

УДК 541(183+64)

**ПОЛУЧЕНИЕ И МОРФОЛОГИЯ ПОКРЫТИЙ  
ИЗ ПОЛИЭЛЕКТРОЛИТНОГО КОМПЛЕКСА НА ОСНОВЕ  
ПОЛИАКРИЛОВОЙ КИСЛОТЫ И ПОЛИЭТИЛЕНИМИНА**

*Венгерова Н. А., Рудман А. Р., Эльцефон Б. С.,  
Снегирева Н. С., Шилохвост В. П., Цивинская Л. К.,  
Калюжная Р. И., Сидорова Л. П., Решетилова Т. И.,  
Кабанов В. Я., Зезин А. Б.*

В работе использован способ нанесения покрытия из полиэлектролитного комплекса на полиэтилен с применением радиационной прививочной полимеризации акриловой кислоты и последующим нанесением полиэтиленимина. Исследована радиационная прививка акриловой кислоты из водного раствора в бескислородной среде и в присутствии кислорода воздуха. Исследование поверхности показало, что привитой слой является неоднородным и прививка частично происходит в объеме. После последующего нанесения на поверхность привитого слоя полиэтиленимина формируются глобулярные образования полиэлектролитного комплекса размером 300–1000 Å. Структура поверхности не изменяется и после контакта с кровью.

В настоящее время большое внимание уделяют проблеме создания биосовместимых покрытий на поверхности различных полимерных материалов. Для этой цели используют методы гидрофилизации поверхности гидрофобных полимеров, например, путем нанесения гидрогелей [1]. Гидрогели, как и ткани живого организма, содержат большое количество воды, кроме того, при гидрофилизации поверхности синтетическими полиэлектролитами ей может быть сообщен избыточный отрицательный заряд, что также влияет на гемосовместимость [2]. Особое место среди гидрогелей занимают полиэлектролитные комплексы (ПЭК), которые образуются в результате реакции противоположно заряженных полиэлектролитов друг с другом и представляют собой ограниченно набухающие в воде сетчатые структуры, в которых сшивками служат межмакромолекулярные связи [3, 4].

Ранее было показано, что ПЭК, образованные слабыми полиэлектролитами, обладают выраженной гемосовместимостью [5, 6]. Это было подтверждено длительными экспериментами *in vivo* [7]. Относится это и к гидрогелям ПЭК, полученным, как описано ранее [8], и к покрытиям, нанесенным на ряд полимерных материалов: ПЭ, кремнийорганический каучук, лавсан и т. д. [9], а также к покрытиям из ПЭК, нанесенным на угли [10].

Нами использован эффективный и доступный путь нанесения ПЭК на полимерные подложки, в частности на ПЭ, с применением радиационной прививочной полимеризации одного из компонентов ПЭК. Ранее в литературе уже были описаны способы создания покрытий из ПЭК с предварительной прививкой одного из компонентов [9, 11, 12]. В данной работе рассмотрена возможность проведения жидкоконтактной радиационной прививочной полимеризации акриловой кислоты из водного раствора в присутствии кислорода воздуха. Особое внимание удалено изучению изменения поверхности ПЭ после радиационной прививки полиакриловой кислоты (ПАК) и последующего формирования ПЭК.

Акриловую кислоту (АК) перегоняли в вакууме. Использовали разветвленный полиэтиленимин (ПЭИ) марки «Polymin» (ФРГ) с  $\bar{M}_w=60\,000$ . ПЭИ содержал примерно равное число первичных, вторичных и третичных аминогрупп. Воду подвергали двойной перегонке.

В качестве полимерной подложки использовали пленки ПЭ низкой плотности (ГОСТ 5.1308-12) марки 10812-020, толщиной 117–120 мкм, степень кристалличности 40%.

Прививку ПАК проводили радиационно-химическим методом в водном растворе АК в присутствии ингибитора гомополимеризации соли Мора на источнике  $\gamma$ -облучения  $^{60}\text{Co}$  в интервале поглощенных доз 0,05–0,5 Мрад и мощностей дозы 30–300 рад/с. Полимерную пленку помещали в сосуд с водным раствором АК (10–30 вес. %) и ингибитором гомополимеризации, сосуд закрывали. При проведении опытов в отсутствие кислорода воздуха его удаляли вакуумированием или продувкой аргона в течение 40 мин. После облучения образцы отмывали большим количеством дистиллированной воды в течение 24 ч и высушивали в вакууме при 313 К в течение 6 ч до постоянного веса. Степень прививки  $\alpha$  определяли гравиметрически по разности  $\alpha = (P - P_0)/P_0$ , где  $P$  и  $P_0$  – вес образцов после и до прививки соответственно. ПЭК из ПАК и ПЭИ получали, выдерживая образцы с привитой ПАК в водном растворе ПЭИ, причем количество ПЭИ в растворе (в осново-молях) было равно количеству ПАК, привитой на подложку (в осново-молях). Опыты, в которых ПЭИ вводили в трехкратном избытке по отношению к привитой ПАК, привели к аналогичным результатам. Образцы выдерживали в растворе ПЭИ в течение 24 ч, затем их тщательно отмывали дистиллированной водой и высушивали, как описано выше. Количество ПЭИ в покрытии определяли гравиметрически. Полимерные подложки с привитой ПАК обрабатывали также водным раствором  $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2$  (5 г/л) и водным раствором основного красителя родамина С ( $10^{-3}$  г/л) в течение 24 ч. Глубину прокрашивания пленок красителем определяли с помощью оптического микроскопа Биолам Д-1 и визуально. Титрование ПАК, привитой на ПЭ, осуществляли, добавляя к набухшему в воде образцу двойной избытком  $\text{NaOH}$  (в расчете на осново-моль карбоксильных групп ПАК). Через 24 ч количество непрореагировавшей щелочи определяли обратным потенциометрическим титрованием соляной кислотой на pH-метре pH-340.

ИК-спектры ПЭ с прививкой ПАК и нанесенным ПЭК регистрировали на спектрофотометре UR-20 (ГДР). Спектры многократного нарушенного полного внутреннего отражения (МНПВО) получали с помощью приставки 25-кратного отражения фирмы «Specas» на ИК-спектрофотометре «Perkin-Elmer-577», глубина сканирования внутрь полимерной подложки  $\sim 1$  мкм<sup>1</sup>.

Электронно-микроскопическое изучение привитых образцов осуществляли с помощью растрового электронного микроскопа JSM-50A (Япония) при ускоряющем напряжении 15 кВ. Скобы получали при температуре жидкого азота. Образцы для растровой электронной микроскопии готовили напылением на поверхность слоя золота толщиной  $\sim 150$  Å на установке JFC-1100.

Набухаемость  $S$  в воде образцов определяли весовым методом:  $S = (P_n - P_c)/P_c$ , где  $P_n$  и  $P_c$  – вес набухшего и высшенного образцов соответственно.

Весь процесс образования ПЭК на поверхности ПЭ можно разделить на две стадии. Первая стадия – радиационная прививка АК на ПЭ – требует специального исследования, так как от характера нанесения первого компонента на поверхность должно зависеть формирование результирующего ПЭК на поверхности ПЭ. Вторая стадия процесса заключается собственно в формировании ПЭК на поверхности пленки ПЭ.

В литературе описаны закономерности прививки АК на ПЭ из газовой фазы под действием  $\gamma$ -облучения [13], в том числе и с целью получения изделий медицинского назначения [12]. Однако эти методы требуют применения специальных вакуумируемых или наполненных инертным газом камер, в которые поступают пары мономера. Радиационная прививка АК в водном растворе на воздухе в присутствии ингибитора гомополимеризации представляет собой технологически более простой способ. Недавно Лоулер и Чарлзби сообщили о прививке АК на ПЭ из водного раствора при малых дозах и мощностях доз в условиях отсутствия кислорода воздуха [14]. Другими исследователями [15] была изучена прививка АК на ПЭ в водном растворе на воздухе под действием импульсного излучения большой мощности (до  $\sim 10^6$  рад/с) на ускорителях электронов. В данной работе изучена радиационная прививка АК из водного раствора на ПЭ при малых дозах (до 0,5 Мрад) и сравнительно малых мощностях доз ( $\sim 100$  рад/с) в присутствии кислорода воздуха и без него и найдены оптимальные условия прививки. Кроме этого, изучен характер распределения ПАК в объеме и на поверхности полимерной подложки, а также характер распределения ПЭК на поверхности пленок ПЭ.

На рис. 1 приведены зависимости степени прививки ПАК  $\alpha$  на ПЭ в вакууме, в аргоне и в присутствии кислорода воздуха от дозы облучения.

<sup>1</sup> Авторы благодарят Б. А. Горелика за снятые спектры МНПВО и консультацию по их интерпретации.

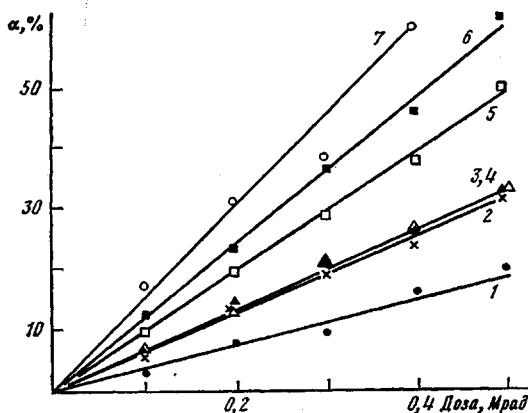


Рис. 1

Рис. 1. Зависимость степени прививки  $\alpha$  ПАК на ПЭ в водном растворе от дозы облучения на воздухе (1, 4, 5), в аргоне (2, 6) и в вакууме (3, 7). Мощность дозы 100 рад/с; [АК] = 10 (1–3), 20 (4, 6), 30% (5, 7); [соль Мора] =  $5 \cdot 10^{-2}$  моль/л

Рис. 2. Зависимость степени прививки ПАК на ПЭ от концентрации соли Мора. [АК] = 10%, мощность дозы 100 рад/с. Доза: 0,1 (1), 0,2 (2), 0,3 (3), 0,4 (4), 0,5 Мрад (5)

Видно, что эффективность прививки в присутствии кислорода воздуха снижается всего в 1,5–2 раза, что связано с частичной гибелью растущих радикалов на кислороде. Зависимость  $\alpha$  от дозы облучения при удалении кислорода воздуха вакуумированием или замещением инертным газом совпадают (кривые 2 и 3). Из рис. 1 можно заключить, что при сравнительно невысоких степенях прививки (до 30%) кислород воздуха для упрощения процесса можно не удалять из раствора. Из рис. 1 видно также, что при прочих равных условиях с ростом концентрации АК в растворе степень прививки растет.

На рис. 2 приведены зависимости  $\alpha$  от концентрации ингибитора гомополимеризации при разных дозах. На основании этих результатов выбрана оптимальная концентрация ингибитора  $\text{FeSO}_4 \cdot (\text{NH}_4)_2\text{SO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , равная  $5 \cdot 10^{-2}$  моль/л. Линейная зависимость  $\alpha$  от дозы на рис. 1 объясняется очень малым вкладом гомополимеризации. Следует отметить, что в водном растворе концентрация кислорода намного меньше концентрации мономера. Кроме того, рост цепи происходит преимущественно на радикалах ПЭ [14] и большую роль в ингибировании играет, по-видимому, кислород, растворенный в матрице ПЭ. В частности, невозможно осуществить прививку АК на одну сторону трубки (катетера) из ПЭ, если другая сторона этой трубки находится в контакте с воздухом. В этом случае кислород диффундирует через стенку трубы к растущим радикалам и ингибирует полимеризацию. В таких условиях необходимо, чтобы поверхность, на которой не осуществляется прививка, находилась в контакте с водой.

Описанным выше способом (без удаления кислорода воздуха из водного раствора АК) были получены образцы ПЭ с различной степенью прививки ПАК. После выдерживания таких пленок в водном растворе основного красителя — родамина-С можно легко наблюдать привитой слой ПАК. Уже при малых степенях прививки (до 50%) наблюдалось заметное покрашивание пленки ПЭ, глубина проникновения ПАК в пленку ПЭ с каждой стороны достигала 60 мкм.

Таким образом, для ПЭ наблюдается явление глубокого проникновения привитого полимера в объем, хотя известно, что ПЭ не набухает ни в воде, ни в водном растворе АК. Кроме того, обнаружено, что толщина пленки ПЭ при прививке АК с обеих сторон почти не увеличивается. Это должно было бы неизбежно происходить, если бы прививка происходила на поверхности. Из анализа ИК-спектров МНПВО поверхности ПЭ до и после прививки ПАК (рис. 3, спектры 1–3), видно, что вплоть до  $\alpha \sim 30\%$  на поверхности присутствуют как ПАК (полоса поглощения  $1700 \text{ см}^{-1}$ , соответст-

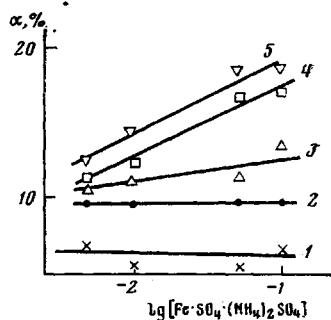


Рис. 2

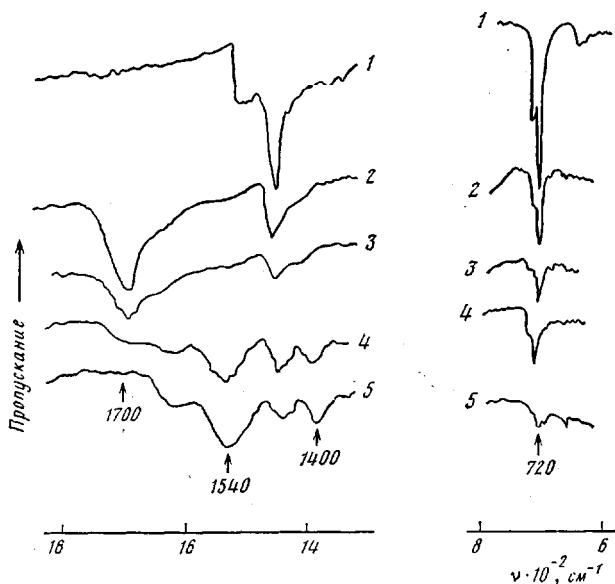


Рис. 3. ИК-спектры МНПВО пленки до (1), после прививки (2, 3) и после нанесения ПЭИ (4, 5). 1 – ПЭ, 2 – ПЭ, ПАК – 5%; 3 – ПЭ, ПАК – 30%; 4 – ПЭ, ПАК – 5%, ПЭИ; 5 – ПЭ, ПАК – 30%, ПЭИ

вующая валентным колебаниям С=О в протонированной карбоксильной группе), так и ПЭ (полоса 720 см<sup>-1</sup>, соответствующая деформационным колебаниям цепи). Эти данные свидетельствуют о неоднородности привитого слоя (т. е. о наличии многочисленных нарушений сплошности его на поверхности) и о том, что прививка ПАК происходит частично в объем. Это можно понять, если предположить возникновение в ПЭ микротреции при контакте пленки с поверхностью-активной средой — концентрированным водным раствором АК. Явление образования микротреции в полимерах, находящихся в контакте с поверхностью-активными средами, хорошо известно [16]. Известно также, что ПЭ низкой плотности растрескивается в контакте с растворами минеральных и органических (в частности, уксусной) кислот при наличии механических напряжений [17]. В данном случае микрорастескиванию, возможно, способствуют остаточные напряжения, которые сохраняются в пленке после ее экструзии. Проникновение раствора АК в эти микротреции и одновременное действие прямого γ-облучения будет приводить к прививке ПАК в объеме ПЭ; подобную картину наблюдали Лоулер и Чарлсби [11].

С помощью рastровой электронной микроскопии была изучена морфология поверхности (рис. 4, а) и скола (рис. 4, б, г) пленки ПЭ до и после прививки ПАК. На поверхности ПЭ после прививки ПАК не удается выявить каких-либо отчетливо выраженных структурных образований. На сколе (рис. 4, г) после прививки виден поверхностный слой ПЭ с привитой на поверхности ПАК. Для того чтобы выявить характер распределения ПАК на поверхности ПЭ, привитые пленки были выдержаны в водном растворе, содержащем ионы Cu<sup>2+</sup> или Ag<sup>+</sup>. Известно, что гели ПАК претерпевают заметную контракцию под действием таких ионов вследствие комплексообразования [18]. На рис. 4, б слой привитой на поверхности ПЭ ПАК наглядно проявляется после обработки поверхности ионами Cu<sup>2+</sup>.

Таким образом, жидкофазную радиационную прививочную полимеризацию ПАК на ПЭ можно вести в водном растворе АК при малых дозах облучения в присутствии кислорода воздуха. При этом прививка на ПЭ осуществляется как на поверхности, так и в объеме ПЭ, и, как показано выше, привитой на поверхность ПЭ слой ПАК не является сплошным.

Титрование привитой ПАК в набухших в воде образцах полимерных подложек показало, что при степенях прививки 5–30% оттитровывается 60–65% карбоксильных групп от общего их количества. Поэтому опреде-

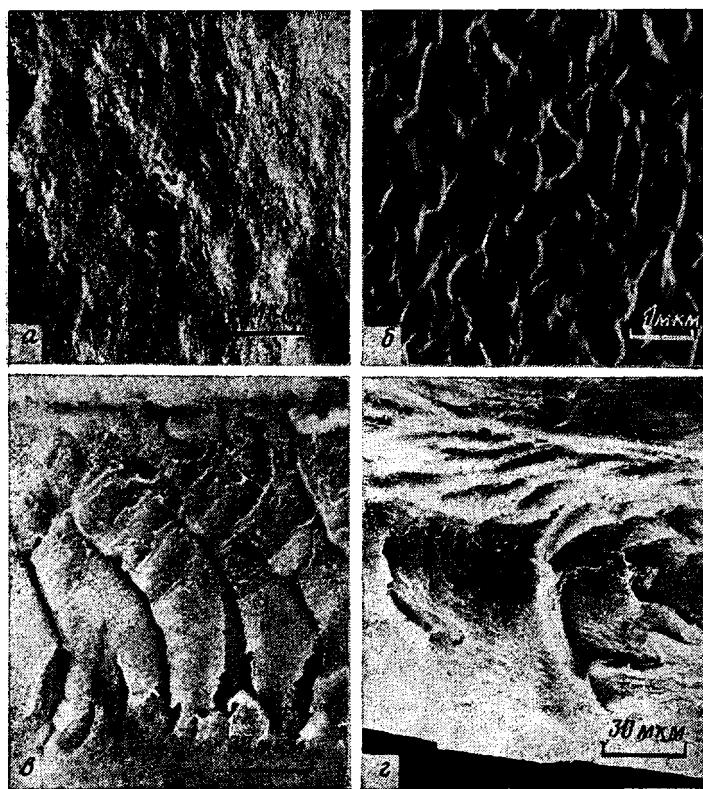


Рис. 4. Микрофотографии поверхности пленки (а, б) и скола (в, г). а – поверхность ПЭ с прививкой ПАК (30 вес. %); б – поверхность ПЭ с прививкой ПАК (27 вес. %), обработанная  $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2$ ; в – скол непривитого ПЭ; г – скол ПЭ после прививки ПАК (4%)

ление соотношения компонентов при получении ПЭК из ПАК и ПЭИ основывали на количестве карбоксильных групп ПАК, участвующих в реакции нейтрализации.

Поскольку конечная цель данной работы — получение гидрофильных гемосовместимых покрытий, вторая стадия модификации поверхности ПЭ заключалась в формировании ПЭК на его поверхности. Это осуществляли путем нейтрализации поликислоты (ПАК) полиоснованием (ПЭИ), которая в случае слабых полизелектролитов происходит до достаточно больших глубин превращения [19].

Как видно из ИК-спектров МНПВО (рис. 3, спектры 4, 5), выдерживание образцов ПЭ с привитой на них ПАК в водном растворе ПЭИ приводит к уменьшению интенсивности или даже исчезновению полосы при  $1700 \text{ см}^{-1}$ , характерной для протонированной карбоксильной группы, и к появлению полосы карбоксилат-иона при  $1580 \text{ см}^{-1}$ , что свидетельствует об образовании поликомплекса между полизелектролитами. На рис. 5а, б представлены микрофотографии поверхности пленок ПЭ, подвергнутых указанной обработке. После нанесения ПЭИ на поверхности пленки формируется ПЭК в виде образований, имеющих линейные размеры 300–1000 Å. Увеличение содержания привитой ПАК приводит к увеличению количества этих образований на единицу поверхности пленки, как видно из микрофотографий. Такая структура поверхности пленки с нанесенным на нее ПЭК сохраняется и после инкубирования пленки в крови с последующей отмыткой и фиксацией осевших на поверхности тромбоцитов (рис. 5, в).

Таким образом, на поверхности пленок ПЭ, покрытых ПЭК, обнаруживаются глобулярные образования, представляющие собой частицы ПЭК, полученного из ПАК и ПЭИ. Это находится в хорошем соответствии с известными фактами о глобулярной структуре ПЭК, образующихся в резуль-

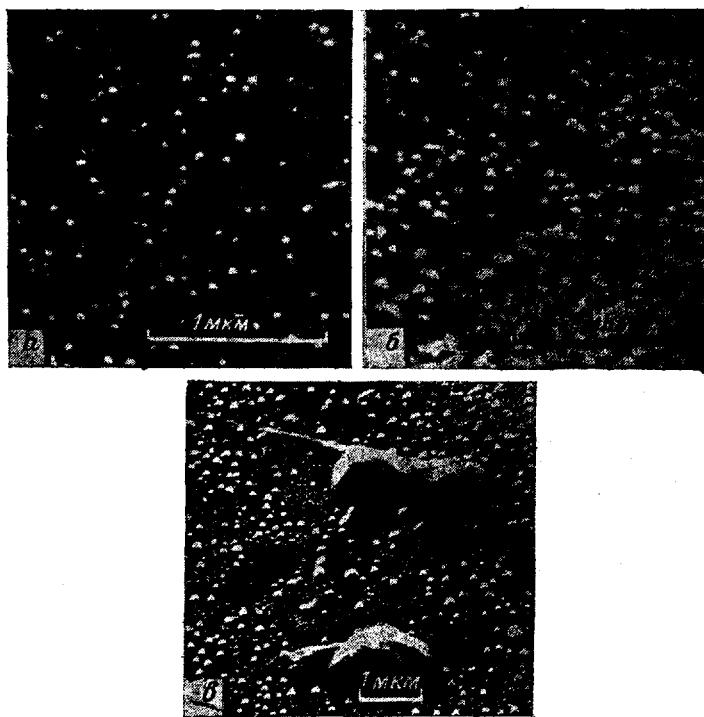
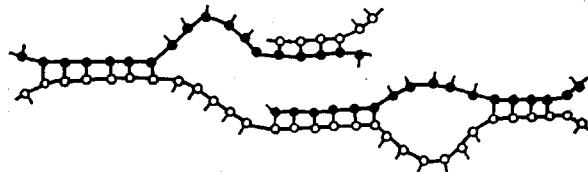


Рис. 5. Микрофотографии ПЭ с прививкой ПАК и нанесенным ПЭИ.  
а – прививка ПАК 5%, б – прививка ПАК 30%, в – поверхность ПЭ  
с ПЭК после обработки кровью. Прививка ПАК 30%

тате реакции между полиэлектролитами в разбавленных растворах [20]. Наличие изолированных глобулярных частиц ПЭК на поверхности пленки, расстояние между центрами которых превышает их собственные линейные размеры, также убедительно свидетельствует об отсутствии сплошности привитого слоя ПАК. При этом реакция образования ПЭК позволяет исключительно отчетливо (более отчетливо, чем соли металлов) выявить характер распределения привитой ПАК на поверхности пленки ПЭ.

Важная характеристика модифицированных пленок ПЭ – соотношение полиэлектролитов в поверхностном слое. Соотношение полиэлектролитов в ПЭК в зависимости от  $\alpha$  приведено на рис. 6. При малых степенях прививки ( $\sim 5\%$ ) соотношение  $[ПАК]:[ПЭИ] \approx 1$ , где  $[ПАК]$  и  $[ПЭИ]$  – количество звеньев ПАК и ПЭИ в привитом слое, с увеличением содержания привитой ПАК оно приближается к двум. Это свидетельствует об ограничениях реакции, приводящей к образованию ПЭК, обусловленных недоступностью тех макромолекул ПАК, которые находятся в массе пленки ПЭ. На поверхности, вероятно, происходит образование ПЭК состава, близкого к стехиометрическому, как при реакциях между противоположно заряженными полиэлектролитами.

Следует отметить, что ПЭК, образованные слабыми полиэлектролитами, имеют весьма «дефектную» структуру, которую можно представить в терминах чередующихся гидрофильных и гидрофобных участков [21].



В гидрофильных, «дефектных», участках макромолекулы, образующие ПЭК, развернуты и гидратированы в той же степени, что и индивидуальные полиэлектролиты. Гидрофобные участки, образованные последователь-

востями ионных межмакромолекулярных солевых связей, гидратированы в значительно меньшей степени. В рамках такой модели можно объяснить то, что содержание воды в покрытиях определяется главным образом содержанием привитой ПАК и сравнительно мало меняется при образовании на поверхности пленки ПЭК (рис. 7).

Таким образом, нанесение описанным выше способом покрытия из ПЭК на пленку ПЭ приводит к возникновению поверхности, характеризующейся чередованием областей, покрытых ПЭК, и свободной поверхности ПЭ. Кроме того, собственную структуру геля ПЭК можно рассматривать как

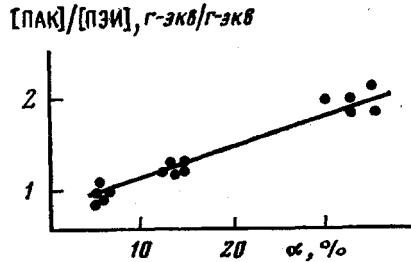


Рис. 6. Изменение соотношения между компонентами в ПЭК с ростом процента прививки ПАК на ПЭ

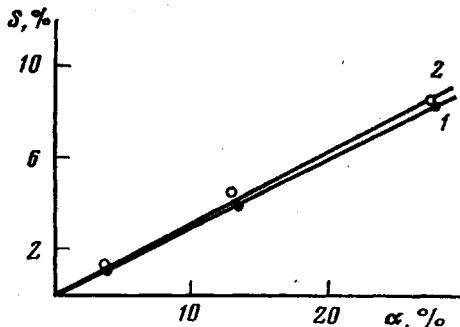


Рис. 7. Зависимость набухаемости  $S$  в воде пленок ПЭ с покрытием привитой ПАК (1) и после формирования на поверхности ПЭК (2) от степени прививки  $\alpha$  ПАК

чредующиеся гидрофильные и гидрофобные области. Материалы, имеющие такую микрогетерогенную поверхность (при определенном соотношении гидрофильных и гидрофобных участков), рассматриваются в настоящее время как перспективные материалы медицинского назначения, обладающие повышенной гемосовместимостью [22]. Очевидно, что выяснение природы повышенной гемосовместимости покрытий из ПЭК, о которой говорилось в начале статьи, оказывается весьма сложной проблемой, которая требует специальных дальнейших исследований.

#### ЛИТЕРАТУРА

- Hoffman A. S., Schmer G., Horbett T. A., Ratner B. D., Tang L. N., Harris C., Kraft W. G., Khaw B. N. L., Ling T. T., Mate T. P. Polymer Sci. and Techn., 1974, v. 6, p. 441.
- Sawyer P. N., Brattain W. H., Boddy P. I. In: Biophysical Mechanisms in Vascular Homeostatic and Intravascular Thromboses. N. Y.: Appleton, 1965, p. 30.
- Зезин А. Б., Рогачева В. Б. В кн.: Успехи химии и физики полимеров. М.: Химия, 1973, с. 3.
- Michaels A. In: Encyclopedia of Polymer Science and Technology. N. Y.: Interscience, 1969, v. 10, p. 765.
- Рудман А. Р., Венгерова Н. А., Калюжная Р. И., Махортов Н. С., Чепуров А. К., Зимин Н. К., Юдин А. А., Еремин В. Н., Зезин А. Б. В кн.: IV Всес. научн. симп. «Синтетические полимеры медицинского назначения». Тез. докл. Дзержинск, 1979, с. 187.
- Платэ Н. А., Махортов Н. С., Чепуров А. К., Венгерова Н. А., Эльцефон Б. С., Зезин А. Б., Рудман А. Р., Калюжная Р. И., Дулевич К. Н. А.с. 745518 (СССР).—Опубл. в Б.И., 1980, № 25, с. 31.
- Чепуров А. К., Махортов Н. С., Зимин Н. К., Юдин А. А., Еремин В. Н., Рудман А. Р., Венгерова Н. А., Калюжная Р. И., Эльцефон Б. С., Зезин А. Б., Кабанов В. А. Полимеры в медицине, 1980, т. 10, № 4, с. 243.
- Калюжная Р. И., Рудман А. Р., Венгерова Н. А., Разводовский Е. Ф., Эльцефон Б. С., Зезин А. Б. Высокомолек. соед. А, 1975, т. 17, № 12, с. 2786.
- Рудман А. Р., Венгерова Н. А., Эльцефон Б. С., Калюжная Р. И., Зезин А. Б., Кабанов В. А., Дулевич К. Н., Махортов Н. С., Чепуров А. К., Решетилова Т. И., Кабанов В. Я. А.с. 764742 (СССР).—Опубл. в Б.И., 1980, № 35, с. 30.
- Ефимов В. С., Валуева С. П., Эльцефон Б. С., Рогачева В. Б. В кн.: IV Всес. научн. симп. «Синтетические полимеры медицинского назначения». Тез. докл. Дзержинск, 1979, с. 497.
- Hoffman A. S. Isotop. Rad. Techn., 1970, v. 8(1), p. 84.
- Платэ Н. А., Алиева Е. Д., Калачев А. А. Высокомолек. соед. А, 1981, т. 23, № 3, с. 632.

13. Бабкин И. Ю., Гордеев Ю. М., Китаев К. Н., Ковалев Б. А. Высокомолек. соед. А, 1980, т. 22, № 8, с. 1742.
14. Lawler J. P., Charlesby A. Radiation Phys. Chem., 1980, v. 15, № 5, p. 595.
15. Aly M. J., Singer K., Ghanem N. A., El-Azmirly M. A. Europ. Polymer J., 1978, v. 14, № 6, p. 545.
16. Kambour R. P. J. Polymer Sci. Macromolec. Rev., 1973, v. 7, p. 1.
17. Музеев Ю. В., Заиков Т. Е. Химическая стойкость полимеров в агрессивных средах. М.: Химия, 1979, с. 258.
18. Pohl W. G., Kuhn H. J. Kolloid.-Z. und Z. für Polymere, 1966, B. 212, № 1, S. 1.
19. Комаров В. С., Рогачева В. Б., Зезин А. Б. Высокомолек. соед. А, 1978, т. 20, № 7, с. 1629.
20. Рогачева В. Б., Зезин А. Б., Каргин В. А. Биофизика, 1970, т. 15, № 3, с. 389.
21. Харенко О. А., Харенко А. В., Насаукин В. А., Зезин А. Б., Кабанов В. А. Высокомолек. соед. А, 1979, т. 21, № 12, с. 2726.
22. Nakashima T., Takakura K., Komoto J. J. Biomed. Mater. Res., 1977, v. 11, № 5, p. 787.

Всесоюзный научно-исследовательский  
институт медицинских полимеров

Поступила в редакцию  
8.II.1982

Московский государственный  
университет им. М. В. Ломоносова  
Институт физической химии АН СССР

**PREPARATION AND MORPHOLOGY OF COATINGS  
FROM POLYELECTROLYTE COMPLEX ON THE BASIS  
OF POLYACRYLIC ACID AND POLYETHYLENE IMINE**

*Vengerova N. A., Rudman A. R., El'tsefon B. S., Snegireva N. S.,  
Shilokhvoст V. P., Tsivinskaya L. K., Kalyuzhnaya R. I.,  
Sidorova L. P., Reshetilova T. I., Kabanov V. Ya.,  
Zezin A. B.*

**S u m m a r y**

For deposition of polyelectrolyte complex coating onto polyethylene the method of radiation-induced graft polymerization of acrylic acid with subsequent treatment by polyethylene imine has been used. The radiation-induced grafting of acrylic acid from aqueous solution without oxygen and in the presence of air oxygen was studied. The grafted layer was shown to be inhomogeneous with partial penetration of grafting in the volume. After subsequent deposition of polyethylene imine onto the surface of grafted layer the globular structures of polyelectrolyte complex were formed of the 300-1000 Å size. The structure of the surface is not changed after the contact with blood.