

## МОДИФИЦИРОВАНИЕ СЕТЧАТЫХ ЭНДОПРОТЕЗОВ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОСПИННИНГА

*Берещенко В.В.<sup>1</sup>, Лызиков А.Н.<sup>1</sup>, Шилько С.В.<sup>2</sup>, Т.В. Дробыш Т.В.<sup>2</sup>*

*<sup>1</sup>УО «Гомельский государственный медицинский университет», г. Гомель,  
Республика Беларусь*

*<sup>2</sup>ГНУ «Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого  
Национальной академии наук Беларуси», г. Гомель, Республика Беларусь*

**Введение.** В хирургической практике герниопластика остаётся одной из самых распространенных операций. Одной из основных причин возникновения грыж и их рецидивов является врожденная или приобретенная неполноценность соединительной ткани в организме. Многими исследованиями уже доказано преимущества использования в герниологии искусственных (полимерных) материалов, в частности, армирующих полипропиленовых эндопротезов в виде трикотажных сеток, перед пластикой собственными тканями пациента.

Разрабатываются способы модификации указанных эндопротезов в направлении улучшения деформационной и биологической совместимости для использования не только при плановых операциях, но и в ситуациях, осложнённого течения грыжевой болезни. Одним из способов решения данной проблемы является создание биodeградируемого универсального матрикса на эндопротезе как для клеточного материала (МСК, фибробласты и др.), так и для других биологически активных веществ (факторов роста фибробластов, инсулина, антибиотиков, цинка, и др.), способного, в зависимости от клинической ситуации, стимулировать местные репаративные процессы.

**Цель.** Повышение биосовместимости полипропиленовых сетчатых эндопротезов для герниопластики.

**Материалы и методы.** На начальном этапе исследований в качестве модификатора такого рода нами был использован поликапролактон (ПКЛ), представляющий собой полупрозрачный полиэфир с высокой степенью кристалличности, модулем упругости порядка 400 МПа и температурой плавления 60 °С. Его способность образовывать прочные и эластичные нити, волокна и пленки связана с большими размерами и характерным линейным цепным строением молекул. Интерес к данному полимеру обусловлен также высокой биосовместимостью ПКЛ, включая способность в определенные сроки разлагаться на безопасные для человеческого организма компоненты – воду, углекислый газ и капроновую кислоту.

Совместимость ПКЛ с тканями и биологическими средами живого организма подтверждена большим количеством исследований. В естественных условиях деградация ПКЛ происходит главным образом вследствие гидролиза в течение 2-3 лет с образованием воды, углекислого газа и водорастворимой капроновой кислоты, в определенных количествах присутствующей в биологических жидкостях человека – крови,

спинномозговой жидкости, моче, креатинине. При снижении молекулярного веса ПКЛ сроки деградации уменьшаются.

Модификация эндопротеза состояла в формировании на полипропиленовых сетках волокнистого матрикса из поликапролактона методом электроспиннинга, позволяющего получать микрометровые волокна из раствора полимера под действием электрического поля. Варьируя параметры режима (напряжение, концентрация раствора полимера, скорость подачи полимера, расстояние от иглы до коллектора и др.) добивались получения тонкого микро волокна.

Для модификации использовали полипропиленовые эндопротезы в виде трикотажных сеток различной плотности: стандартные (средней плотности) из мононитей диаметром 0,12 мм (120 мкм) и толщиной 0,50 мм (500 мкм) при объемной пористости 85% и поверхностной плотности 62 г/м<sup>2</sup> и «легкие» (малой плотности) из мононитей диаметром 0,09 мм (90 мкм) и толщиной 0,38 мм (380 мкм) при объемной пористости 92 % и поверхностной плотностью 34 г/м<sup>2</sup>.

Поликапролактон растворяли в хлороформе с получением 5%, 7,5% и 10% концентрации. Микрометровые волокна получали методом электроспиннинга на установке NANO SPYDER NS LAB 500 (ELMARCO, Чехия). Далее модифицированные эндопротезы запаивали в пакеты для стерилизации Tivek® Roll и подвергали стандартному циклу стерилизации в низкотемпературной плазме перекиси водорода на оборудовании STERRAD (Johnson&Johnson, США).

После стерилизации образцов эндопротезов проводился структурный анализ получаемых материалов на растровом электронном микроскопе «VEGA II LSH» при ускоряющем напряжении 20 кВ.

**Результаты и обсуждение.** Предварительно была проведена серия экспериментов для оптимизации концентрации поликапролактона, расстояния между электродами (расстояние от подающей иглы до коллектора), напряжения на электродах (кВ) и скорости перемещения (экспозиции) эндопротеза.

Для повышения адгезии полимерных компонентов полипропиленовые сетчатые эндопротезы со «стандартным» и «легким» плетением обрабатывались раствором ПКЛ в концентрации 2,5% в соответствии с инструкцией по применению министерства здравоохранения № 128-1013 «Метод подготовки сетчатого эндопротеза для герниопластики».

В результате серии экспериментов были получены следующие оптимальные параметры технологического режима: концентрация поликапролактона – 7,5 %, расстояние между электродами – 10 см и напряжение 30 кВ, скорость нанесения раствора – 14 см/мин. По мере испарения растворителя и соответствующего изменения концентрации ПКЛ скорость экспозиции может изменяться от 14 до 6 см/мин.

Для всех образцов можно отметить приемлемый уровень остаточной (после модификации) проницаемости полипропиленовой основы, целостность

и равномерность распределения на ней волокон ПКЛ, а также их достаточную адгезию к полипропилену.

**Выводы.** С целью повышения биосовместимости ПСЭ для герниопластики оптимизированы параметры технологического режима модифицирования поверхности трикотажной протезирующей сетки путем формирования, адгезионно-связанного с ней микрометрового структурированного волокнистого полимерного модификатора. В процессе модифицирования обеспечивается требуемая пористость структуры эндопротеза, равномерность распределения и адгезия модификатора к трикотажной основе. Установлено, что для формирования волокнистой структуры модификатора из 7,5% раствора ПКЛ методом электроспиннинга оптимальность режима достигается при напряжении 30 кВ, расстоянии между электродами 10 см и скорости нанесения 14 см/мин.