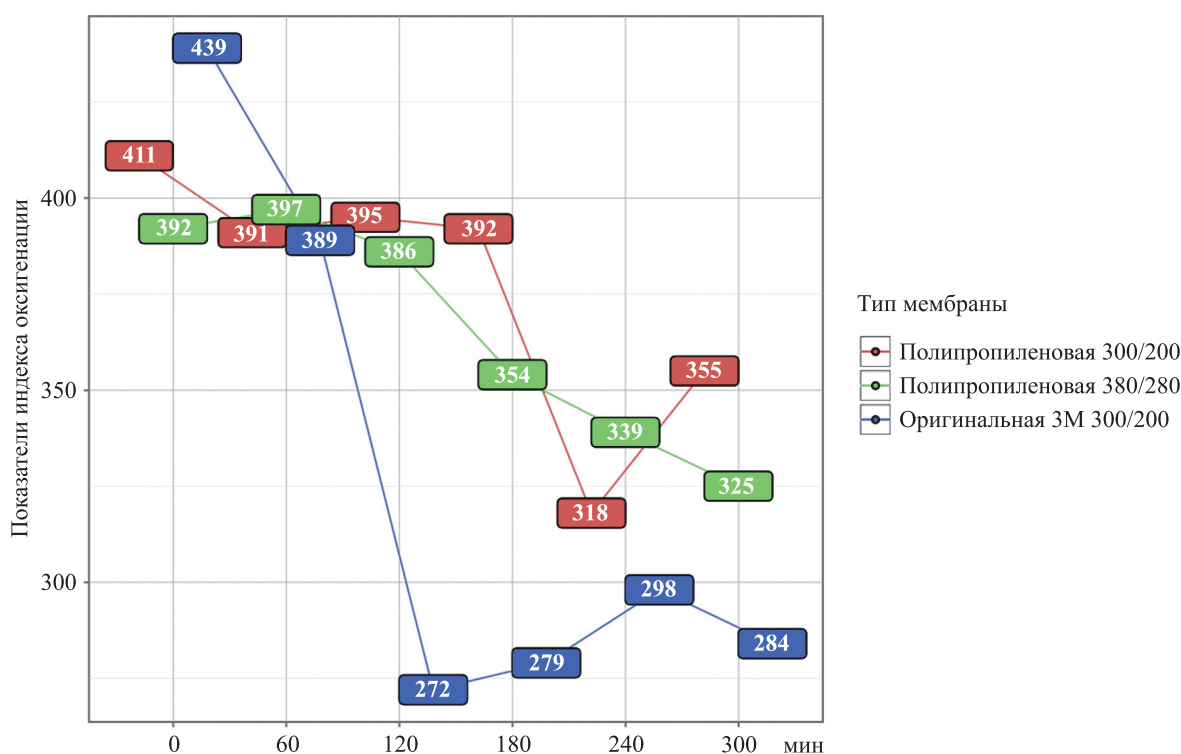


Рис. 6. Динамика изменения индекса оксигенации исследуемых мембран на животной модели

Fig. 6. Changes in oxygenation index in the tested membranes in the animal model

в остром эксперименте показатели ИО в группе ПП 380/280 составляли 325 ± 29 , в группе ПП 300/200 – 355 ± 33 , а различия между экспериментальными группами были статистически не значимы ($p > 0,05$). При этом в контрольной группе испытания мембраны 3М® отмечались значительно сниженные показатели ИО спустя 300 минут наблюдения, которые соответствовали значениям 284 ± 18 , а различия в сравнении с экспериментальными группами были достоверно значимыми ($p = 0$), что являлось признаком снижения оксигенирующей способности оксигенатора с оригинальной мембраной 3М®.

ОБСУЖДЕНИЕ

В результате проведенного исследования нами получены результаты, которые говорят о сопоставимой эффективности полипропиленовой мембраны компании Cobetter Filtration® в сравнении с полипропиленовой мембраной компании 3М®. А в некоторых условиях продукт компании Cobetter Filtration® превосходит показатели 3М®. Так, в экспериментальных условиях, близких к клинической практике, оксигенаторы с опытными мембранами ПП 300/200 и 380/280 значительно превосходили результаты испытаний оригинальных оксигенаторов с мембраной 3М® при оценке индекса оксигенации и уверенно демонстрировали высокие значения ИО на протяжении 5 часов. Данная особенность свидетельствует о том, что при длительном искусственном кровообращении опыт-

ные мембраны имеют преимущество перед оригинальной за счет сохранения эффективного газообмена, низкого пропитывания плазмой крови, а также сниженного тромбообразования в межволоконных пространствах. Данный вывод также демонстрируется степенью элиминации углекислого газа. Если при стендовых испытаниях во всех трех группах были сопоставимые показатели утилизации CO_2 – $8,93 \pm 1,25$ мм рт. ст. при $p > 0,05$, что свидетельствовало об отсутствии достоверной разницы между значениями, то на животной модели на протяжении 5 часов отмечалось снижение степени элиминации углекислоты крови при использовании оксигенатора с мембраной 3М® – с $6,74 \pm 0,83$ до $3,29 \pm 0,17$ мм рт. ст., а показатели утилизации при оценке значений опытных оксигенаторов оставались константными на протяжении 300 минут и соответствовали в среднем $7,51 \pm 1,77$ мм рт. ст., а разница в сравнении с оригинальной мембраной была достоверна ($p = 0,039$).

Наряду с показателями газового состава крови проводилась оценка значений давления крови до и после оксигенаторов. Если в контрольной группе трансмембранная разница в начале испытаний на крупных животных соответствовала значениям при стендовых испытаниях 19 ± 6 мм рт. ст., то по истечении 300 минут значения превышали 30 мм рт. ст. В двух опытных группах же трансмембранное давление оставалось постоянным на протяжении 5 часов процедуры искусственного кровообращения на

крупных животных – $22 \pm 4,7$ мм рт. ст., что косвенно свидетельствовало о сниженном межмембранном тромбообразовании в группах мембран Cobetter Filtration®.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эволюция экстракорпоральной поддержки кровообращения имеет продолжительную историю, а сами изделия претерпели значительные изменения и модификации, однако сама суть мембранной оксигенации крови – мембрана – с момента внедрения в клиническую практику осталась практически в неизменном виде. На сегодняшний день активно ведутся исследования для увеличения прочностных характеристик и свойств биосовместимости полипропилена, а также разработка наиболее оптимального покрытия. Данное исследование, безусловно, имеет не только научную ценность, но и значительные коммерческие перспективы, поскольку опытным научным путем были получены доказательства о сопоставимой эффективности новых полипропиленовых мембран Cobetter Filtration® в сравнении с оригинальной продукцией компании 3М®, что открывает новые возможности в совершенствовании технологии мембранной оксигенации крови и увеличении безопасности процедуры для пациентов.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The authors declare no conflict of interest.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Melchior RW, Sutton SW, Harris W, Dalton HJ. Evolution of membrane oxygenator technology for utilization during pediatric cardiopulmonary bypass. *Pediatric Health Med Ther.* 2016 Jun 28; 7: 45–56. doi: 10.2147/PHMT.S35070. PMID: 29388637; PMCID: PMC5683297.
2. Dennis C, Spreng DS Jr, Nelson GE, Karlson KE, Nelson RM, Thomas JV et al. Development of a pump-oxygenator to replace the heart and lungs: an apparatus applicable to human patients, and application to one case. *Ann Surg.* 1951 Oct; 134 (4): 709–721. doi: 10.1097/00000658-195113440-00017.
3. Mustard WT, Thomson JA. Clinical experience with the artificial heart-lung preparation. *Can Med Assoc J.* 1957; 76: 265–269.
4. Berne RM, Cross FS, Hirose Y, Jones RD, Kay EB. Evaluation of a rotating disk-type reservoir oxygenator. *Proc Soc Exp Biol Med.* 1956; 93: 210–214. doi: 10.3181/00379727-93-22710.
5. Lillehei CW, Cohen M, Warden HE, Read RC, Aust JB, Dewall RA, Varco RL. Direct vision intracardiac surgical correction of the tetralogy of Fallot, pentalogy of Fallot, and pulmonary atresia defects; report of first ten cases. *Ann Surg.* 1955 Sep; 142 (3): 418–442. doi: 10.1097/00000658-195509000-00010. PMID: 13249340; PMCID: PMC1465089.
6. Hossain MT, Shahid MA, Mahmud N, Habib A, Rana MM, Khan SA, Hossain MD. Research and application of polypropylene: a review. *Discov Nano.* 2024 Jan 2; 19 (1): 2. doi: 10.1186/s11671-023-03952-z. PMID: 38168725; PMCID: PMC10761633.
7. Gunaydin S. Clinical significance of coated extracorporeal circuits: a review of novel technologies. *Perfusion.* 2004; 19 (Suppl 1): S33–S41. doi: 10.1191/0267659104pf1180a.
8. Gunning AJ, Hodgson DC, Burrows P. Travenol plastic-bag oxygenator in open-heart surgery. *Lancet.* 1965 Mar 13; 1 (7385): 584–585. doi: 10.1016/s0140-6736(65)91152-9. PMID: 14250087.
9. Karlson KE, Massimino RM, Cooper GN Jr, Singh AK. Initial clinical experience with a low pressure drop membrane oxygenator for cardiopulmonary bypass in adult patients. *Am J Surg.* 1984 Apr; 147 (4): 447–450. doi: 10.1016/0002-9610(84)90003-5. PMID: 6424487.
10. Vyas A, Bishop MA. Extracorporeal Membrane Oxygenation in Adults. 2023 Jun 21. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan. PMID: 35015451.
11. Lim MW. The history of extracorporeal oxygenators. *Anaesthesia.* 2006 Oct; 61 (10): 984–995. doi: 10.1111/j.1365-2044.2006.04781.x. PMID: 16978315.
12. Syed A, Kerdi S, Qamar A. Bioengineering Progress in Lung Assist Devices. *Bioengineering (Basel).* 2021 Jun 28; 8 (7): 89. doi: 10.3390/bioengineering8070089. PMID: 34203316; PMCID: PMC8301204.
13. Fang X, Sun C, Dai P, Xian Z, Su W, Zheng C et al. Capillary Force-Driven Quantitative Plasma Separation Method for Application of Whole Blood Detection Microfluidic Chip. *Micromachines (Basel).* 2024 May 1; 15 (5): 619. doi: 10.3390/mi15050619. PMID: 38793192; PMCID: PMC11122923.
14. Xiao Z, Sun L, Yang Y, Feng Z, Dai S, Yang H et al. High-Performance Passive Plasma Separation on OSTE Pillar Forest. *Biosensors (Basel).* 2021 Sep 25; 11 (10): 355. doi: 10.3390/bios11100355. PMID: 34677311; PMCID: PMC8534190.
15. Zięba-Palus J. The usefulness of infrared spectroscopy in examinations of adhesive tapes for forensic purposes. *Forensic Sci Criminol.* 2017; 2 (2): 1–9. doi: 10.15761/FSC.1000112.

*Статья поступила в редакцию 13.07.2025 г.
The article was submitted to the journal on 13.07.2025*