

УДК 623.459.64

ЭФФЕКТИВНОСТЬ СРЕДСТВ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ ОТ ВИРУСОВ SARS-CoV-2 И ПЕРСПЕКТИВЫ ЕЕ УВЕЛИЧЕНИЯ

© 2021 г. К. И. Луканина^{1,*}, А. К. Будыка², И. Е. Ребров³, К. Г. Антипова¹, С. Н. Малахов¹, А. Д. Шепелев¹, Т. Е. Григорьев¹, В. А. Ямщиков³, С. Н. Чвалун¹

¹ Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва, Россия

² Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва, Россия

³ Институт электрофизики и электроэнергетики РАН, Санкт-Петербург, Россия

*E-mail: lukanina_ki@nrcki.ru

Поступила в редакцию 26.10.2020 г.

После доработки 21.12.2020 г.

Принята к публикации 24.12.2020 г.

Средства индивидуальной защиты органов дыхания (СИЗОД) становятся особенно востребованы во время эпидемий и пандемий. Пандемия SARS-CoV-2 продемонстрировала недостаточную готовность мировой промышленности к обеспечению населения высокоэффективными респираторами. В связи с этим возник интерес к оценке защитных свойств изделий, предназначенных для предотвращения заражения людей. В настоящем обзоре с учетом свойств аэрозолей, содержащих вирусы, проанализированы гидродинамические, фильтрующие и эксплуатационные характеристики современных СИЗОД, представленных на отечественном и зарубежном рынках. Предложены подходы к созданию новых, более эффективных СИЗОД на основе волокнистых материалов.

DOI: 10.1134/S1992722321010088

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение

1. Типы СИЗОД
 2. Обзор отечественных респираторов
 3. Оценка эффективности средств защиты органов дыхания
 4. Распространение вируса Sars-CoV-2 в воздушной среде
 5. Теоретические основы фильтрации биоаэрозолей
 6. Методы получения фильтрующих материалов
 7. Современные разработки в области СИЗОД
- Заключение

ВВЕДЕНИЕ

Периодические глобальные пандемические вспышки, такие как гриппы 1918 г., H1N1 и др., представляют существенную угрозу для экономической и демографической стабильности во всем мире [1]. Вирусная пандемия 2020 г. актуализировала необходимость решения проблем, связанных с защитой органов дыхания от аэрозольных частиц. По данным университета Джона Хопкин-

са в период с января по ноябрь 2020 г. коронавирусом COVID-19 переболело более 60 млн человек и более 1.4 млн человек погибло [2]. Вспышки пандемий, вызванных патогенными микроорганизмами с высокой степенью диффузии, таких как инфекция SARS-CoV-2, повышают уровень биологической опасности, которой подвергаются медицинские работники. Это обстоятельство вынуждает медиков использовать средства индивидуальной защиты органов дыхания (СИЗОД). В условиях респираторной пандемии доступность таких средств может быть существенно ограничена вследствие аномально высокого спроса, приводящего к нехватке производственного сырья [3], а также неоптимальных логистических потоков от изготовителей к потребителям.

Вирусы Эбола, MERS, SARS-CoV-2, SARS-CoV-1 служат примерами патогенных микроорганизмов, вызывающих инфекционные заболевания зоонозного происхождения и передающихся от человека к человеку воздушно-капельным (через аэрозоли) и контактными путями. Размеры вируса COVID-19 оцениваются в диапазоне от 60 до 140 нм. На микрофотографиях, полученных с применением сканирующей электронной микроскопии, шипы вируса напоминают корону, что и

обуславливает название “коронавирус” для вирусов этого класса. Внешняя сферическая капсула вируса имеет размер 9–12 нм [4]. Для сравнения размер вируса атипичной пневмонии (SARS) приблизительно равен 80 нм, вирус MERS состоит из сферы диаметром 127 ± 9 нм с шипами длиной 16–21 нм на их поверхности.

Перечисленные патогены являются РНК-вирусами и принадлежат семейству *Orthomyxoviridae*. Также коронавирусы обладают некоторыми сходными характеристиками с вирусами гриппа (например, геном РНК [3]). Вирус содержится в аэрозольных частицах – носителях, которые могут переноситься на большие расстояния, а в помещении распространяться по всему его объему.

Аэрозоль, содержащий коронавирусы SARS-CoV, как физический объект не отличается от иных биоаэрозолей, образованных при полном или частичном испарении жидкой дисперсной фазы. После того как испарение первичной капли завершится, в зависимости от размера получившейся частицы она либо укрупнится за счет эффекта коагуляции, либо останется стабильной, представляющей собой конгломерат с высокой концентрацией вирусов.

Конечный размер частиц биоаэрозолей будет соответствовать размерам наиболее устойчивых частиц, характерным для данных условий дисперсионной среды (температура, давление, влажность, запыленность и т.п.).

Улавливание биоаэрозолей методами концентрирования дисперсной фазы с помощью фильтрации основано на тех же физических закономерностях (механизмах), лежащих в основе работы фильтров, что и для остальных аэрозолей.

Важность наличия достаточного количества СИЗОД и уровня осведомленности медицинских работников об их правильном использовании в медицинских учреждениях стала очевидной во время продолжающейся до сих пор вспышки заболевания коронавирусом 2019 года (COVID-19), так как значительная часть медиков была инфицирована. Из-за нехватки респираторов и защитных масок Центр по контролю и профилактике заболеваний США рекомендовал процедуру дезактивации одноразовых СИЗОД. В соответствующей декларации отмечается, что использование дезактивированных средств защиты от аэрозолей должно быть частью стратегии обеспечения защиты медицинского персонала в условиях пандемии. Для сохранения эффективности СИЗОД после обеззараживания процедура основана на использовании пероксида водорода, УФ-облучения и обработке паром. В то же время не рекомендуются процедуры, приводящие к деструкции защитных материалов и снижающие эффективность улавливания аэрозолей [3].

Во время пандемии 2020 г. в большинстве очагов заболевания доступными оказались одноразовые медицинские маски, не прилегающие к лицу. В первую очередь они предназначены для уменьшения распространения респираторных инфекций, в частности для обеспечения общей защиты органов дыхания от крупных капель, возникающих при кашле или чихании. Несмотря на внешнее сходство, маски и респираторы принципиально различаются. Если респираторы предназначены для защиты органов дыхания пользователя от внешнего аэрозольного воздействия, то медицинские маски служат для снижения вероятности заражения окружающего персонала от пользователя в случае, если он является носителем той или иной инфекции. Заметим, что респираторы без клапана выдоха также обладают способностью предотвращать заражение носителем респиратора других людей.

Материалы для респираторов должны обладать высокой эффективностью улавливания частиц в широком диапазоне размеров и одновременно небольшим сопротивлением при дыхании. Кроме этого, важнейшим свойством респиратора является надежная линия obtюрации (прилегания к лицу), без чего высокая эффективность материала не имеет практического значения. Наконец, его стоимость должна быть соразмерна практической пользе от его применения в течение всего срока использования.

1. ТИПЫ СИЗОД

В странах ЕС широко распространены СИЗОД типа I для пациентов и типов II или IIR – для медицинских работников, находящихся в операционной или при любом контакте с пациентами в клинических условиях. Основное различие между типами заключается в степенях защиты [3].

К другому классу СИЗОД относятся фильтрующие лицевые респираторы (FFP). Они представляют собой плотно прилегающие одноразовые защитные средства, предназначенные для улавливания аэрозольных частиц диаметром менее 5 мкм. Фильтрующие респираторы маркируются в зависимости от их свойств и национальных стандартов. Например, стандарту FFP2 соответствуют респираторы, способные снизить концентрацию частиц во вдыхаемом воздухе по меньшей мере на 94%, тогда как респираторы класса FFP3 имеют эффективность не менее 99%. По рекомендациям ВОЗ пациенты с COVID-19 должны использовать респиратор класса FFP2. Кроме того, аналогичные СИЗОД рекомендуется применять во время аэрозоль-индуцирующих процедур: при сердечно-легочной реанимации, интубации или аспирации трахеи, трахеотомии, бронхоскопии, неинвазивной вентиляции. На-

Таблица 1. Эксплуатационные характеристики отечественных респираторов

Марка респиратора	Сопротивление дыханию при нагрузке 30 л/мин, Па	Эффективность по частицам 0.1–0.2 мкм, %	Предназначен для защиты от
“Лепесток-200”	30.4 ± 3.9	99.9	Высокодисперсных аэрозолей с содержанием до 200 ПДК
“Лепесток-40”	9.8 ± 2.0	99.5	Высокодисперсных аэрозолей с содержанием до 40 ПДК и грубодисперсных с содержанием до 200 ПДК
“Лепесток-5”	4.9 ± 1.0	96.0	Высокодисперсных аэрозолей с содержанием до 5 ПДК и грубодисперсных с содержанием до 200 ПДК

циональные нормативные стандарты схожи во всем мире, и рекомендации обычно относятся к конкретному классу и его зарубежным эквивалентным моделям. Так, классу FFP2 соответствуют респираторы N95 (США), KN95 (Китай), P2 (Австралия/Новая Зеландия), DS (Япония) и др. Однако недавние систематические исследования эффективности респираторов N95 в сравнении с медицинскими масками для профилактики гриппа не выявили существенных различий в их защитных свойствах. Очевидно, это обусловлено плохой обтюрацией респиратора N95, поэтому их было рекомендовано использовать в условиях с низким уровнем опасности инфицирования [3, 5–7].

Так как FFP испытываются по наиболее проникающим аэрозольным частицам и при повышенной скорости фильтрации (т.е. при наиболее неблагоприятных условиях), их реальная эффективность, как правило, выше, чем определенная при испытаниях. Поскольку защитные свойства респираторов сильно зависят от степени их прилегания к лицу, медицинским работникам необходим индивидуальный подбор СИЗОД подходящей модели и размера [3].

При необходимости одноразовые FFP могут быть заменены альтернативными типами респираторов, которые обычно не используются в медицинских учреждениях, такими как “эластомерные” респираторы и средства защиты с принудительной подачей воздуха, предназначенными для особо агрессивных воздушных сред. Первые СИЗОД содержат сменные фильтр-блоки и поэтому используются многократно. В устройство вторых дополнительно включена компрессорная система прокачки фильтрующих материалов, что ограничивает область их применения.

2. ОБЗОР ОТЕЧЕСТВЕННЫХ РЕСПИРАТОРОВ

Разработка и производство респираторов в СССР во многом были обусловлены обеспечением работ по атомному проекту. Для их изготовления использовались волокнистые нетканые материалы ФП (фильтры Петрянова), полученные методом электроформования (электроспиннинга) из полимерных растворов. Для производства наиболее распространенных респираторов “Лепесток” применялись материалы из перхлорвинила: ФПП-70-0.2, ФПП-70-0.5 (волокна со средним диаметром 7 мкм) и ФПП-15-1.5 (1.5 мкм). Стандартное сопротивление (перепад давления при скорости потока 1 см/с) этих материалов составляет соответственно ~2, 5 и 15 Па/см/с. Три типа респираторов “Лепесток” на их основе разработаны в НИФХИ им. Л.Я. Карпова совместно с Институтом биофизики МЗ СССР: “Лепесток-200”, “Лепесток-40” и “Лепесток-5” (табл. 1). Респиратор выпускается в соответствии с техническими условиями по ГОСТ 12.4.028-76 ССБТ.

Основной частью респиратора является корпус, служащий одновременно фильтром (рабочая поверхность 240 см²) и полумаской, каркасность которой обеспечивается как распоркой, так и проклеенной наружной марлей. Периферическое кольцо корпуса, где размещены резиновый шнур и алюминиевая пластинка, является обтюратором, обеспечивающим плотное прилегание полумаски. Для улучшения обтюрации прилегающая поверхность фильтрующего материала не закрыта марлей. Это практически исключает подсос нефилтрованного воздуха и обеспечивает применение респиратора людьми с разным строением лица. Данные респираторы являются безразмерными, они не сокращают поле зрения и не приглушают тонов разговорной речи. Масса респираторов “Лепесток” составляет ~10 г.

Таблица 2. Эксплуатационные характеристики современных респираторов, представленных на рынке

№	Марка респиратора	Перепад давления, Па	Коэффициент проскока (%) по частицам, мкм			
			0.175	0.35	0.175	0.35
			Первое измерение		Второе измерение	
1	3М 8101 FFP1 Восток сервис	48	10.30	4.10		
2	“Kleen Guard” № 10SHN95 FFP1 CE 0194 EN 149:2001 64 240 Kimberli-Clark	84	0.68	0.12	0.49	0.10
3	SUP AIR 23101 FFP10 EN 149:2001 CE 0086	92	1.58	0.33		
4	ФЕНИКС Ф-1/5 ГОСТ Р 12.4 191-99 ФП РС 2 АЕ 44	65	30.10	15.60		
5	НУ 8610 FFP1 TN 149:2001 CE 0086	65	10.60	3.10		
6.1	“Алина-П” ГОСТ Р 12.4 191- 99	104	0.46	0.07	0.70	0.15
6.2	“Алина-200” ГОСТ Р 12.4 191-99	110	1.38	0.36	1.41	0.34
7	У-2к	33	94.20	90.70		
8	ЕСО Маска техническая STAYER 1110-Н10	33	88.30	81.90		
9	FFP2 823 EN 149:2001 CE 0086	110	1.00	0.16	1.00	0.16
10	DM 0401 FFP1 EN 149:2001 CE 0121	114	0.15	< 0.05 (по 0.275)	0.18	0.06<
11	3М 9322 EN 149:2001 FFP2 CE 0086	81	<0.13	0.04(по 0.275)	0.14	0.05<
12	“АЛИНА-АВ” ГОСТ Р 12.4 191-99	95	0.83	0.10		
13	HORIZONTAL FOLD-FLAT RESPIRATOR	111	0.23	0.05 (по 0.275)		
14	SUR AIR 23105 FFP10 EN 149:2001 CE 0086	77	1.19	0.20	1.28	0.24
15	HORIZONTAL FOLD-FLAT RESPIRATOR	116	0.11	0.28 (по 0.275)		
16.1	SPIROTEK ULTRA SH3100 FFP 1	90	1.30	0.26		
16.2	SPIROTEK ULTRA SH3100 FFP 2	106	0.24	0.02	0.30	0.07
16.3	SPIROTEK ULTRA SH3100 FFP 3	131	<0.01	<0.002		
17	АЛВАТЕКС	101	1.42	0.25	2.87	0.70<
18	РОСТОК-2П-К ГОСТ Р 12.4 191-99 ДСТУ EN 149:2003 FFP2	143	3.16	0.77	3.71	1.02
19	SUP AIR 23 150 FFP1 EN 149:2001 CE 0086	87	1.75	0.33	2.34	0.66
20	Лепесток -200, 1990 г., СХМЗ	112	2.34	0.63		

За все время производства респираторов “Лепесток” выпущено более 5 млрд шт. АО “Кимрская фабрика им. Горького” до сих пор выпускает эти респираторы с небольшими изменениями.

Несмотря на очевидные преимущества (высокая эффективность, проверенная десятилетиями надежность, низкая себестоимость), эти респираторы не лишены недостатков. Прежде всего они требуют сборки перед применением. Требуется стянуть регулируемую резинку для придания респиратору необходимой чашеобразной формы, надеть респиратор, завязав тесемки на голове, и обжать алюминиевую пластинку по переносице. Отметим, что в настоящее время эти респираторы производят в собранном виде.

Так как в России прекращено промышленное производство фильтрующих материалов из пер-

хлорвинила (в связи с прекращением производства полимера), им на смену пришли иные материалы, например из хлорированного полиэтилена или полученные по технологии раздува полимерных расплавов.

Аналогами респираторов “Лепесток” являются разнообразные СИЗОД, полностью готовые к применению. Такие респираторы выпускаются многими производителями, среди которых АО “Кимрская фабрика им. Горького” (“Спиро” и “Лотос”) [8], ЗАО “Севзаппромэнерго” (“Алина”, “Юлия” и “Нева”) [9]. Продукция этих производителей соответствует трем классам защиты: FFP1, FFP2, FFP3 (ГОСТ 12.4.191-99) и имеет все необходимые российские сертификаты соответствия. Респираторы выпускаются в различной модификации, с клапаном выдоха и без него. При

Таблица 3. Характеристики медицинских масок и респираторов [3]

Класс защиты	“fit-тест”	Защита от брызг	Тип защиты	Эффективность фильтрации	Внутренняя утечка	Эквивалентный класс	Комментарии
Медицинская маска	Не требуется	Типа IIR	Капли	Варьируется	Варьируется		Свободная посадка Не защищает при вдыхании
FFP1	Требуется	Типа IIR	Капли и частицы	>80%	<22%		Доступна версия с клапаном выдоха
FFP2	Требуется	Типа IIR	Капли и частицы	>94%	<8%	N95/P95/R95	Доступна версия с клапаном выдоха
FFP3	Требуется	Типа IIR	Капли и частицы	>99%	<2%	N100/N99/P100/P99/R100/R99	Доступна версия с клапаном выдоха
Эластомерный респиратор	Требуется		Капли и частицы	Заменяемые фильтры	Заменяемые фильтры		Многоразовая дорогостоящая полумаска
PAPR	Обычно не требуется		Капли и частицы	Заменяемые фильтры	Заменяемые фильтры		Многоразовый силовой респиратор; дорогостоящий; увеличенное рабочее время
SAR	Требуется		Незагрязненные источники воздуха для дыхания	Незагрязненные источники воздуха для дыхания	Незагрязненные источники воздуха для дыхания		Многоразовый респиратор с принудительной подачей воздуха, дорогостоящий; может подключаться автономный источник воздуха для дыхания

этом респираторы многоразового использования обычно допускается дезинфицировать для защиты от патогенной микрофлоры. Например, респираторы “Алина” 106/116/206/216/316 производитель рекомендует дезинфицировать путем замачивания в растворе специального средства на основе надуксусной кислоты с последующей промывкой водой и высушиванием в нормальных условиях [10]. Эксплуатационные характеристики современных респираторов, представленных на рынке, приведены в табл. 2 [11].

Обратим внимание на главный недостаток высокоэффективных респираторов. Он состоит в высоком (20–40 Па/см/с) перепаде давления на фильтрующем материале, создаваемом при дыхании. Вследствие автомодельности течения перепад давления прямо пропорционален линейной скорости воздушного потока (например, для респираторов “Лепесток”, “Алина” и подобным им СИЗОД скорость фильтрации меняется в диапазоне до 10 см/с, это означает, что перепад давления доходит до 200–400 Па). Пользователи испытывают дискомфорт при длительном ношении высокоэффективных СИЗОД, а также при повышенной физической нагрузке.

Таким образом, снижение аэродинамического сопротивления дыханию при сохранении эффективности фильтрующего материала для респиратора является актуальной научной-технической проблемой, решение которой позволит создать СИЗОД с улучшенными потребительскими свойствами. Некоторые подходы к решению данной проблемы изложены в разд. 5.

3. ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ СРЕДСТВ ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ

Безусловно, ключевым параметром, определяющим эффективность СИЗОД, является сохранение хорошего прилегания (герметичности) к лицу в процессе эксплуатации, или обтюрации. Для оценки пригодности респиратора и герметичности вдоха и выдоха используют “fit-тест” с индикацией аэрозолей. Клапан респиратора открывается только во время выдоха, позволяя воздуху вытекать беспрепятственно. Наличие клапана выдоха также уменьшает запотевание очков, что важно для медицинского персонала [3]. В табл. 3 приведены характеристики медицинских масок и респираторов.

Таблица 4. Результаты “QNFT-теста” [12]

Тип движения	Базовое значение	После выполнения движения
Нормальное дыхание	197.80 ± 10.81	151.79 ± 69.50
Глубокое дыхание	196.07 ± 20.28	150.47 ± 68.73
Движение головы из стороны в сторону	193.12 ± 23.48	150.34 ± 70.24
Движение головы сверху вниз	188.38 ± 29.19	144.74 ± 69.42
Разговор	191.72 ± 22.61	152.29 ± 61.30
Наклоны	172.03 ± 44.97	129.10 ± 72.68
Нормальное дыхание	184.86 ± 33.74	144.61 ± 70.28
Общий коэффициент соответствия	184.02 ± 26.73	134.71 ± 68.43

В [12] исследовалось влияние герметичности СИЗОД, в частности респиратора N95 (класс защиты FFP2), на эффективность фильтрации патогенов. Для оценки изменения прилегания респиратора использовался QNFT-тест, основанный на измерении аэрозолей под маской СИЗОД и в окружающем пространстве в зависимости от типовой двигательной активности (спокойное дыхание, глубокое дыхание, движение головы в сторону, вверх и вниз, разговор и наклон туловища) (табл. 4). Установлено, что в процессе использования респираторов медицинским персоналом неизбежно образуются утечки, приводящие к снижению эффективности неплотно прилегающего СИЗОД до 66.5% [13]. У трети участников к концу испытания респиратор не обеспечивал требуемого уровня защиты. Следует учитывать, что по рекомендациям Центра по контролю и профилактике заболеваний США прикасаться к респиратору в процессе его эксплуатации запрещено.

В ЕЭС важным показателем эффективности респиратора является номинальный коэффициент защиты – соотношение внешней и внутренней (в прилегающей к лицу области) концентраций аэрозолей. Например, номинальный коэффициент защиты респиратора с эффективностью улавливания аэрозолей 94% равен 16.25. Другим значимым параметром эффективности СИЗОД является снижение концентрации аэрозолей до такого уровня, когда в органы дыхания будут попадать аэрозоли с предельно допустимой концентрацией (ПДК). Таким образом, эффективность респиратора зависит от номинального коэффициента защиты и от соотношения между реальной концентрацией загрязняющего вещества и его ПДК. В настоящее время в случае SARS-CoV-2 ПДК неизвестно, поэтому защитные характеристики респиратора также остаются неизвестными. Однако разумная оценка номинального коэффициента защиты может быть получена на основании фильтрующих характеристик СИЗОД.

При оценке эффективности респираторов фильтрацию рассматривают как функцию пропускания аэрозолей в зависимости от размеров частиц.

В [14] измеренный проскок аэрозолей через большинство промышленных масок (хлопок, шелк, шифон, фланель) лежит в широком диапазоне, до 85% для размеров частиц <0.3 мкм и до 99% для размеров частиц >300 нм (табл. 5). Утверждается, что хлопок (наиболее широко используемый материал для тканевых масок) лучше улавливает аэрозоли при более высоких плотностях плетения. Однако негерметичное прилегание маски приводит к снижению эффективности фильтрации более чем на 60% (рис. 1). Приведенные данные вызывают большие сомнения, так как не согласуются с общеизвестными закономерностями улавливания аэрозолей.

В [15, 16] приводятся сведения об исследовании эффективности ношения СИЗОД по мониторингу воздуха в помещении с инфицированными COVID-19 людьми. Размеры детектируемых аэрозолей варьировались в пределах 20–1000 нм. Пациентам была предписана минимальная физическая активность, включающая в себя разговор и кивание головой. В работе исследованы два временных интервала нахождения пациентов в тестовом помещении в масках: 15 мин и 3 ч. При этом измерения концентрации аэрозолей осуществляли как в помещении, так и под маской. Было установлено, что респираторы FFP2 эффективнее улавливали патогены, нежели классические медицинские маски 3М. В свою очередь, медицинская маска 3М оказалась в 3 раза эффективней, чем самодельная трехслойная хлопковая маска. Тестовые исследования эффективности фильтрации по аэрозолям поваренной соли показали значения 86.4 и 99.9% при скорости проскока 5.5 см/с для хлопковой и 3М-маски соответственно [15].

Таблица 5. Эффективность фильтрации при скорости потока частиц 1.2 CFM* [14]

Образец/ткань	Эффективность фильтра, %		Давление ΔP , Па
	<300 нм	>300 нм	
N95 (без зазора)	85 ± 15	99.9 ± 0.1	2.2
N95 (с зазором)	34 ± 15	12.0 ± 3.0	2.2
Медицинская маска (без зазора)	76 ± 22	99.6 ± 0.1	2.5
Медицинская маска (с зазором)	50 ± 7	44.0 ± 3.0	2.5
Однослойная хлопковая повязка (80 TPI**)	9 ± 13	14.0 ± 1.0	2.2
Двуслойная хлопковая повязка (80 TPI)	38 ± 11	49.0 ± 3.0	2.5
Фланель	57 ± 8	44.0 ± 2.0	2.2
Однослойный шифон	67 ± 16	73.0 ± 2.0	2.7
Двуслойный шифон	83 ± 9	90.0 ± 1.0	3.0
Однослойный шелк	54 ± 8	56.0 ± 2.0	2.5
Двуслойный шелк	65 ± 10	65.0 ± 2.0	2.7
Хлопок/шелк (с зазором)	37 ± 7	32.0 ± 3.0	3.0

*CFM – единица измерения расходного объема жидкостей и газов, кубический фут в минуту (1.2 CFM = 33980.2 см³/мин).

**TPI – единица измерения плотности материала, количество нитей в квадратном дюйме (80 TPI = 12.4 нити в кубическом сантиметре).

4. РАСПРОСТРАНЕНИЕ ВИРУСА SARS-CoV-2 В ВОЗДУШНОЙ СРЕДЕ

Респираторные вирусы распространяются по двум основным путям передачи инфекции: контактный (прямой или косвенный) и аэрозольный (твердые и жидкие частицы) [17]. Биоаэрозоли –

это аэродисперсные системы, дисперсная фаза которых содержит фрагменты или полностью состоит из живых организмов (например, бактерии, споры растений и грибов) либо включает в себя биологические агенты, размножающиеся в клетках живых организмов. Тонкодисперсные аэро-

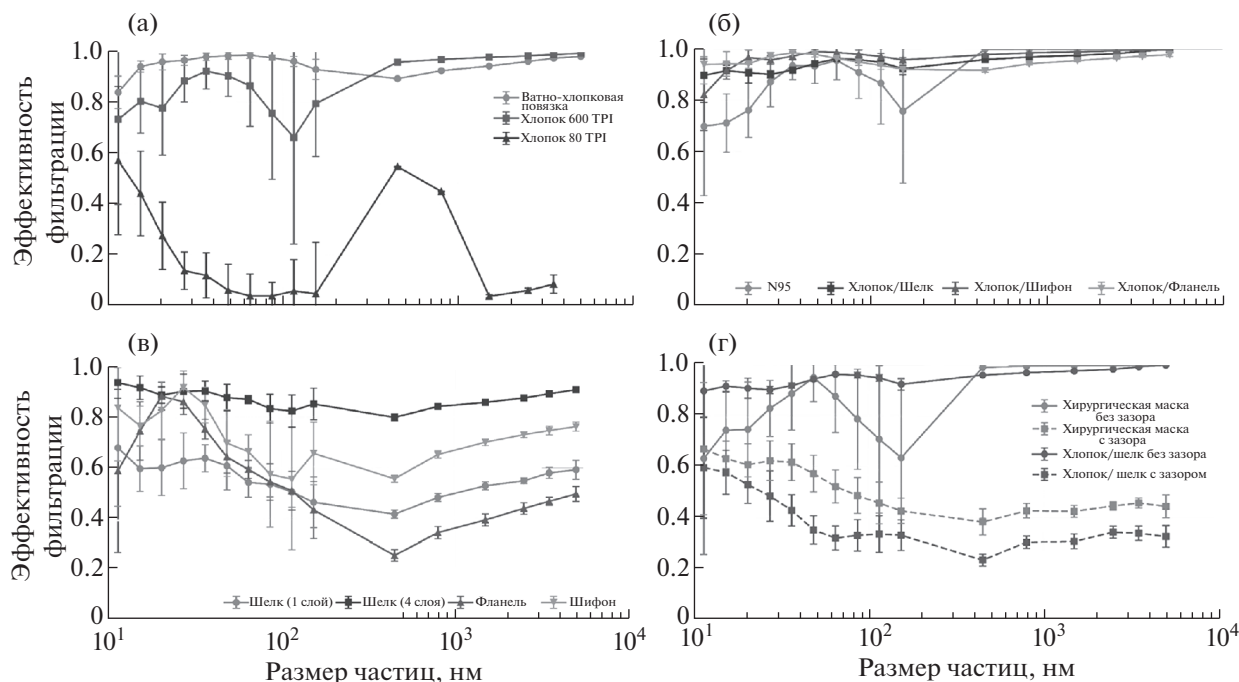


Рис. 1. Эффективность фильтрации различных материалов [14].

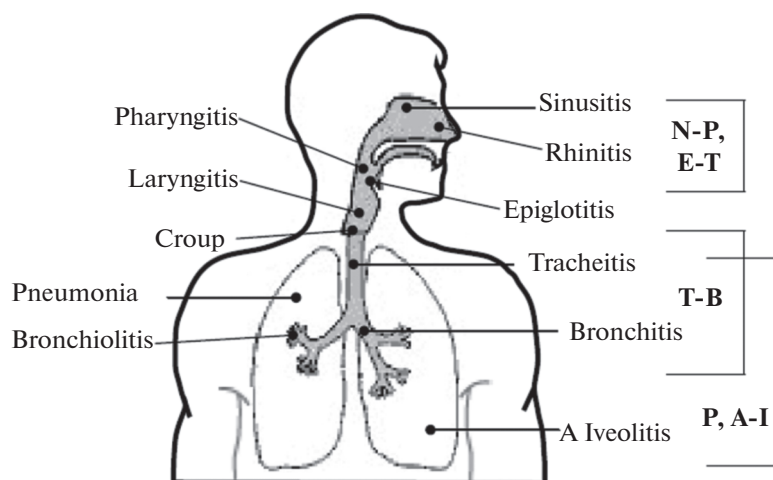


Рис. 2. Клинические проявления, связанные с осаждением аэрозолей, содержащих инфекционные или аллергические агенты, в различных областях респираторного тракта. N-P – носоглоточный; E-T – экстраторакальный; T-B – трахеобронхиальный; P – легочный; A-I – альвеолярно-интерстициальный [18].

золи играют ключевую роль при распространении респираторных инфекций, включая SARS-CoV-2. В отличие от более крупных капель и частиц тонкодисперсные частицы остаются взвешенными в воздухе в течение длительного времени из-за их небольшого размера. При попадании биоаэрозолей в респираторный тракт они могут вызывать инфекционные заболевания и токсикозы. Дисперсная фаза биоаэрозолей различного происхождения содержит частицы в широком диапазоне размеров: от десятков нано- до десятков микрометров, поэтому такие частицы могут

оседать во всех отделах дыхательных путей человека (рис. 2).

Источниками частиц, несущими на себе вирусы, являются люди с инфекциями дыхательных путей. Когда человек дышит через нос или рот, разговаривает, кашляет или чихает, в воздух попадают частицы слюны и слизи, содержащие патоген. Концентрация этих частиц доходит до 2500–3000 в см³ [19]. По данным [20] вирусы SARS-CoV и SARS-CoV-2 остаются жизнеспособными в составе аэрозолей в течение 3 ч. Согласно [21] минимальная инфицирующая доза патогена, передаваемая посредством аэрозолей с размером частиц менее 5 мкм, примерно на 2 порядка ниже, чем передаваемая через крупные капли, вызванные кашлем и чиханием. Это указывает на критически важную роль аэрозолей в передаче SARS-CoV-2 и необходимость использования высокоэффективных СИЗОД.

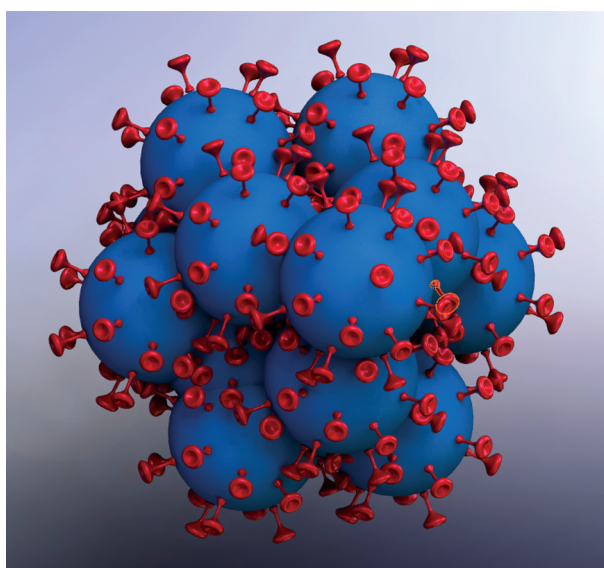


Рис. 3. Аэрозольная частица, содержащая 500 вирусных копий РНК.

Риск инфицирования воздушно-капельным путем для восприимчивого к заболеванию человека включает в себя такие факторы, как концентрация возбудителей заболевания, зависящая от числа патогенных микроорганизмов в выдыхаемом воздухе, размеров частиц биоаэрозолей, их начальной скорости и расстояния от точки генерации аэрозоля (с учетом осаждения крупных частиц на поверхностях, степени потери жизнеспособности патогена на аэрозоле, конвекционных и иных потоков, удерживающих крупные частицы во взвешенном состоянии). При этом большое число респираторных заболеваний описываются законом Парето, или правилом 20/80: примерно 20% заболевших людей ответственны за 80% случаев инфицирования [22], выделяя на порядок

больше патогена, чем среднестатистический инфицированный человек.

Для развития заболевания число вирусов в организме должно преодолеть порог, называемый *минимальной инфицирующей дозой*. В качестве числовой характеристики этой случайной величины обычно используют 50%-ную инфицирующую дозу (**НID50**), т.е. такое число патогена, при котором заболевает не менее 50% особей в популяции. Например, для сезонного гриппа аэрогенная НID50 варьируется от 90 до 1950 копий вирусной РНК [23], для 2019-нCoV тканевая НID50 равна от 500 до 3000 [24].

Для грубой оценки минимального размера аэрозольной частицы, содержащей 500 вирусных копий РНК и способной преодолеть НID50, рассмотрим формирующие ее капсиды как сферы, встроенные в ГПУ-решетку. Приравнивая суммарную массу патогенов к массе единичной аэрозольной частицы с плотностью $\frac{\pi}{3\sqrt{2}}$ (максимально возможная плотность упаковки сфер), вычислим ее эквивалентный радиус, который составит 263–614 нм (рис. 3).

Опубликованные данные с 1899 по 2010 гг. исследований размеров биоаэрозольных частиц, выделяемых в процессе форсированного выдоха при кашле или чихании, обобщены в [25]. И хотя найденная дисперсность аэрозолей в цитируемых в [25] данных сильно различается, можно сделать ряд обобщений. Во-первых, размеры частиц находятся в широком диапазоне – от субмикронных до десятков–сотен микрометров. Во-вторых, некоторые люди производят больше частиц, чем другие, что может вызывать повышенное распространение инфекции, особенно когда болезнь находится в латентной стадии или протекает бессимптомно. Этот вывод согласуется с правилом Парето. В-третьих, типичная счетная концентрация выдыхаемых частиц варьируется от 1000 см⁻³ для детей и доходит до 4000 см⁻³ у взрослых мужчин при скорости экстракции воздуха из носоглотки до 8 м/с [26].

Для понимания причин большого разброса в размерах частиц опишем динамику поведения аэрозолей после их выхода из организма. Прежде всего респираторные частицы состоят из воды, растворенных в ней солей и гликопротеинов, а также патогенов. В выделяемых частицах содержится около 90 мМ Na⁺ и 100 мМ Cl⁻ с массовыми концентрациями 2.1 и 3.6 г/л соответственно и примерно 76 г/л гликопротеина. Из-за этого даже полностью дегидратированная частица, не содержащая патоген, будет иметь ненулевой конечный размер [27].

При выдохе частица диаметром d_0 попадает в окружающий воздух, имеющий более низкие от-

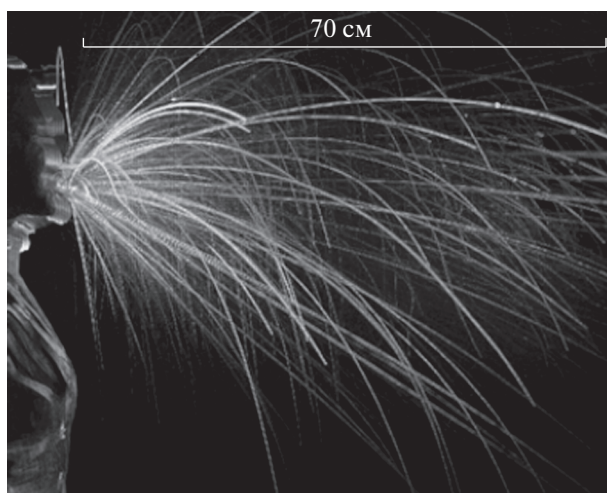


Рис. 4. Траектории частиц, высвобожденных при кашле [32].

носительную влажность (RH) и температуру, чем воздух в дыхательных путях. Скорость испарения этой частицы определяется разностью концентрации водяного пара над ее поверхностью, равной концентрации насыщенного пара, и в окружающем воздухе. Присутствие растворенных солей в аэрозольной частице приводит к снижению давления водяного пара, что увеличивает значение равновесного диаметра. Оценки, выполненные в [27], показали, что при относительной влажности в помещении от 30 до 70% равновесный диаметр капли, содержащей нелетучие добавки с концентрацией 88 г/л, будет варьироваться от $0.47d_0$ до $0.61d_0$. Время достижения равновесного диаметра 30-микронной каплей при $RH = 50\%$ составит ~ 1 с. Ускоряет этот процесс и высокая скорость выдыхаемого воздуха.

С уменьшением размера капель возрастает концентрация растворенных солей, меняется рН, температура. Вирусы по-разному реагируют на изменения, которые могут привести к их инактивации [28], к тому же инфекционный агент может быть поврежден под действием силы поверхностного натяжения, сдвиговых напряжений и конформационной перестройки белков, вызванных дегидратацией. Однако для представителя семейства коронавирусов MERS-CoV обнаружена способность к сохранению жизнеспособности не менее 63% штаммов при температуре 25°C и $RH = 75\%$ в течение 60 мин, а для SARS-CoV-2 не менее 3 ч [29].

Гравитационная составляющая сил, действующих на частицу большого размера (более 10 мкм), превалирует. Скорость осаждения сферических частиц в неподвижном воздухе описывается формулой Стокса. Например, время осаждения в неподвижном воздухе с высоты 3 м рав-

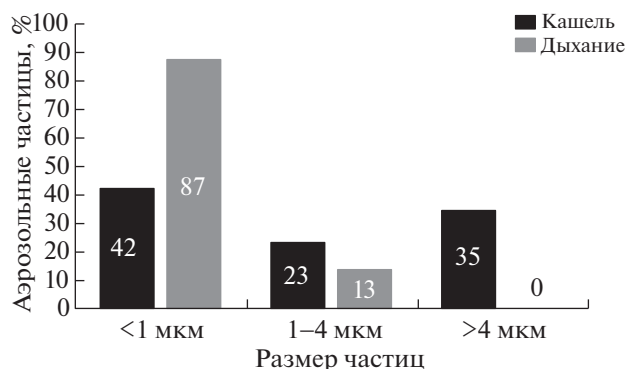


Рис. 5. Доли аэрозольных частиц-носителей вирусов гриппа при кашле (столбцы) и выдохе воздуха (серые столбцы) [36].

но 4 мин для частиц плотностью 1 г/см^3 с аэродинамическим диаметром 20 мкм, 17 мин для 10 мкм и 67 мин для 5 мкм. Однако при наличии тепловой конвекции и перемещения воздушных потоков от приточно-вытяжной вентиляции частицы с диаметром менее 5 мкм могут оставаться во взвешенном состоянии продолжительное время [30], а снижение их концентрации будет происходить вследствие диффузионных и коагуляционных процессов.

Моделирование эволюции аэрогенных биоаэрозолей проведено также в [31]. Время испарения увеличивается пропорционально d^2 , а конечный размер капли пропорционален начальному и составляет около $0.45d_0$, что согласуется с данными [27].

Кратко рассмотрим первичные характеристики и механизмы эволюции аэродисперсной системы, содержащей вирусы, в помещениях. Возникшее турбулентное многофазное облако частиц движется в направлении от источника за счет начального импульса. На рис. 4 приведены траектории движения частиц при кашле, полученные с помощью высокоскоростной (1000 кадров в секунду) съемки.

Измерения первичных капель, выполненные в [33], показали, что их распределение по размерам описывается либо логнормальным распределением со значением массового медианного аэродинамического диаметра (ММАД), превышающего 300 мкм, либо бимодальным распределением, состоящим из суперпозиции двух логнормальных с ММАД 72 и 386 мкм. При этом стандартное геометрическое отклонение в обоих случаях не превышало 1.8.

По мере удаления от источника скорость частиц быстро (в течение времени релаксации τ , составляющего доли секунды) падает до нулевой относительно сплошной среды из-за действия

стоксовой силы сопротивления движущейся частицы, а аэрозольное облако расширяется. Под действием силы тяжести грубодисперсные частицы выводятся из облака. Как было отмечено, частицы уменьшаются в размерах вследствие испарения (например, время жизни чистой водяной капли диаметром 2 мкм при относительной влажности 50% и температуре 20°C в соответствии с уравнением Фукса [34] равно 0.24 с).

Так как испарение капель происходит очень быстро, неудивительно, что измеренные распределения аэрозолей по размерам существенно различаются [35–37]. Это объяснимо, во-первых, неодинаковым временем начала измерения размеров частиц после момента их появления в воздухе. Во-вторых, различаются используемые методы отбора и анализа частиц, к тому же с помощью этих методов в принципе невозможно точно оценить параметры распределения по размерам. Наиболее часто в исследованиях используют каскадные импакторы Андерсена (например, [38–40]), двухступенчатый циклон NIOSH, разработанный в National Institute of Occupational Safety and Health [35], лазерный аэрозольный спектрометр [41, 42], фильтры из поликарбоната [39], персональные импакторы с тefлоновым фильтром в качестве последнего каскада [43], а также импинжеры, центрифуги, нуклеопорные фильтры [18, 44], анализаторы по подвижностям [19].

С помощью импакторов Андерсена установлено, что доля частиц с ММАД менее 4.7 мкм по различным данным составляет от 0.58 до 0.96; лазерные спектрометры позволили определить счетный медианный диаметр частиц: 0.63 мкм [41] и примерно 0.2 мкм [19]. Доля частиц с ММАД менее 1 мкм, прошедших каскады импактора, иногда превышала 0.90.

Измерения также показали [36], что вирусы гриппа ассоциированы с частицами преимущественно субмикронного диапазона, причем при спокойном дыхании доля субмикронных частиц существенно выше, чем при кашле (рис. 5).

Более точно размеры частиц, содержащих вирусы, по-видимому, определить нельзя, так как с помощью используемых инерционных осадителей разделить субмикронные частицы (ММАД менее 1 мкм) еще на несколько размерных фракций невозможно; с помощью лазерных спектрометров также невозможно отделить частицы, содержащие вирусы, от фонового аэрозоля, при этом минимальный определяемый размер ограничен длиной волны используемого когерентного излучения. Отметим, что на фильтр отбирают практически все частицы, находящиеся в воздухе, в том числе не имеющие отношения к биоаэрозолям. Отобранные на фильтр частицы продолжают испаряться и с фильтра.

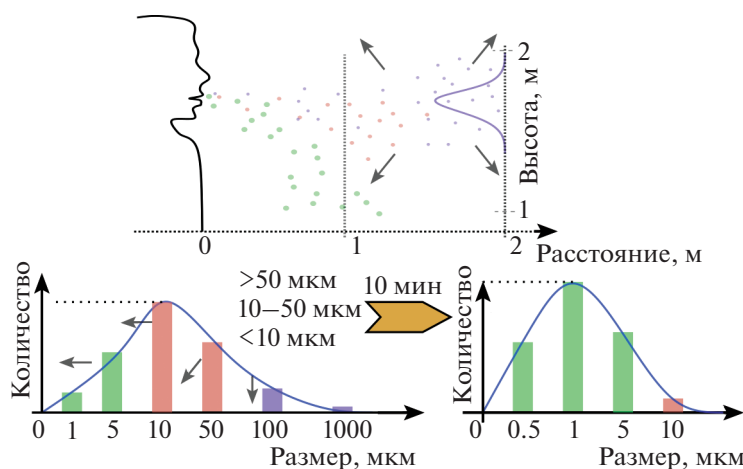


Рис. 6. Эволюция биоаэрозолей во времени и пространстве после форсированного выдоха.

Тем не менее с большой долей вероятности можно предположить, что в воздушной среде частица-“вирусоноситель” за доли секунды уменьшится до размера, соответствующего ее нерастворимой части, в которой и находятся вирусы. По-видимому, медианный диаметр остающихся длительное время во взвешенном состоянии частиц находится в пределах 0.2–0.6 мкм, так как согласно многочисленным исследованиям наиболее устойчивые в атмосфере аэрозоли состоят из частиц именно такого размерного диапазона [45]. Это косвенно подтверждается данными работ [41, 19, 46], в которых биоаэрозоли измеряли, не отделяя их от фонового аэрозоля, и установили, что размеры такой смеси соответствуют размерам наиболее устойчивых частиц. Устойчивость подобных аэрозолей объясняется низкой скоростью седиментации и высоким коэффициентом диффузии частиц, поэтому снижение концентрации коагулирующих частиц (более мелких) и образование новых, более крупных частиц вследствие коагуляции уравнивается выведением последних за счет седиментации.

Отметим, что результаты измерений распределений по размерам несколько противоречат расчетным данным [27] и результатам, приведенным в [31]. Если в [27] оценки выполнены очень грубо, то в [31] отмечено, что исследовали лишь диапазон аэродинамических диаметров более 0.7 мкм. β -активные аэрозоли, образующиеся при осаждении атомарных продуктов распада на ядрах конденсации при радиационных авариях и пожарах на загрязненных радионуклидами территориях (^{137}Cs , ^{131}I , ^{106}Ru и др.) [47–49], радиоактивные аэрозоли естественного происхождения, содержащие изотопы бериллия, серы, фосфора и дочерние продукты радона [50, 51], а также конденсационные неактивные аэрозоли [52] обнаруживаются в том же размерном диапазоне: 0.2–

0.7 мкм. Из этого следует, что размеры частиц-носителей вирусов, в частности коронавирусов, являются наиболее проникающими через фильтрующие материалы, применяемые для улавливания аэрозолей (разд. 5). В связи с тем что для предотвращения попадания радиоактивных аэрозолей в организм созданы надежные СИЗОД, снижающие концентрации частиц в 50–100 раз, подобные средства могут быть использованы для защиты от биоаэрозолей, содержащих, в частности, коронавирусы.

Можем утверждать, что при отсутствии на инфицированном человеке маски частицы после выхода из органов дыхания быстро уменьшаются в размерах. Самые крупные (более 100 мкм) осаждаются на поверхностях на расстоянии около 1 м, а частицы помельче достигают равновесного размера и легко преодолевают расстояние в 2 м с максимальной концентрацией по направлению форсированного выдоха за несколько секунд, и уже через 5–10 мин их можно обнаружить во всем объеме закрытого помещения [53] (рис. 6). При этом наибольшую опасность представляют субмикронные частицы 0.2–0.6 мкм, проникающие в альвеолярные отделы легких, а более мелкие и более крупные частицы осаждаются в верхних дыхательных путях: первые – за счет диффузии, вторые – за счет инерции).

Сказанное подтверждает необходимость создания высокоэффективных СИЗОД от биоаэрозолей в размерном диапазоне десятки нанометров–десятки микрометров с низким аэродинамическим сопротивлением и надежным прилеганием к лицу. Особенно актуальным наличие достаточного количества подобных СИЗОД становится в период пандемий респираторных вирусных инфекций.

5. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ФИЛЬТРАЦИИ БИОАЭРОЗОЛЕЙ

Защитные свойства СИЗОД определяются, как правило, эффективностью используемых фильтрующих материалов, которая, в свою очередь, зависит от их структурных характеристик. Выбор материалов с заданными характеристиками основан на известных закономерностях высокоэффективного улавливания аэрозолей волокнистыми структурами. Метод получения волокнистых фильтров практически не играет роли, за исключением случая, когда их эффективность определяется в основном электростатическим зарядом на волокнах. Вместе с тем способ получения материала с заданной структурой имеет решающее значение, если параметрами получаемой структуры можно управлять в широком диапазоне их значений, меняя те или иные режимы генерации волокон [54] или конфигурацию установки [55].

Кратко рассмотрим основные закономерности фильтрации волокнистыми материалами. Прежде всего отметим, что аналогия аэрозольного фильтра с ситом, отсеивающим частицы, размеры которых больше размера ячейки, не объясняет существенно более высокую эффективность волокнистого фильтра по сравнению с ситом. Объемная доля волокон фильтра редко превышает 8–10%, но эффективность фильтра может составлять 99.99% (HEPA) и выше. Эффект сита имеет место только для очень крупных частиц, которые трудно отнести к аэрозольным из-за высокой (более 1 см/с) скорости седиментации.

Эффективность фильтрующего материала, E , и перепад давления на нем, ΔP , – это макроскопические параметры, значения которых определяют основные потребительские свойства фильтрующего материала. Эффективность связана с коэффициентом захвата единичным волокном η соотношением

$$E = 1 - K = 1 - e^{-\frac{4\alpha H}{\pi d_f \eta}}, \quad (1)$$

где K – проскок аэрозоля ($K = 1 - E$), α – плотность упаковки фильтра, H – толщина фильтра, d_f – диаметр волокон. Коэффициент захвата (микроскопическая величина) в теории фильтрации определяется как количество частиц (N_1), столкнувшихся с волокном единичной длины, отнесенное к количеству частиц (N), находящихся в потоке шириной, равной диаметру волокна (d_f). При этом величина N подсчитывается на значительном удалении от волокна, т.е. в невозмущенном потоке: $\eta = \frac{N_1}{N}$.

Слагаемые коэффициента захвата определяются различными механизмами фильтрации $\eta =$

$= \sum_k \eta_k$, где k – индекс суммирования: диффузионным осаждением, зацеплением, инерцией, электрическим взаимодействием, седиментацией, ван-дер-ваальсовыми силами. Начальная величина коэффициента захвата является функцией большого количества параметров фильтра (средний диаметр волокон и распределение их по размерам, плотность упаковки, толщина, структура волокнистого материала, поверхность волокон, заряд волокон), аэрозольных частиц (распределение по размерам, плотность частицы, заряд), газового потока (скорость, температура, вязкость, давление, влажность) и др. В процессе накопления дисперсной фазы (случай нестационарной фильтрации) коэффициент захвата может меняться, вследствие чего изменяется перепад давления на фильтре и его эффективность [56]. Трудность при исследовании процесса фильтрации аэрозолей связана с необходимостью одновременного учета большого числа параметров, от которых зависит показатель экспоненты в формуле (1).

В диапазонах размеров частиц, содержащих вирусы, скоростей фильтрации (до 10 см/с), структурных характеристик фильтров (диаметр волокон 0.3–2 мкм, плотность упаковки до 0.1) и параметров среды, характерных для использования СИЗОД в помещениях, наибольший вклад в эффективность респиратора вносят процессы диффузии, зацепления и электрического взаимодействия [57]. Существенным для аналитической фильтрации инерционным захватом частиц в данном случае можно пренебречь, так как инерционный параметр Стокса меньше критического значения [58].

Экспериментальные зависимости проскока аэрозолей через промышленные материалы ФП из полимерных волокон, полученные методом электроспиннинга (электроформования), от скорости фильтрации [59] показывают, что при росте скорости фильтрации до 10 см/с проскоки частиц возрастают как через незаряженные, так и заряженные материалы, причем разница между их значениями при заданной скорости составляет несколько порядков величины; проскок частиц диаметром 0.1 мкм через материал ФПП-15-1.5 меньше, чем частиц с диаметром 0.34 мкм; рост проскока с увеличением скорости (от 10 см/с и более) сначала прекращается, а затем начинается его снижение.

Отмеченные особенности легкообъяснимы с помощью теории фильтрации [57, 60], согласно которой при росте размера частиц из-за снижения вклада диффузии и одновременного увеличения вклада зацепления существует так называемый “наиболее проникающий размер” (*most penetrating particle size*, **MPPS**), при котором эффективность улавливания минимальна. Вели-

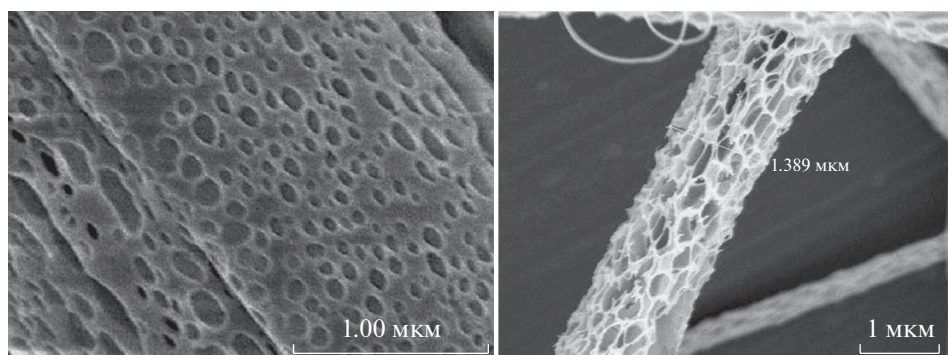


Рис. 7. Примеры пористых волокон [63, 64].

чина МРПС конкретного материала зависит, в первую очередь, от скорости фильтрации, снижаясь с ее ростом, а в общем виде — от тех же параметров, от которых зависит эффективность (коэффициент захвата). Теоретически МРПС определяют, приравнявая к нулю производную аналитической зависимости эффективности.

Для оценки возможности использования фильтрующего материала в тех или иных изделиях важно знать не только его эффективность улавливания, но и перепад давления на нем в диапазоне рабочих скоростей фильтрации. Особенно это важно, если волокнистый материал применяют в СИЗОД. Количество монодисперсных частиц, задерживаемое слоем фильтра, пропорционально толщине этого слоя и количеству частиц перед фильтром. С другой стороны, при малых ($Re \ll 1$) числах Рейнольдса перепад давления пропорционален линейной скорости потока и толщине слоя. Поэтому размерная величина $\gamma = -\log K/(\Delta p/U)$, где U — скорость фильтрации, служит критерием качества фильтрующего материала и характеризует степень очистки от аэрозолей материалом с единичным перепадом давления. Очевидно, чем выше критерий качества, тем лучшими фильтрующими характеристиками обладает материал по сравнению с другими, имеющими тот же перепад давления при единичной скорости воздушного потока.

В частности, наиболее простой способ повышения величины γ — использование материала из заряженных волокон. Это иллюстрирует рис. 7, где различие в проскоках частиц диаметром 0.34 мкм (значение МРПС для заряженного и разряженного материалов ФПП-15-1.5 при скорости 1 см/с) достигает четырех порядков величины. Упомянутый материал является наиболее часто используемым в респираторах российского производства типа “Лепесток” и ему подобных. Однако заряд волокон существенно снижается во влажной атмосфере. Это накладывает соответствующие ограничения на срок использования

респираторов. Основываться на превалировании электрической составляющей коэффициента захвата можно, если использовать волокнообразующие полимеры с электретыми свойствами.

Другой способ повышения эффективности при одновременном снижении перепада давления — снижение линейной скорости потока через фильтр респиратора. Это достигается увеличением площади фильтрующей поверхности и сводится к возможности изменения конструкции СИЗОД.

Однако если не менять конструкцию респиратора и допускать его длительную эксплуатацию, необходимо рассмотреть другие потенциальные способы увеличения критерия качества.

Способ повышения критерия качества может заключаться в создании на волокнах фильтрующего материала пористого проницаемого слоя. Эта идея вытекает из практики нестационарной фильтрации, когда эффективность улавливания аэрозолей при накоплении осадка быстро возрастает, в то время как гидродинамическое сопротивление запыленного фильтра не меняется довольно продолжительное время. Расчеты коэффициентов диффузионного захвата точечных частиц и частиц конечного размера для композитных равноотстоящих волокон модельного фильтра были выполнены в [61] при малых числах Рейнольдса и в широком диапазоне чисел Пекле (до 10^6). Показано, что, варьируя толщину оболочки, расход воздуха, пористость слоя и плотность упаковки (расстояние между параллельными волокнами), можно довольно сильно повысить эффективность улавливания при небольшом росте сопротивления потоку. Установлено, что критерий качества возрастает при уменьшении плотности упаковки элементов оболочки.

Пористые волокна можно изготовить методом электроспиннинга. В качестве примера на рис. 7 приведены электронно-микроскопические фотографии подобных волокон [62, 63]. Отметим, что представленные фотографии свидетельствуют

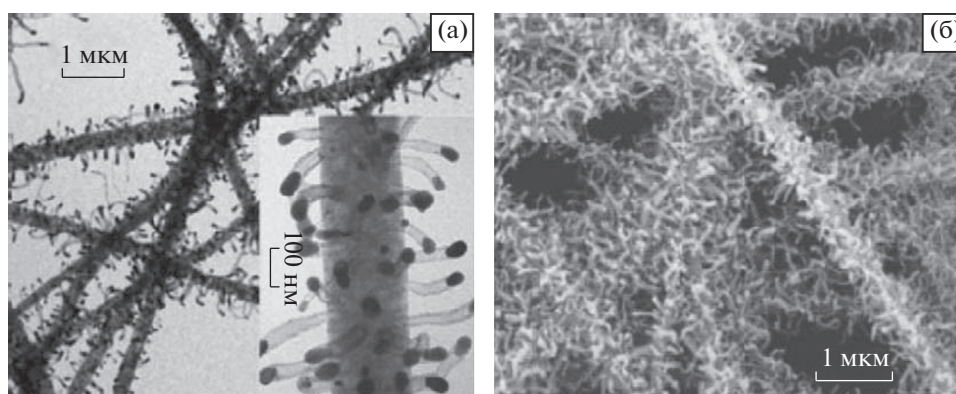


Рис. 8. Просвечивающая (а) и сканирующая (б) электронные микрофотографии углеродных нанотрубок на нановолокнах, полученных путем электроспиннинга полиакрилонитрильных волокон, карбонизации полиакрилонитрила и каталитического роста углеродных нанотрубок [65].

лишь о принципиальной возможности получения волокон, но поиск оптимальной структуры волокна, как и структуры фильтрующего материала, следует проводить, сочетая теоретические, экспериментальные и технологические подходы на основании заданных условий фильтрации.

Одним из перспективных направлений исследований в целях увеличения критерия качества материала в “респираторном” режиме (невысокие скорости фильтрации) является разработка фильтрующего материала, состоящего из волокон, покрытых “усиками” нанометрового размерного диапазона (частный случай пористых волокон). Согласно [64] можно изготовить волокна, в которых перпендикулярно поверхности основного волокна располагаются существенно более тонкие волокна конечной длины. Рисунок 8 иллюстрирует один из способов технологической реализации подобной структуры [65].

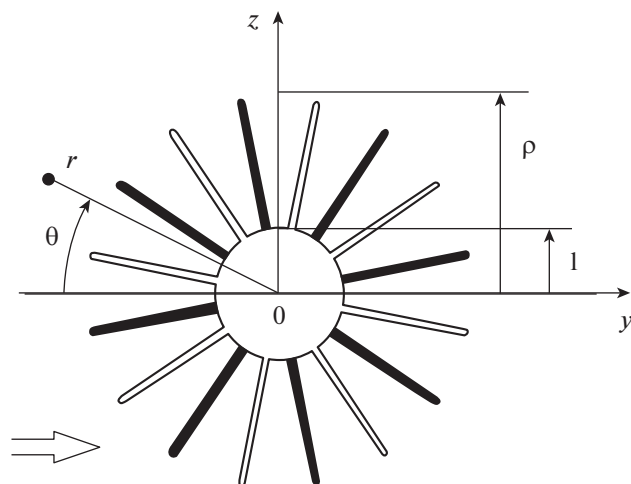


Рис. 9. Модель поперечного сечения композитного волокна с “усиками” из нановолокон [66].

В [66] рассчитаны критерии качества модельных фильтров из рядов параллельных цилиндров с оболочкой из “усиков”. Модель поперечного сечения композитного волокна, используемая в расчетах, представлена на рис. 9.

Установлено, что наибольший эффект от оболочек волокон достигается при больших числах Пекле (Pe), вычисленных для волокна. При значениях $Pe > 10^4$ в случае диффузионного осаждения субмикронных частиц конечного размера коэффициент захвата возрастает в несколько раз. Для использования подобных волокнистых структур в респираторах следует так же, как и в случае пористых волокон, решить задачу оптимизации и найти структурные параметры волокнистого фильтра для разработки технологии его получения.

Фильтрующие материалы из смеси волокон микронного и субмикронного диапазонов также

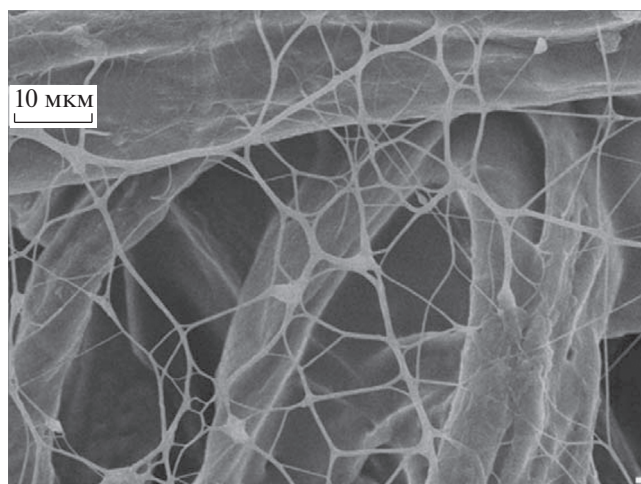


Рис. 10. Смесь волокон из целлюлозы, полученная методом электроспиннинга [12].

могут рассматриваться в качестве перспективных для использования в высокоэффективных респираторах класса FFP3. Эксперименты [67] позволили получить смесь из волокон 5 и 0.1 мкм с сопротивлением 15 Па/см/с и эффективностью 99.9% по частицам диаметром 100 нм. Микрофотография аналогичной структуры, полученная в [68], представлена на рис. 10. Для повышения критерия качества при улавливании частиц диаметром 0.2–0.6 мкм при скоростях до 10 см/с следует также выполнить экспериментальные и теоретические исследования для поиска оптимального соотношения между диаметрами волокон и их долями в фильтрующем материале.

6. МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ФИЛЬТРУЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ

Большинство существующих СИЗОД основано на использовании нетканых волокнистых фильтрующих материалов. К настоящему времени разработан ряд способов получения волокнистых материалов. Одним из наиболее активно используемых является электроформование (электроспиннинг) — метод получения нетканых микро- и нановолокнистых материалов из растворов и расплавов полимеров под действием сильного электрического поля. С тех пор как метод электроформования был открыт в 1938 г. в НИФХИ им. Л.Я. Карпова, он активно использовался в СССР для производства фильтрующих материалов и изделий различного назначения (СИЗОД, промышленные фильтры, аналитические фильтрующие ленты и т.д.). Среди достоинств процесса электроформования можно выделить относительную аппаратную простоту, возможность масштабирования, гибкость и высокие характеристики получаемых волокон [69].

В общем случае процесс электроформования представляет собой продавливание полимерного раствора через металлический капилляр, к которому приложено высокое напряжение. Далее полимерная струя, постоянно утончаясь и отверждаясь, под действием электрического поля движется к заземленному осадительному электроду (приемному устройству), образуя на нем волокнистый слой, готовый к дальнейшему использованию. Средний диаметр получаемых волокон в зависимости от условий проведения процесса может варьироваться в широком диапазоне: от десятков нанометров до десятков микрометров. При этом в состав формовочного раствора можно вводить различные добавки для придания нетканым материалам различных функциональных свойств — антибактериальных, магнитных или электропроводящих [70].

Подача полимерного раствора может осуществляться самотеком (под действием силы тя-

жести), при помощи давления газа либо механическим поршнем. Капилляр может быть как цилиндрическим, так и чашеобразным с вращением, когда за счет центробежной силы раствор растекается по всей поверхности чаши и образует множество полимерных струй в межэлектродном пространстве. Именно подобным образом производили фильтрующие материалы в СССР [69]. Кроме того, возможно вести электроформование бесфильтрными способами — со свободной поверхности. Один из вариантов данного подхода был реализован компанией Elmarco при получении материала Nanospider, заключающийся в том, что в ванну с полимерным раствором частично погружается вращающийся металлический электрод, к которому приложен высоковольтный электрический потенциал. Раствор с поверхности электрода попадает в межэлектродное пространство, где из него формируется нетканый материал. Ключевым преимуществом подобного подхода разработчики называют “естественное” задание количества и взаимного расположения первичных струй, что позволяет достичь высокой производительности и максимальной стабильности процесса, а также однородности получаемых волокон [71]. Еще одним бесфильтрным подходом является пузырьковое электроформование (*bubble electrospinning*) [72, 13]. В этом способе образование волокон также происходит из множества струй, но с полусферической свободной поверхности пузырьков, образующихся при продувании газа через полимерный раствор, к которому и приложено высокое напряжение. Схожий подход был запатентован компанией Stellenbosch Nanofiber Company под названием SNC BEST [73]. Данная технология основана на том, что полусферическая свободная поверхность образуется за счет вращения шара, погруженного в полимерный раствор.

Оборудование для получения нетканых материалов электроформованием полимерных растворов в настоящее время производит большое количество компаний, например MECC (Япония), Elmarco и SPUR (Чехия), Inovenso (Турция), Ucalery (Китай), FNM (Иран) и т.д.

Электроформование позволяет изготавливать разнообразные фильтрующие волокнистые нетканые полимерные материалы на одном оборудовании, меняя только волокнообразующие капилляры (фильтры) и рецептуру формовочного раствора. Используя капиллярный вариант формования, было возможно получать в промышленных условиях материалы с диаметром волокон от 0.1 до 10.0 мкм, плотность упаковки волокон 2–10%, стандартным гидродинамическим сопротивлением волокнистого слоя (0.2–10 мм в. ст.) с/см [54]. Комбинированные материалы, состоящие из волокон с различным диаметром, можно

формовать с объемной структурой или послойного смешивания. Соотношение длин таких волокон может достигать 20:1 (материал ФПП-3/20-3.0, состоящий из волокон радиусом 0.18 и 0.75 мкм) [55]. В материале ФПП-Ш, состоящем из волокон радиусом 0.21–0.23 и 1.7 мкм, соотношение длин волокон 10:1 соответственно [55]. При изготовлении подобных материалов возможно заранее выбирать необходимые характеристики фильтрующего материала и добиваться их, меняя сопротивление волокнообразующих элементов, их количество и основные технологические параметры: характеристики формовочного раствора, производительность, межэлектродное расстояние, высокое напряжение, скорость движения приемного электрода.

Используя метод электроформования, возможно изготавливать фильтрующий материал как в виде отдельных полотен площадью 1 м² [54, 55], так и в виде рулона [55].

Тем не менее, несмотря на большое количество очевидных достоинств, метод электроформования растворов не лишен недостатков, связанных с использованием растворителя. Во-первых, многие крупнотоннажные полимеры (в первую очередь, полиолефины) имеют ограниченную растворимость, что делает фактически нереализуемой их переработку из раствора в промышленном масштабе. Во-вторых, органические растворители, испаряющиеся в процессе формования, необходимо улавливать и регенерировать. Решением данной проблемы может быть переработка полимеров в волокна из расплава.

Электроформование из расплава впервые в открытой печати было представлено в 1981 г. [74], однако из-за крайне высокой вязкости расплава диаметр полученных волокон доходил до 400 мкм, что не позволяло говорить об их практическом использовании. Впоследствии благодаря оптимизации параметров проведения процесса были получены материалы с волокнами диаметром около 1 мкм, что позволяет применять их в различных сферах, в том числе при создании фильтрующих материалов [75].

Процессы электроформования раствора и расплава весьма схожи, основное различие заключается в реализации подающего устройства, которому при формовании из расплава необходим обогрев фильеры и емкости с полимером. В самом простом случае таким устройством может быть обогреваемый резервуар с поршнем, однако подобной установки пригодны только для лабораторного применения. Другой вариант — использование экструдеров с несколькими зонами нагрева, что позволяет при необходимости масштабировать процесс путем гибкого регулирования числа фильер и скорости подачи расплава, а

также снизить деструкцию полимера за счет оптимизации температурного режима в различных зонах вдоль шнека экструдера. Для электроформования расплава возможно получение волокон не только фильерным способом, но и со свободной поверхности — например пузырьковым методом [76]. Кроме того, были разработаны бесфильерные установки, где для плавления полимера используют лазер [77, 78], однако этот подход крайне сложен в масштабировании с лабораторного оборудования хотя бы до полупромышленного уровня.

Для решения подобных задач в университете Аахена (Германия) была сконструирована установка, имеющая блок из 64 фильер [79]. Еще одним вариантом перехода от лабораторных исследований к крупномасштабному получению волокнистых материалов методом электроформования расплава является установка, созданная в Пекинском университете химических технологий [80], где для плавления полимера используют специально сконструированный двухшнековый экструдер, а его подача происходит через “зонтикообразное” сопло при расходе до 100 г/ч. Вскоре этой же группой исследователей была собрана опытная установка с характеристиками, позволяющими полноценно применять ее в промышленности: 32 “зонтичных” сопла, 50–100 первичных струй на каждое сопло, производительность 300–600 г/ч с возможностью модульного расширения до 6 кг/ч, ширина формируемого нетканого полотна — 0.8 м при толщине слоя в диапазоне 0.01–1 мм [81].

Еще одним из способов, наиболее активно применяющихся для получения нетканых материалов в настоящее время, является формование расплава полимера раздувом (в зарубежной литературе известно как *meltblown*). Процесс имеет следующие стадии: плавление полимера в экструдере, продавливание расплава через фильеру с большим количеством отверстий, подхват жидкой нити потоком горячего воздуха (температурой 150–300°C) под большим давлением, за счет которого и происходит ее вытягивание в волокно, сбор материала на конвейерную ленту и его намотка в рулон. Типичный диаметр волокон, образующихся при использовании метода раздува в промышленности, составляет 1–5 мкм (хотя встречаются сообщения о получении субмикронных волокон). В качестве сырья для получения нетканых материалов методом раздува чаще всего используют полиолефины — в первую очередь полипропилен (как правило, низко- и сверхнизкомолекулярный с показателем текучести расплава 500–2000 г/10 мин), возможно получать материал и из других термопластичных полимеров — полистирол, полибутилентерефталата и т.д. [82]. Пионером в разработке и коммерциализации данного

метода является компания Exxon (ныне Exxon-Mobil), которой принадлежит ряд ключевых патентов, связанных с раздувным методом. Вскоре лицензии приобрел ряд промышленных крупных компаний, включая 3M, Kimberly-Clark, Johnson & Johnson, которые в дальнейшем получали собственные патенты в этой области [83]. Как следствие, за рубежом именно метод раздува стал фактически основным способом промышленного производства большого ассортимента фильтрующих и сорбционных материалов. Поэтому с 90-х годов, после распада СССР, данные материалы начали постепенно вытеснять с рынка отечественные аналоги, производимые методом электроформования. В результате в настоящее время многие респираторы, выпускаемые в России, в качестве фильтрующего слоя используют именно полотна, полученные по технологии раздува (например, респираторы под маркой “Спиро” производства Кимрской фабрики им. Горького [8]).

Другим способом, широко применяющимся для промышленного получения волокнистых материалов, является технология спанбонд (*spunbond*), развитие которой началось в Европе и США в 1960-е годы. При получении полотен по технологии спанбонд полимер (как правило, полипропилен, но возможны и другие термопласты) плавят в экструдере и продавливают через блок фильер (количество отверстий в них может варьироваться от нескольких десятков до нескольких тысяч, а их диаметр обычно находится в диапазоне 0.25–1.2 мкм). Далее нити проходят стадии вытягивания и охлаждения, укладки на транспортер, скрепления и намотки в рулон. Типичный диаметр волокон в материалах находится в диапазоне 20–40 мкм. Вытягивание проводят механическим либо аэродинамическим способом, скрепление волокон может осуществляться различными путями, но наиболее распространенными являются термоскрепление на каландре (при плотности материала до 100–200 г/м²) и иглопробивной метод (для более плотных материалов). Стадии вытягивания, охлаждения и укладки нитей, во многом определяющие характеристики и качество конечного материала, можно проводить с использованием различных технологических подходов, однако в промышленности наибольшее распространение получили четыре из них [84]. Первый – система Docan, разработанная компанией Lurgi Kohle & Mineraloltechnik в 1970 г., в которой волокна сначала охлаждаются и отверждаются в первой шахте, затем вытягиваются высокоскоростным потоком воздуха в специальной камере, после чего попадают на транспортер. Вторым вариант – технология Reicofil от компании Reifenhaeuser, впервые представленная в 1976 г. и отличающаяся тем, что весь процесс охлаждения, вытягивания и укладки волокон

происходит в закрытой шахте, изолированной от попадания окружающего воздуха. Третий вариант – система Lutravail, предложенная компанией Carl Freudenberg в 1965 г. и использующая трехстадийное охлаждение волокон, причем на третьей стадии осуществляется еще и их вытягивание за счет подачи воздуха с высоким давлением. Четвертая технология (AST) была разработана компанией Ason в 1990-х годах для высокопроизводительного получения тонких волокон, ее отличает использование воздуха не только для охлаждения и вытягивания, но и для раскладки волокон, а также уменьшенная длина зоны вытягивания.

Благодаря сочетанию характеристик – высокой воздухопроницаемости, гидрофобности, хемостойкости, устойчивости к истиранию и сминанию, нетоксичности – с низкой стоимостью материалы типа спанбонд нашли широкое применение при производстве одноразовой одежды и средств индивидуальной защиты (как правило, для этих задач используют холсты плотностью до 40–60 г/м²), в качестве агро- и геотекстиля, а также швейного материала (холсты с плотностью до 600 г/м²). В масках и респираторах материалы, производимые по технологии спанбонд, выполняют функцию префильтров, задерживающих крупные частицы, а также защищают основной фильтрующий слой от механических повреждений.

Кроме того, в настоящее время выпускаются и находят широкое применение (в первую очередь, в средствах защиты) комбинированные многослойные материалы типа SMS (*spunbond–melt-blown–spunbond*), состоящие из волокнистого слоя, полученного по технологии раздува, с обеих сторон покрытого слоями спанбонда [84].

Помимо перечисленных выше методов, в том или ином виде уже доведенных до промышленной реализации, в последнее десятилетие предложено еще два метода получения нетканых материалов, находящихся на стадии активной разработки: формование растворов полимеров раздувом и центробежное формование.

Формование растворов методом раздува (*solution blow spinning*) – процесс, движущей силой которого является сжатый воздух, привлекателен своей аппаратурной простотой: в отличие от раздува расплава нет необходимости в нагреве полимера и сжатого воздуха, в отличие от электроформования нет необходимости в приложении высокого напряжения. Кроме того, отсутствие необходимости в проводящем приемном устройстве позволяет использовать данный метод для нанесения волокон непосредственно на биологические субстраты. При этом средний диаметр образующихся волокон находится в диапазоне от сотен нанометров до единиц микрометров, а за счет использования

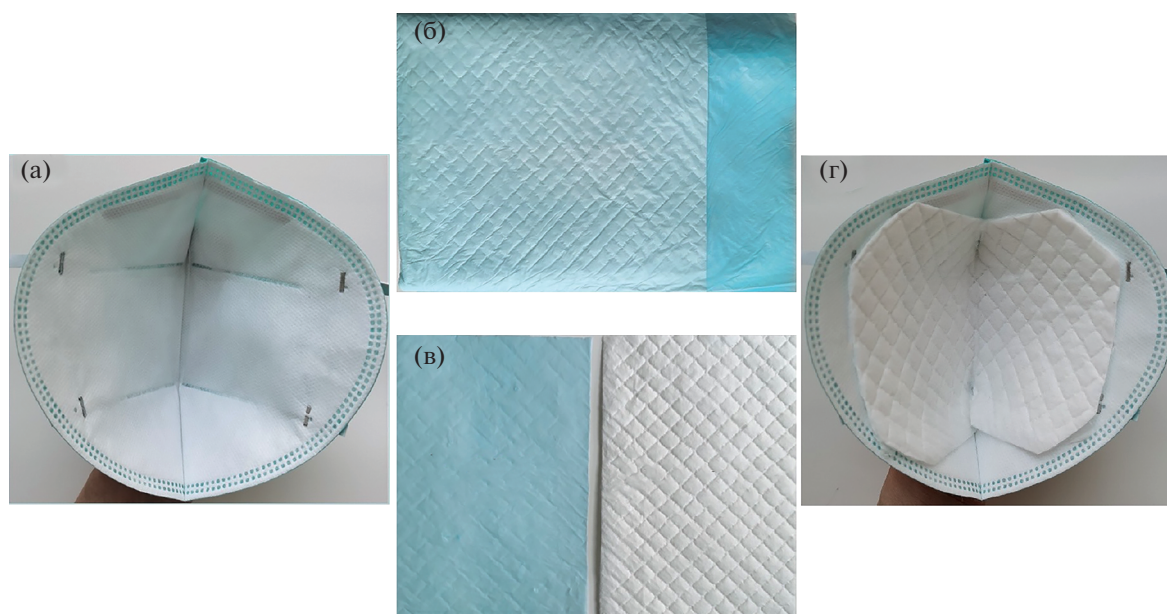


Рис. 11. Модифицированный респиратор N95 с вкладышем из сорбирующего материала: респиратор N95 (а), супер-абсорбирующая прокладка (б), разделенные слои супер-абсорбирующей прокладки (в); слева – водостойкая пленка, справа – слой из супер-абсорбирующего полимерного материала; респиратор N95 с вкладышем из супер-абсорбирующего материала (г) [89].

многофильерных установок возможно получение полотен большого размера [85]. Данному методу присущи те же ограничения, что и электроформованию растворов: необходимость улавливать и регенерировать испаряющийся растворитель, а также невозможность получения волокон из крупнотоннажных полимеров с ограниченной растворимостью.

Центробежное формование (*centrifugal* или *force spinning*) позволяет получать волокнистые структуры как из растворов, так и из расплавов полимеров [86, 87]. В данном методе получения нетканых материалов полимер находится в сосуде, присоединенном к валу электродвигателя. При включении двигателя сосуд начинает вращаться вокруг своей оси, и раствор (расплав) полимера под влиянием центробежных сил начинает выдавливаться сквозь тонкие боковые отверстия в его стенках, образуя волокна на приемном устройстве. Простейшим примером получения материалов с помощью этого принципа является машина для изготовления сахарной ваты. Как и в случае формования растворов методом раздува, в центробежном формовании средний диаметр волокон находится в диапазоне от 200–300 нм до 5–10 мкм. Кроме того, для улучшения характеристик получаемых волокон возможно комбинирование методов (центробежного и электроформования), на этом принципе работало несколько заводов в СССР [88].

В традиционных нетканых материалах волокна уложены друг относительно друга случайным образом, даже если они ориентированы в одном направлении. Однако существует возможность получения трехмерных каркасов произвольной геометрии с жестко контролируемым расположением отдельных волокон. Для этого используют принцип аддитивного получения материалов, когда волокна наносят послойно за счет прецизионного движения либо формующей головки, либо приемного устройства. Подобный подход можно применять к различным методам получения волокон – например к вытягиванию либо ближнепольному электроформованию. Существует широкий спектр полимеров, пригодных для 3D-переработки: полиамиды, полипропилены, акрилаты, полилактиды [89].

Таким образом, в настоящее время существует ряд методов получения волокнистых нетканых материалов, предназначенных для фильтрации аэрозолей, а три из них – электроформование, раздув расплава и спанбонд – применяются в промышленных масштабах.

7. СОВРЕМЕННЫЕ РАЗРАБОТКИ В ОБЛАСТИ СИЗОД

В последнее время на фоне пандемии COVID-19 опубликовано много работ, направленных на увеличение эффективности фильтрации респираторов, и представлены идеи по созданию новых СИЗОД. В литературе также приводятся различ-

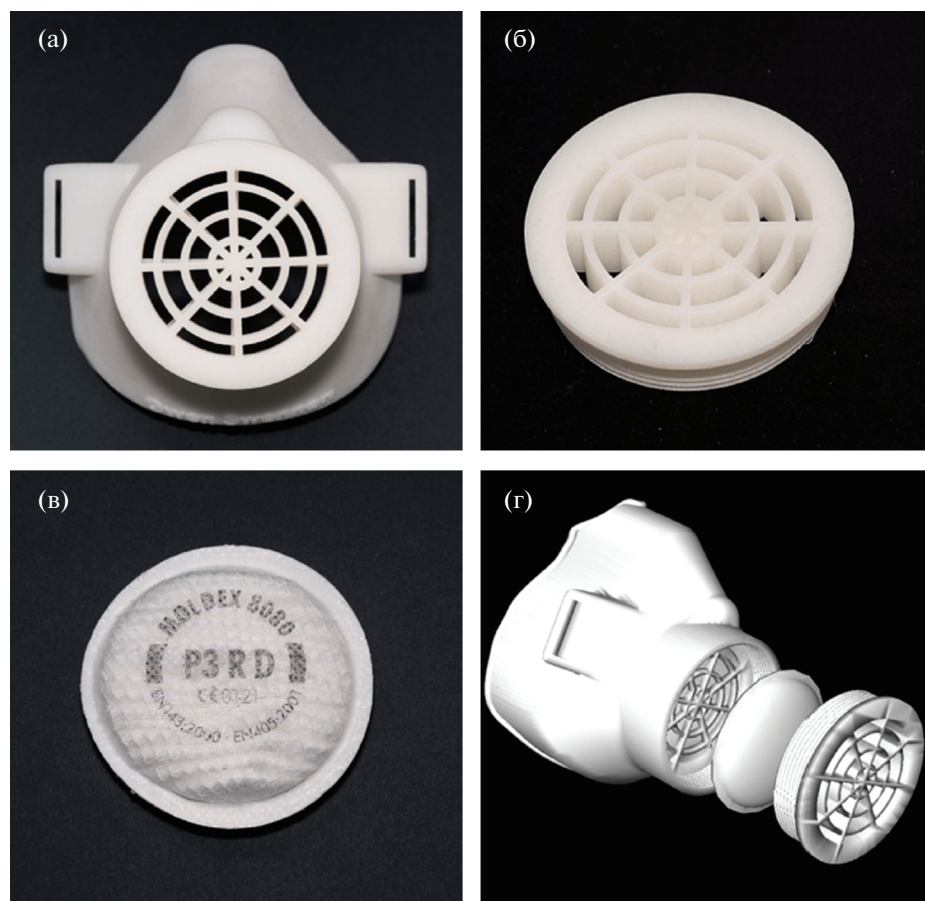


Рис. 12. Индивидуализированное СИЗОД, полученное методом 3D-принтинга: многослойная полумаска (а) и опора для фильтрующей мембраны (б); фильтр для частиц из нетканого материала на основе полипропилена (в) и 3D-изображение прототипа (г) [1].

ные варианты модификации классического респиратора N95 и его аналогов. Например, в качестве вкладышей используются различные типы сорбирующих материалов, в том числе содержащих антибактериальные компоненты [90] (рис. 11).

Предлагают [1] использовать аддитивные технологии для индивидуального изготовления СИЗОД на основе 3D-моделирования и 3D-принтинга. Пользователь с помощью смартфона делает сканы лица. Далее проводится печать индивидуального полиамидного каркаса маски со сменными фильтрами. В качестве фильтрующих элементов предлагают использовать коммерчески доступные сменные фильтры для респираторов уровня защиты FFP2/3, производимые по технологии *meltblown*. Однако у предложенной конструкции есть существенный минус – корпус маски, будучи изготовленным из жесткого пластика, будет приводить к плохой обтюрации и, как следствие, подосу загрязненного воздуха по контуру прилегания (рис. 12).

В [91] представлены данные о фильтрующих материалах на основе поливинилиденфторида,

эффективно захватывающих 100 нм частицы, в том числе наноразмерные вирусные аэрозоли. Для увеличения пылеемкости предусмотрены использование четырех слоев волокон в 90, 200, 350 и 550 нм и дополнительная плазменная обработка для усиления электростатической фильтрации. Подобное устройство фильтра обеспечивает широкополосную фильтрацию в диапазоне 50–500 нм, а плазменная обработка способствует увеличению эффективности фильтрации отрицательно заряженных вирусных частиц.

В ряде работ методом электроформования получены фильтры из упорядоченных полимерных волокон [92, 93]. Утверждалось, что они обладают повышенными прочностными и фильтрационными свойствами. Ориентированные волокнистые материалы демонстрируют высокие коэффициенты фильтрующего действия и повышенную эффективность от 22 до 50% в зависимости от размера частиц по сравнению с неупорядоченными фильтрами при скоростях воздушного потока около 16 см/с. Отметим, что ориентированные нетканые материалы могут быть использованы

для создания проводящих слоев в электростатических фильтрах [94], демонстрирующих высокую эффективность фильтрации. Совмещение возможностей по тонкой настройке морфологии получаемых нетканых материалов с использованием внешних источников электропитания позволит создать “активные” персональные средства защиты.

В [95] рассматриваются мембранные фильтры на основе полисульфона. В качестве тестовых аэрозолей использованы частицы диоктилфталата (DOP) и хлорида калия с размерами аэрозолей (0.03–0.5 мкм). Утверждалось, что твердые частицы проникают больше, чем жидкие, вследствие упругого отскакивания от волокон фильтра. При этом наиболее проникающий размер по жидким частицам составил 50 нм, а по твердым – 200 нм. В рамках данного обзора аэрозольные частицы можно рассматривать как жидкие (на выдохе больного COVID-19), так и твердые (осевшие на твердые частицы аэрозольного фона или высохшие жидкие фракции выдоха). Однако при малых числах Рейнольдса (скорость вдоха через фильтрующий материал) эффективность фильтрации не зависит от фазового состояния аэрозольной частицы.

В [87] предложен высокопористый антисептический наполнитель на основе фосфата кальция и наночастиц серебра для респираторов. Наполнитель имеет форму порошка с частицами размером 50×100 нм и содержит до 5 в/в % частиц серебра. Порошок фосфата кальция сформирован в виде сменного картриджа для СИЗОД с толщиной 3 мм. Утверждалось, что предложенный наполнитель обеспечит антибактериальные свойства респиратора и позволит ингибировать различные вирусы в проточном воздухе.

Таким образом, в литературе представлены различные подходы к увеличению эффективности фильтрации и придания антибактериальных и противовирусных свойств материалам респираторов и масок. Однако основные задачи герметичности для массового сегмента СИЗОД и увеличения воздухопроницаемости, а как следствие, достижения более высоких потребительских свойств остаются не решенными.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем обзоре приведены характеристики вируса SARS-CoV-2 (форма, размер), величина медианного количества вирусов, попадание которых в респираторный тракт ведет к инфицированию человека, вирулентность. Выполнено сравнение характеристик этого вируса с другими распространенными вирусами, попадающими в организм через респираторный тракт.

Рассмотрены механизмы образования аэрозолей с жидкой дисперсной фазой, содержащей вирусы, при кашле, чихании и разговоре; прослежена эволюция такой аэродисперсной системы вследствие испарения, седиментации и коагуляции. Оценен размерный диапазон конечных аэрозольных частиц-носителей вирусов, совпадающий с размерами наиболее устойчивых радиоактивных аэрозолей, образующих глобальный атмосферный фон (0.2–0.5 мкм). Данное обстоятельство позволяет использовать для защиты от вирусосодержащих аэрозолей средства индивидуальной защиты органов дыхания, разработанные и выпускаемые промышленностью для защиты от радиоактивных аэрозолей.

Рассмотрены СИЗОД российского и зарубежного производства, представленные на рынке и используемые для защиты от радиоактивных аэрозолей. Показано, что респираторы классов FFP2, FFP3 при условии правильного ношения предохраняют органы дыхания человека от попадания биоаэрозолей различного генеза. Респираторы и маски, защитные свойства которых обусловлены главным образом кулоновским взаимодействием частиц и заряженных волокон, эффективны лишь очень непродолжительное время, вплоть до значимого снижения или исчезновения заряда материала вследствие неблагоприятных внешних условий (повышенная относительная влажность, наличие высоких концентраций воздушных ионов и т.д.)

Сформулированы требования, предъявляемые к респираторам. К недостаткам высокоэффективных респираторов относится относительно высокий (20–40 Па/см/с) перепад давления на фильтрующем материале, создаваемый при дыхании. Вследствие автономности течения через волокнистую структуру при малых числах Рейнольдса перепад давления прямо пропорционален линейной скорости воздушного потока. Пользователи испытывают дискомфорт при длительном ношении высокоэффективных СИЗОД, а также при повышенной физической нагрузке. Таким образом, снижение аэродинамического сопротивления дыханию при сохранении эффективности фильтрующего материала для респиратора является актуальной научной-технической проблемой, решение которой позволит создать СИЗОД с улучшенными потребительскими свойствами.

Рассмотрены механизмы улавливания аэрозолей волокнистыми фильтрами. Макроскопическими характеристиками фильтра являются эффективность E и перепад давления ΔP , а величина $\gamma = -\frac{\ln(1-E)}{\Delta P}$, характеризующая степень очистки на единичное сопротивление, называется коэффициентом фильтрующего действия, или каче-

ством фильтра (*filter quality*). Очевидно, фильтр с более высоким γ имеет преимущество. В свою очередь, эффективность материала однозначно определяется коэффициентом захвата аэрозольной частицы волокном единичной длины, зависящим от особенностей поля течения вблизи волокна, характеристик частицы (эквивалентный диаметр, плотность, величина заряда), фильтра (диаметр волокон, плотность упаковки) и газовой среды (температура, давление, влажность, вязкость, линейная скорость потока), а перепад давления – от структурных характеристик фильтра и свойств газовой среды.

Показано, что для увеличения коэффициента фильтрующего действия, γ , за счет снижения величины ΔP возможна оптимизация структуры волокнистого фильтрующего материала. Изменение структуры может сводиться: к использованию разнообразного смешения волокон микронного и нанометрового диапазонов; к генерации волокон с пористым внешним слоем; к созданию волокон, на поверхности которых имеются нановолокна конечной длины, расположенные перпендикулярно поверхности “материнского” волокна.

Описаны методы получения волокнистых фильтров из растворов и расплавов полимеров (электроспиннинг), позволяющие варьировать параметры структуры материалов – диаметры волокон и их микроструктуры, способы их укладки (случайный пуассоновский процесс; заданное угловое распределение; параллельные волокна), плотность упаковки материала – в широких пределах. Показана принципиальная достижимость характеристик материалов с наибольшим коэффициентом фильтрующего действия.

Таким образом, в работе обоснована необходимость проведения теоретических и экспериментальных исследований, включающих в себя поиск оптимальной структуры материала для СИЗОД, разработку технологических регламентов ее получения, изготовление экспериментальных образцов фильтрующих материалов, проведение исследований их гидродинамических и фильтрующих характеристик, изготовление опытных образцов респираторов и испытания их защитных и потребительских свойств.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (гранта № 18-29-17066мк) и НИЦ “Курчатовский институт” в рамках тематического плана.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Swennen G.R.J., Pottel L., Haers P.E.* // Int. J. Oral Maxillof. 2020. V. 49. № 5. P. 673.
2. COVID-19 Dashboard by the Center for Systems Science and Engineering (CSSE) at Johns Hopkins University (JHU) // Johns Hopkins University. <https://www.arcgis.com/apps/opsdashboard/index.html#/bda7594740fd40299423467b48e9ecf6>.
3. *Ippolito M., Vital F., Accurso G. et al.* // Pulmonology. 2020. V. 26. № 4. P. 204.
4. *Leung W.W.F., Sun Q.* // Sep. Purif. Technol. 2020. V. 245. P. 116887.
5. N95 Respirators, Surgical Masks, and Face Masks // US Food and drug administration. <https://www.fda.gov/medical-devices/personal-protective-equipment-infection-control/n95-respirators-surgical-masks-and-face-masks>.
6. *Boskoski I., Gallo C., Wallace M.D., Costamagna G.* // Gastrointest. Endosc. 2020. V. 9. № 3. P. 519.
7. *MacIntyre C.R., Chughtai A.A.* // Int. J. Nursing Studies. 2020. V. 108. P. 103629.
8. Средства индивидуальной защиты органов дыхания. Полумаски фильтрующие – респираторы // АО “Кимрская фабрика им. Горького”. <http://fgsiz.ru/product/category/index/path/73/>
9. Респираторы серии АЛИНА // Респираторный комплекс. <https://rkszpe.ru/respirator/>
10. Инструкции и документация // Респираторный комплекс. <https://sizmed.ru/instruction/>
11. *Басманов П.И., Шенелев А.Д.* // Сб. тр. Восьмых Петряновских чтений. Москва, 28 июня 2011, С. 348.
12. *Suen L.K.P., Lin Yang, Suki S.K. et al.* // Am. J. Infect. Control. 2017. V. 45. P. 974.
13. *Yang R., He J., Xu L., Yu J.* // Polymer. 2009. V. 50. № 24. P. 5846.
14. *Konda A., Prakash A., Moss G.A. et al.* // ACS Nano. 2020. V. 14 № 5. P. 6339. <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c03252>
15. *Ho K.-F., Lin L.-Y., Weng S.-P., Chuang K.-J.* // Sci. Total Environ. 2020. P. 33027.
16. *Sickbert-Bennett E.E., Samet J.M., Clapp P.W. et al* // JAMA Intern. Med. 2020. P. 4221.
17. *Kutter J.S., Spronken M.I., Fraaij P.L. et al.* // Curr. Opin. Virology. 2018. V. 28. P. 142.
18. *Heikkinen M.S.A., Hjelmroos-Koski M.K., Haggblom M.M., Macher J.M.* // Bioaerosols/Aerosol. Handbook. Measurements, Dosimetry and Health Effects. Ch. 13 / Eds Ruzer L.S., Harley N.H. CRC Press, 2005. P. 291.
19. *Yang S., Lee G.W.M., Chen C.-M. et al.* // J. Aerosol Med. 2007. V. 20. № 4. P. 484.
20. *Jayaweera M., Pererab H., Gunawardana B., Manatunge J.* // Environ. Res. 2020. V. 188. P. 109819.
21. *Milton D.K., Fabian M.P., Cowling B.J. et al.* // PLoS Pathogens / Ed. Fouchier R.A.M. 2013. V. 9. № 3. P. 1003205.
22. *Galvani A.P., May R.M., Bischoff W.E. et al.* // J. Infect. Dis. 2013. V. 207. № 7. P. 1037.
23. *Bischoff W.E., Swett K., Leng I., Peters T.R.* // J. Infect. Dis. 2013. V. 207. № 7. P. 1037.
24. *Doremalen N., Morris D.H., Holboock M.G. et al.* // New Eng. J. Med. 2020. V. 382. № 16. P. 1564.
25. *Gratton J., Tovey E., McLaws M.-L., Rawlinson W.D.* // J. Infection. 2011. V. 62. № 1. P. 1.

26. *Tang J.W., Settles G.S.* // *New Eng. J. Med.* 2008. V. 359. № 15. P. 19.
27. *Nicas M., Nazaroff W.W., Hubbard A.* // *J. Occup. Environ. Hyg.* 2005. V. 2. № 3. P. 143.
28. *Yang W., Marr L.C.* // *Appl. Environ. Microbiol.* 2012. V. 78. № 19. P. 6781.
29. *Pyankov O.V., Bodnev S.A., Pyankova O.G., Agronovski I.E.* // *J. Aerosol Sci.* 2018. V. 115. P. 158.
30. *Hinds W.C.* *Aerosol Technology: Properties, Behavior, and Measurement of Airborne Particles.* UK: Wiley & Sons Ltd., 1999. 504 p.
31. *Parianta D., Morawska L., Johnson G.R. et al.* // *J. Aerosol Sci.* 2011. V. 42. № 1. P. 1.
32. *Bourouiba L., Dehandschoewercker E., Bush J.W.M.* // *J. Fluid Mech.* 2014. V. 745. P. 537.
33. *Han Z.Y., Weng W.G., Huang Q.Y.* // *J. Royal Soc. Interface.* 2013. V. 10. P. 1.
34. *Райсм П.* *Аэрозоли. Введение в теорию.* Пер. с англ. М.: Мир, 1987. 280 с.
35. *Lindsley W.G., Blachere F.M., Thewlis R.E. et al.* // *PLoS One.* 2010. V. 5. P. e15100.
36. *Fabian P., McDevitt J.J., DeHaan W.H. et al.* // *PLoS One.* 2008. V. 3. P. e2691.
37. *Fennelly K.P.* // *Lancet Respir. Med.* 2020. V. 8. P. 914.
38. *Fennelly K.P., Jones-Lopez E.C., Ayakaka I. et al.* // *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2012. V. 186. P. 450.
39. *Patterson B., Morrow C., Singh V. et al.* // *Gates Open Res.* 2018. V. 1. P. 11.
40. *Theron G., Limberis J., Venter R. et al.* // *Nat. Med.* 2020.
<https://doi.org/10.1038/s41591-020-0940-2>
41. *Lindsley W.G., Pearce T.A., Hudnall J.B. et al.* // *J. Occup. Environ. Hyg.* 2012. V. 9. P. 443.
42. *Edwards D.A., Man J.C., Brand P. et al.* // *PNAS, Proc. Natl Acad. Sci. USA.* 2004. V. 101. P. 17383.
43. *Leung N.H.L., Chu D.K.W., Shiu E.Y.C. et al.* // *Nat. Med.* 2020. V. 26. P. 676.
44. *Macher J.M., Douwes J., Prezant P., Reponen T.* *Bio-aerosols/Aerosol Handbook. Measurements, Dosimetry and Health Effects.* Second Edition. Ch. 12 / Eds Ruzer L.S., Harley N.H. CRC Press (Taylor&Francis group), 2013. P. 285.
45. *Seinfeld J.H.* *Atmospheric chemistry and physics. From Air Pollution to Climate Change.* Second edition, N.Y., John Wiley & Sons, Inc., 2006. 1223 p.
46. *Fabian P., Brain J., Houseman E.A. et al.* // *J. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv.* 2011. V. 24. P. 137.
47. *Budyka A.K., Ogorodnikov B.I.* // *Russian J. Phys. Chem. A.* 1999. V. 73 № 2. P. 310.
48. *Budyka A.K., Ogorodnikov B.I.* // *Radiat. Biol. Radioecol.* 1995. V. 35. № 1. P. 102.
49. *Огородников Б.И., Скитович В.И., Бudyka A.K.* // *Радиационная биология. Радиоэкология.* 1998. Т. 38. № 6. С. 889.
50. *Ogorodnikov B.I., Budyka A.K.* // *Atomic Energy.* 2001. V. 91. № 6. P. 1016.
51. *Lujanienė G., Ogorodnikov B.I., Budyka A.K. et al.* // *J. Environ. Radioactiv.* 1997. V. 35. № 1. P. 71.
52. *Огородников Б.И., Бudyka A.K., Скитович В.И., Бродовой А.В.* // *Изв. РАН. Физика атмосферы и океана.* 1996. Т. 32. № 2. С. 163.
53. *Lindsley W.G., King W.P., Thewlis R.E. et al.* // *J. Occup. Environ. Hyg.* 2012. V. 9. № 12. P. 681.
54. *Высокоэффективная очистка газов от аэрозолей фильтрами Петрянова / Под ред. Басманова П.И. и др. М.: Наука, 2003. 271 с.*
55. *Дружинин Э.А.* *Производство и свойства фильтрующих материалов Петрянова из ультратонких полимерных волокон.* М.: ИздАТ, 2007. 280 с.
56. *Кири А.А., Бudyka A.K., Кири В.А.* // *Рос. хим. журн.* 2008. Т. LII. № 5. С. 97.
57. *Kirsh A.A., Stechkina I.B.* // *The theory of aerosol filtration with fibrous filters. In Fundamentals of aerosol sciences / Ed. Show D.T. N.Y.: Wiley, 1968. P. 165.*
58. *Budyka A.K., Ogorodnikov B.I.* // *Aerosol Handbook. Measurements, Dosimetry and Health Effects. Ch. 17 / Eds Ruzer L.S., Harley N.H. CRC Press, 2005. P. 541.*
59. *Бudyka A.K., Борисов Н.Б.* *Волокнистые фильтры для контроля загрязнения воздушной среды.* М.: ИздАТ, 2008. 360 с.
60. *Hinds W.C.* *Aerosol technology.* N.Y.: Wiley, 1982. 424 p.
61. *Кири А.А., Кири В.А.* // *Коллоидный журнал.* 2019. Т. 81. № 5. С. 571.
62. *Lyoo W.S., Youk J.H., Lee S.W., Park W.H.* // *Mater. Lett.* 2005. V. 59. P. 3558.
63. *Han S.O., Son W.K., Youk J.H. et al.* // *Mater. Lett.* 2005. V. 59. P. 2998.
64. *Hou H., Reneker D.H.* // *Adv. Mater.* 2004. V. 16. P. 69.
65. *Chronakis I.S.* // *J. Mater. Proc. Technol.* 205. V. 167. № 2–3. P. 283.
66. *Кири А.А., Кири В.А.* // *Коллоидный журнал.* 2019. Т. 81. № 6. С. 706.
67. *Бudyka A.K., Кири А.А., Шенелев А.Д. и др.* *Научные основы технологии получения высокопористых тонкослойных мембран с управляемой наноструктурой из непрерывных термо- и хемостойких полимерных нановолокон методом электроспиннинга.* М.: НИФХИ им. Л.Я. Карпова, 2008. 108 с.
68. *Kim C-W., Kim D-S., Kang S-Y. et al.* // *Polymer.* 2006. V. 47. № 14. P. 5097.
69. *Петрянов И.В., Кощеев В.С., Басманов П.И. и др.* *“Лепесток”. Легкие респираторы.* М.: Наука, 2015. 320 с.
70. *Reneker D.H., Yarin A.L.* // *Polymer.* 2008. V. 49. P. 2387.
71. *Petrik S., Maly M.* // *MRS Proc.* 2009. V. 1240. № 1. P. WW03.
72. *Liu Y., He J.H.* // *Int. J. Nonlinear Sci. Num.* 2007. V. 8. № 3. P. 393.
73. *SNC BEST™ patented electrospinning technology // Stellenbosch nanofiber company.*
<https://sncfibers.com/snc-best/>
74. *Larrondo L., St. John Manley R.* // *J. Polym. Sci.: Polym. Phys. Ed.* 1981. V. 19. № 6. P. 909.
75. *Malakhov S.N., Chvalun S.N.* // *Fibre Chem.* 2017. V. 49. № 3. P. 173.

76. *Li Y.M., Wang X.-X., Yu S.-X. et al.* // *Polymers*. 2018. V. 10. № 11. P. 1246.
77. *Ogata N., Lu G., Iwata T. et al.* // *J. Appl. Polym. Sci.* 2007. V. 104. P. 1368.
78. *Yoon J., Yang H.-S., Lee B.-S., Yu W.-R.* // *Adv. Mater.* 2018. V. 30. № 42. P. 1704765.
79. *Hacker C., Jungbecker P., Seide G. et al.* // 80 Years Department of Textiles: Proceedings International Conference "Latest Advances in High Tech Textiles and Textile-Based Materials", Het Pand, Ghent, Belgium, 23–25 September 2009. P. 71.
80. *Li H., Chen H., Zhong X. et al.* // *J. Appl. Polym. Sci.* 2014. V. 131. № 15. P. 40515.
81. *Weimin Y., Haoyi L.* // *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 2014. V. 64. № 1. P. 012013.
82. *McCulloch J.G.* // *Int. Nonwovens J.* 1999. № 1. P. 1558925099OS-800123.
83. *Ellison C.J., Phatak A., Giles D.W. et al.* // *Polymer*. 2007. V. 48. № 11. P. 3306.
84. *Russell S.J.* Handbook of nonwovens. Cambridge: Woodhead Publishing, 2006.
85. *Daristotle J.L., Behrens A.M., Sandler A.D., Kofinas P.* // *ACS Appl. Mater. Interfaces*. 2016. V. 8. № 51. P. 34951.
86. *Badrossamay M.R., McIlwee H.A., Goss J.A., Parker K.K.* // *Nano Lett.* 2010. V. 10. № 6. P. 2257.
87. *Raghavan B., Soto H., Lozano K.* // *J. Eng. Fibers Fabrics*. 2013. V. 8. № 1. P. 52.
88. *Peng H., Liu Y., Ramakrishna S.* // *J. Appl. Polym. Sci.* 2017. V. 134. № 10. P. 44578.
89. *Zhao L., Jianga L., Lib H. et al.* // *Composites. B*. 2018. V. 153. P. 387.
90. *Song Z., Xie J., Zhu J., Tao J.* // *J. Am. Acad. Dermatol.* 2020. P. 30745.
91. *Leunga W.W.-F., Haua C.W.-Y., Choya H.-F.* // *Sep. Purif. Technol.* 2018. V. 206. P. 26.
92. *Feng J.P., Wang J., Hwang W.T., Jo Y.M.* // *J. Appl. Polym. Sci.* 2019. V. 136. P. 48166.
93. *Cheng Z., Cao J., Kang L. et al.* // *Mater. Lett.* 2018. V. 221. P. 157.
94. *Kim M.-W., An S., Seok H. et al.* // *ACS Appl. Mater. Interfaces*. 2019. V. 11. P. 26323.
95. *Huang H.L., Wang D.M., Kao S.T.* // *Sep. Purif. Technol.* 2017. V. 54. P. 96.