

Введение В последние годы благодаря развитию химической промышленности и инновационным технологиям в арсенале медицинского персонала появился широкий ассортимент современного синтетического шовного материала, который характеризуется высокой прочностью и достаточной эластичностью. Химическая хирургическая нить, представленная на мировом рынке, по сравнению с натуральными нитями, как правило, обладает лучшими физико-химическими свойствами. К достоинствам этих нитей следует отнести большую прочность, биосовместимость, хорошее скольжение в тканях, высокие манипуляционные свойства, технологичность крупносерийного производства. Химический состав, структура, морфология поверхности определяют качество нити и хирургического вмешательства. Извилистая, неровная поверхность нити может оказывать «пилящее» действие при проведении ее через ткань. Полипропилен (ПП) явился первым из группы современных синтетических нерассасывающихся нитей, которые инертны к тканям организма (реакция тканей на полиолефины практически отсутствует). Из всех монофиламентных нитей (за исключением биосина) полипропилен обладает самым надежным узлом (можно вязать 4 узла), и меньше всех теряет прочность в узле, как правило, атравматичен, поэтому полипропиленовая мононить является одной из востребованных среди нерассасывающихся шовных материалов [1-8]. Крупным поставщиком монофиламентных нерассасывающихся полипропиленовых мононитей является фирма «ДемеТекс». Полипропилен этой фирмы производится из синтетического линейного полиолефина атактической фракции. Эта мононить является высокопластичным материалом (относительное удлинение нити составляет 30% от исходной длины), что позволяет избежать возможное сдавливание тканей при послеоперационном опухании, чрезвычайно мягкая, что обеспечивает минимальное повреждение ткани [9]. Технология получения полипропиленовых волокон в достаточно широких пределах изменяет их свойства, в частности, степень шероховатости поверхности материала. Поверхность ПП мононитей различных производителей, как было показано в работе [10], отличаются друг от друга значением средней арифметической шероховатости поверхности на 15 - 22 %, что сказывается на травматичности соединяемых тканей. С целью совершенствования шовных материалов осуществляется покрытие поверхности хирургических нитей, например, полимерной оболочкой, воском и другими материалами. В РФ модификация дешевого шовного материала, отвечающего требованиям современной хирургии и низкой стоимостью, основывается на формировании на нитях сверхтонких покрытий в вакууме, например, из поли-п-ксилилена [11]. Подобная технология также разрабатывается в ряде фирм Англии, Германии, Канаде, США, что позволяет сформировать конформные покрытия на любых поверхностях, исключается энергетическое воздействие на объект и покрытие. Одним из современных методов электрофизической модификации является

низкотемпературная (НТП) плазменная обработка материала, как наиболее оптимальному способу функционализации поверхности материала без изменения объемных свойств. При эффективной температуре электронов 50000-100000 К температура газа нейтральных частиц и субстрата, практически, соответствует комнатной. Степень ионизации плазмы в технологических целях не превышает 10^{-6} , что достаточно для изменения свойств газоразрядной среды [12]. При этом в плазме протекают сложные, взаимосвязанные процессы энергетического, зарядового и массового обмена частиц плазмы с обрабатываемой поверхностью. Результатом такого многоаспектного и многоканального воздействия являются: очистка поверхности, абляция, деструкция макромолекул, активация поверхности и изменения ее молекулярной и надмолекулярной структуры. Модификация, как правило, однородна по всей поверхности материала, а изменением состава плазмообразующего газа на поверхность субстрата можно привить различные функциональные группы. В связи с изложенным исследование возможностей применения ВЧЕ разряда в процессе поверхностной модификации хирургических синтетических мономеров является наиболее перспективным и актуальным методом модификации. Цель работы заключалась в нахождении оптимальной плазмообразующей среды и параметров модификации полипропиленовых хирургических мономеров. Объекты и методы исследования В данной работе в качестве хирургических мономеров исследуются биологически инертный полипропилен (ПП) марки USP 1 (производства Германии). Хирургическая мономер этой марки не впитывает экссудат раны, не является проводником или источником инфекции, имеет достаточную прочность в узле. Универсальными методами визуального исследования состояния поверхности мономеров и их рельефа являются микроскопические методы [13]. В данной работе исследования состояния поверхности мономеров проводили - методом конфокальной лазерной сканирующей микроскопии (ЛСМ) на микроскопе модели OLS 4000 LEXT фирмы Olympus (Япония). Для получения поверхностного микрорельефа мономеров на ЛСМ изображениях образцов проводили до десяти сечений, вдоль которых строился профиль поверхности. Обработка микропрофилей состояла в анализе стандартных среднестатистических параметров шероховатости поверхности, а именно: - Rz шероховатости поверхности по выбранным максимальным высотам и впадинам; - Ra - средней арифметической шероховатости; - Rq - средней квадратичной шероховатости. Модификация поверхности образцов мономеров проводилась низкотемпературной плазмой на экспериментальной ВЧЕ плазменной установке [14]. Результаты и их обсуждение Исходное состояние поверхности данной мономеров и их 3D изображения при различных увеличениях приведено в работе [9], при этом указано, что в отличие от поверхности ПП мономеров производства Германии, которая имеет явно выраженную ориентационную структуру в

направлении оси волокна, на поверхности мононити производства США обнаружено тонкое пленочное покрытие. Плазменная модификация полипропиленовых мононитей проводилась в различных плазмообразующих средах (аргон/пропан-бутан, аргон/ацетилен), при различной длительности обработки в плазме ($t = 180$ с, $t = 360$ с), при напряжении на аноде $U = 3,5$ кВ и расходе газа $G = 0,04$ г/с. Внешний вид модифицированной ПП мононитей представлен на рис.1. Рис. 1 - Изображение модифицированной поверхности ПП мононити (среда -аргон /пропан-бутан в соотношении 70/30%, $t=180$ с) Приведенное изображение поверхности свидетельствует, что с помощью газоразрядной среды аргон/пропан-бутан при продолжительности воздействия $t=180$ с мононить покрыта достаточно равномерной пленкой, а при продолжительности воздействия в течение $t=360$ с на поверхности нити наблюдается нарушение сплошности покрытия (рис.2). Рис. 2 - Изображение модифицированной поверхности ПП мононити (среда -аргон /пропан-бутан в соотношении 70/30%, $t=360$ с) При модификации НТП плазмой ПП мононити в среде аргон/ацетилена при продолжительности воздействия $t=180$ с, в отдельных местах наблюдается частичное отслаивание пленки от поверхности мононити (рис.3). Рис. 3 - Изображение модифицированной поверхности ПП мононити (среда - аргон /ацетилен в соотношении 70/30%, $t=180$ с) При модификации НТП плазмой в среде аргон/ацетилена в течении $t=360$ с наблюдается четкая деструкция пленки (рис.4). Рис. 4 - Изображение модифицированной поверхности ПП мононити (среда - аргон /ацетилена в соотношении 70/30%, $t=360$ с) Параметры шероховатости исходной и модифицированной поверхностей ПП нитей в различных средах и при различной длительности процесса представлены в таблице 1. Таблица 1 - Значения шероховатости поверхности исходных и модифицированных ПП мононитей (Германия) Параметры шероховатости ПП мононити исходной мононити модифицированной НТП в среде аргон/пропан-бутана модифицированной НТП в среде аргон/ацетилена $t=180$ с $t=360$ с $t=180$ с $t=360$ с R_z , мкм R_a , мкм R_q , мкм R_z , мкм R_a , мкм R_q , мкм R_z , мкм R_a , мкм R_q , мкм 0,232 0,056 0,069 0.228 0.205 0.056 0.050 0.068 0.061 0.228 0.354 0.054 0.084 0.066 0.103 Приведенные в таблице значения параметров шероховатости поверхности хорошо согласуются с полученными изображениями поверхностей мононитей (рис.1-4). Заключение Экспериментальные данные для хирургической ПП мононити позволяют констатировать, что - состояние поверхностей и шероховатость полипропиленовых хирургических мононитей различных производителей отличаются друг от друга; - наблюдается взаимосвязь рельефа поверхности ПП мононити с продолжительностью низкотемпературной плазменной обработке в среде углеводородов; - природа углеводородов влияет на формирование структуры пленочного покрытия; - найдены оптимальные режимы устойчивого формирования полимерных пленок в плазме пропан/бутана на хирургических

МОНОИТЯХ.