

НЕТКАНЫЕ МАТЕРИАЛЫ И ИЗДЕЛИЯ ДЛЯ КАРДИОЛОГИИ, ИЗГОТОВЛЕННЫЕ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОСПИННИНГА

Ходыревская Ю.И.^{1,2}

Научные руководители: Твердохлебов С.И.¹, к.ф.-м.н.; Кудрявцева Ю.А.², д.б.н.

¹Томский политехнический университет, 634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30,

²Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний
СО РАМН, 650002, г. Кемерово, Сосновый бульвар, 6

E-mail: aiger2350@yandex.ru

Использование полимеров в медицинской практике является мировым трендом. В настоящее время из полимеров изготавливается более трех тысяч различных видов медицинских изделий. Успехи в этой области определяются сотрудничеством физиков, химиков, медиков. Химическая промышленность выпускает различные полимерные материалы, но специальных полимеров для применения в медицине пока еще недостаточно. Полимеры и имплантируемые изделия медицинского назначения должны обладать определенными физико-химическими свойствами, не оказывать вредного действия на организм человека и сохранять свои свойства при постоянном разрушительном воздействии ферментативных систем живого организма [1].

В современной реконструктивной хирургии сердца и сосудов широко используются имплантаты из полимеров, которые помимо биологической инертности, должны иметь высокую механическую прочность, определенную структуру, а главное – не вызывать образования тромбов на своей поверхности при контакте с кровью. Сосудистых протезов, удовлетворяющих всем перечисленным свойствам, в настоящее время нет.

Развитие методов изготовления кровеносных сосудов и модификации их поверхности позволит перейти к решению важнейших задач теоретической и практической медицины. Перспективным методом изготовления кровеносных сосудов является электроспиннинг [2].

Таким образом, целью настоящего исследования являлось получение методом электроспиннинга нетканых материалов на основе биodeградируемых полимеров для применения в кардиологии и изучение их физико-механических свойств. Для достижения цели были поставлены и решены следующие задачи:

1. Выбор полимеров для изготовления сосудов малого диаметра.
2. Подбор технологических параметров формования нетканых матриксов на основе биodeградируемых полимеров и их сополимеров, и получение опытных образцов.
3. Исследование физико-механических характеристик (относительное удлинение, модуль Юнга, механическая прочность на разрыв) изготовленных образцов в зависимости от

выбранных технологических параметров.

4. Модификация поверхности полученных образцов с целью изменения их гидрофильных свойств.

В качестве медицинских биополимеров различного назначения широко используются биodeградируемые полимерные материалы с высокой биосовместимостью, которые выполняют временную функцию и разлагаются в организме. Это делает их предпочтительным, а в отдельных случаях незаменимым материалом.

Наибольшее применение в медицине нашли полилактид (PLA), поли-β-гидроксибутират-валерат (PGBV), поликапролактон (PCL) и их сополимеры. Данные полимеры и были выбраны для выполнения задач настоящего исследования.

Для создания полимерных растворов на основе биodeградируемого полимера PGBV и его сополимеров (PGBV-PCL и PGBV-PLA), эти материалы смешивали в растворителе CHCl_3 с помощью магнитной мешалки IKA C-MAG HS 7 в выбранных процентных соотношениях (6, 8, 10 % полимеров в общей массе раствора) до полного их растворения.

Сосудистые протезы изготавливали методом электроспиннинга на установке Месс Nanop при следующих параметрах: расстояние между коллектором и капилляром 15 см; напряжение на игле +22 кВ; скорость потока раствора 0,5 мл/ч; время изготовления 4 часа.

Было изучено влияние концентрации полимера PGBV с молекулярной массой 900 кДа в растворе на конечные свойства получаемых образцов. Результаты представлены в таблице 1. Исследование механических свойств проводили в условиях продольного растяжения однотипно изготовленных образцов с помощью универсальной испытательной машины Zwick/Roell Z 2.5. По результатам испытаний рассчитывались предел прочности, относительное удлинение и модуль Юнга материалов.

По данным таблицы 1 можно сделать вывод, что с увеличением концентрации полимера в растворе механические характеристики полученных образцов протезов значительно уменьшаются (в 1,5-2 раза).

Таблица 1. Физико-механические свойства протезов на основе полимера PGBV-900

Полимерная композиция	Прочность, МПа	Относит. удлинение, %	Модуль Юнга Н/мм ²
6 % полимера в общей массе раствора			
PGBV	4,31	200,3	90,8
PGBV+PLA	3,84	155,2	79,5
PGBV+PCL	4,46	283,6	67,4
8 % полимера в общей массе раствора			
PGBV	1,41	121,3	21,6
PGBV+PLA	2,69	116,2	57,1
PGBV+PCL	1,13	181,1	9,98
10 % полимера в общей массе раствора			
PGBV	1,62	245,7	10,3
PGBV+PLA	2,65	134,8	54,9
PGBV+PCL	1,99	248,1	14,0

При уменьшении концентрации полимера в растворе до 4 % наблюдалось уменьшение толщины стенки сосуда, снять протез с коллектора без его разрушения не получалось. Таким образом, оптимальная концентрация полимера в общей массе раствора составляет 6 %.

Отработка режимов модификации для дальнейшего исследования на подготовленных экспериментальных материалах проводилась на пленочных образцах из полимолочной кислоты PL-38 (PURAC) с молекулярной массой 38 кДа, полученных методом налива. Плазмохимическая обработка образцов проводилась на электродной системе с предьонизатором (разработка лаборатории №1 ИФВТ ТПУ, руководитель проф. Г.Е. Ремнев). Использовались два режима работы генератора установки: менялась энергия в импульсе при заданной частоте следования, а также время обработки материала. Для режима 1 частота следования импульсов составляла 350 Гц, а энергия – 0,1 Дж; при режиме 2 энергия в импульсе составляла 0,4 Дж при частоте следования 1000 Гц; напряжение на электродах составляло 20 кВ, а длительность импульса – 100 нс для обоих режимов [3].

Эксперименты по определению угла смачивания и свободной энергии поверхности проводили с помощью прибора для измерения краевого угла DSA20 (EasyDrop). На каждый образец наносилось по три капли воды и три капли глицерина объемом 3 мкл. Данные о краевых углах смачивания одного образца несколькими жидкостями позволяют определить свободную энергию поверхности (СЭП) твердого образца.

Средние значения краевых углов и СЭП исследуемых образцов полимолочной кислоты PL-38, подвергающихся плазмохимической обработке, приведены в таблице 2.

Таблица 2. Краевой угол смачивания и свободная энергия поверхности (СЭП) образцов PL-38 с различным временем обработки ($t_{об}$).

$t_{об}$, с.	Краевой угол смачивания, °		СЭП, мДж/м ²	
	вода	глицерин	дисперсная	поляризованная
Не модифицированные образцы				
0	46,4±3,4	81,4±5,0	8,20±1,21	109,9±3,3
Режим 1				
2	79,9±4,1	62,5±6,5	11,2±2,0	25,6±2,7
15	65,0±8,1	70,1±4,7	3,7±0,9	35,9±2,9
30	74,1±19,5	66,8±9,3	15,9±4,4	15,1±4,3
50	61,3±4,9	60,2±10,3	10,1±2,6	29,9±3,2
120	58,0±2,7	62,8±0,6	5,07±0,28	40,0±0,9
Режим 2				
30	51,9±8,2	61,2±10,1	2,9±1,50	50,7±4,7
60	80,0±8,7	87,1±4,2	28,9±2,6	0,9±0,50
120	51,7±6,6	58,2±5,8	46,6±3,1	4,80±1,18

Динамика изменения краевых углов смачивания показывает, что гидрофильность полимера при времени обработки порядка 2-5 секунд для энергии импульса, равной 0,1 Дж, и 50-60 секунд при энергии импульса 0,4 Дж, значительно снижается. При увеличении времени воздействия атмосферного газового разряда на образец наблюдается постепенное восстановление гидрофильных свойств поверхности полимера. Анализ изменения свободной энергии поверхности показывает, что в начальный момент времени происходит значительное уменьшение свободной энергии поверхности, при увеличении времени обработки полимера в плазме происходит повышение свободной энергии поверхности, однако она остается ниже значения СЭП для не модифицированных образцов.

Литература

1. Воложин, Г.А. Основные виды биосовместимых материалов. М: МГМСУ, 2010. – стр. 17.
2. Матвеев А.Т., Афанасов И.М. Получение нановолокон методом электроформования. Москва 2010. – стр. 83.
3. Гильман А.Б. Плазмохимическая модификация поверхности полимерных материалов. Школа по плазмохимии для молодых ученых России и стран СНГ: Copyright © 1999.