treatment for distal occlusion is determined by the choice of a child's age for the correction of a dentoalveolar anomaly, by selecting correctly an orthodontic appliance and cooperating well with a patient.
Objective. *To determine the probability of developing TMJ dysfunction in the retention period after the end of orthodontic treatment in patients with distal occlusion.*
Subjects and methods. *The investigation enrolled 185 patients of both sexes with distal occlusion, who were divided by age according to the stages of dentition development. After the end of active orthodontic treatment, a follow-up was continued in the retention period, the patients were examined once a year for three years to determine the risk of TMJ dysfunction.*
Results. *After early orthodontic treatment in patients with distal occlusion, TMJ structural disorders were detected only in the 15-18 year age group. These disorders were identified in the third year of the retention period; these were insignificant and had no clinical manifestations.*
Conclusion. *Early orthodontic treatment contributes to the normalization of the relative position of dentitions and to the achievement of physiological occlusion. Further dentoalveolar system development in the patients did not differ from the norm at the later stages of growth.*
Key words: *dentistry, distal occlusion, dentoalveolar system, orthodontic treatment, retention period, temporomandibular joint dysfunction.*
For citation: *Kuznetsova M., Utyuzh A., Sevbitov A. et al. Temporomandibular joint dysfunction in the retention period after orthodontic treatment in patients with distal occlusion. Vrach. 2021; 32 (5): 59–62. https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-11*
About the authors: *Kuznetsova M.Yu. ORCID: 0000-0002-5488-8979; Utyuzh A.S. ORCID: 0000-0002-9813-1644; Sevbitov A.V. ORCID: 0000-0002-8247-3586; Tikhonov V.E. ORCID: 0000-0003-2409-6345; Enina Yu.I. ORCID: 0000-0003-2511-9027; Kuznetsov I.I. ORCID: 0000-0003-1980-890X*

https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-12

Модифицирование сетчатых эндопротезов для герниопластики методом электроспиннинга

В.В. Берещенко[1], кандидат медицинских наук, доцент,
А.Н. Лызиков[1], доктор медицинских наук, профессор,
С.В. Шилько[2], кандидат технических наук, доцент,
Т.В. Дробыш[2]
[1]Гомельский государственный медицинский университет, Гомель, Республика Беларусь
[2]Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, Гомель, Республика Беларусь
E-mail: val_71@inbox.ru

Цель исследования: *повышение биосовместимости полипропиленовых сетчатых эндопротезов (ПСЭ) для герниопластики.*
Материал и методы. *Исследовались ПСЭ на основе трикотажных полипропиленовых сеток стандартной и малой плотности. Для модификации поверхности использовали раствор поликапролактона (ПКЛ) в хлороформе и метод электроспиннинга, реализованный на промышленной установке. Образцы стерилизовались в низкотемпературной плазме перекиси водорода. Структурный анализ модифицированной поверхности проводился методом сканирующей электронной микроскопии, деформационно-прочностные показатели эндопротезов определялись посредством механических испытаний образцов на одноосное растяжение.*
Результаты. *Методом электроспиннинга на поверхности полипропиленовой сетки формировалась микроразмерная пространственная структура из волокон ПКЛ, применение которого в качестве модификатора позволило повысить биосовместимость ПСЭ для герниопластики при сохранении требуемых деформационно-прочностных свойств указанных изделий.*
Заключение. *С целью повышения биосовместимости ПСЭ для герниопластики оптимизированы параметры технологического режима модифицирования поверхности трикотажной протезирующей сетки путем формирования адгезионно-связанного с ней волокнистого полимерного модификатора. В процессе модифицирования обеспечивается требуемая пористость структуры ПСЭ, равномерность распределения и адгезия модификатора к трикотажной основе. Установлено, что для формирования волокнистой структуры модификатора из 7,5% раствора ПКЛ методом электроспиннинга оптимальными режимами являются напряжение 30 кВ, расстояние между электродами 10 см и скорость нанесения 14 см/мин.*

Ключевые слова: сетчатый эндопротез, структурное модифицирование, поликапролактон, электроспиннинг, деформационная и биосовместимость.

Для цитирования: Берещенко В.В., Лызиков А.Н., Шилько С.В. и др. Модифицирование сетчатых эндопротезов для герниопластики методом электроспиннинга. Врач. 2021; 32 (5): 62–67. https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-12

Одной из основных причин травм и заболеваний является врожденная или приобретенная морфологическая и функциональная неполноценность биотканей организма [1]. В хирургической практике герниопластика остается одной из самых распространенных операций. К основным причинам возникновения грыж и их рецидивов относятся врожденная или приобретенная неполноценность соединительной ткани в организме [2, 3]. Многими исследованиями уже доказаны преимущества использования в герниологии искусственных (полимерных) материалов перед пластикой собственными тканями пациента, в частности, армирующих полипропиленовых эндопротезов в виде трикотажных сеток [4].

Разрабатываются способы модификации полипропиленовых сетчатых эндопротезов (ПСЭ) с целью улучшения деформационной и биологической совместимости для использования не только при плановых операциях, но и в ситуациях осложненного течения грыж. Одним из способов решения данной проблемы является создание биодеградируемого универсального матрикса на эндопротезе как для клеточного материала (мезенхимальные стволовые клетки, 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.

Целью исследования являлось повышение биосовместимости ПСЭ для герниопластики.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

На начальном этапе исследований в качестве модификатора для повышения биосовместимости ПСЭ авторами использовался 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 [5]. Интерес к данному полимеру обусловлен также высокой биосовместимостью ПКЛ, включая его 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 экспериментах на подопытных животных изучена немедленная и отсроченная реакции тканей на внутрикожное введение микросфер ПКЛ в составе модифицирующего наполнителя (филлера) Ellanse. В проведенных клинических исследованиях не выявлены нежелательные явления и осложнения иммуновоспалительного характера как сразу после инъекций, так и в период наблюдения за пациентами. Это подтверждает, что продукты деградации ПКЛ оказывают минимальное токсическое воздействие на ткани организма [6–8]. По мере уменьшения молекулярной массы ПКЛ начинает расщепляться на фрагменты, затем следует абсорбция и выведение. 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 ПКЛ 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 микроволокна.

Для модификации использовали ПСЭ Эсфил («Линтекс», Россия) 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^2, «легкие» (малой плотности) из мононитей диаметром 0,09 мм (90 мкм) и толщиной 0,38 мм (380 мкм) при объемной пористости 92% и поверхностной плотности 34 г/м^2.

Таблица 1

Параметры режима получения микрометровых волокон методом электроспиннинга

Table 1

Electrospinning parameters for production of micrometer fibers

Код образца		Концентрация ПКЛ, %	Расстояние между электродами, см	Напряжение на электродах, кВ	Скорость экспозиции, см/мин
I	I*	5	10	30	9
II	II*	7,5	15	40	14
III	III*	7,5	15	40	6
IV	IV*	10,0	10	35,5	16
Va	Va*	7,5	10	30	14
Vb	Vb*	7,5	10	30	12
Vc	Vc*	7,5	10	30	6

Примечание. * – «легкие» эндопротезы.
Note. * «light» endoprostheses (low-density woven ones).

ПКЛ 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) в ОАО «Завод горного воска». 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 с нанесением на образцы слоя золота толщиной 10 нм на установке 150R/ES (QuorumTechnologies, Великобритания). С помощью программы VEGA TESCAN рассчитывались геометрические параметры полученных микрометровых волокон с обработкой данных в программе Microsoft Excel (Microsoft Corporation, США). Кроме того, для изучения деформационно-прочностных характеристик образцов проведены механические испытания на машине Instron 5567 (США) на одноосное растяжение образцов в продольном и поперечном направлениях.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В начале исследования проведена серия экспериментов для оптимизации концентрации ПКЛ, расстояния между электродами (расстояние от подающей иглы до коллектора), напряжения на электродах (кВ) и скорости перемещения (экспозиции) эндопротеза (табл. 1).

При снижении скорости экспозиции наблюдался «конус Тейлора», который визуализировал получение волокна из ПКЛ. Однако формируемый таким способом матрикс легко отслаивался от полипропиленовой основы. Для повышения адгезии полимерных компонентов ПСЭ со стандартным и «легким» плетением обрабатывались раствором ПКЛ в концентрации 2,5% в соответствии с инструкцией по применению Министерства здравоохранения Республики Беларуси №128-1013 «Метод подготовки сетчатого эндопротеза для герниопластики» [9].

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

На рис. 1 представлены модифицированные ПСЭ с ПКЛ-матриксом из волокон с характерным диаметром 0,32–0,87 мкм в присутствии шаровидных включений диаметром ≥9 мкм с разным увеличением (на рис. 1 *а, б* – микрофотографии структуры «легкого» эндопротеза; на рис. 1 *в, г* – стандартного эндопротеза с объемной пористостью 85%, поверхностной плотностью 62 г/м^2, модифицированного в оптимальном режиме; на рис. 1 *д, е* – результаты микроскопии «легкого» ПСЭ с объемной пористостью 92% и поверхностной плотностью 34 г/м^2 при диаметре волокон 0,32–1,67 мкм и шаровидных включений ≥19,0 мкм – для этого образца эндопротеза визуализируется снижение объемной пористости).

На рис. 2 представлен стандартный эндопротез с предварительным погружением в 2,5% раствор ПКЛ при диаметре волокон 3,44–4,00 мкм с шаровидны-

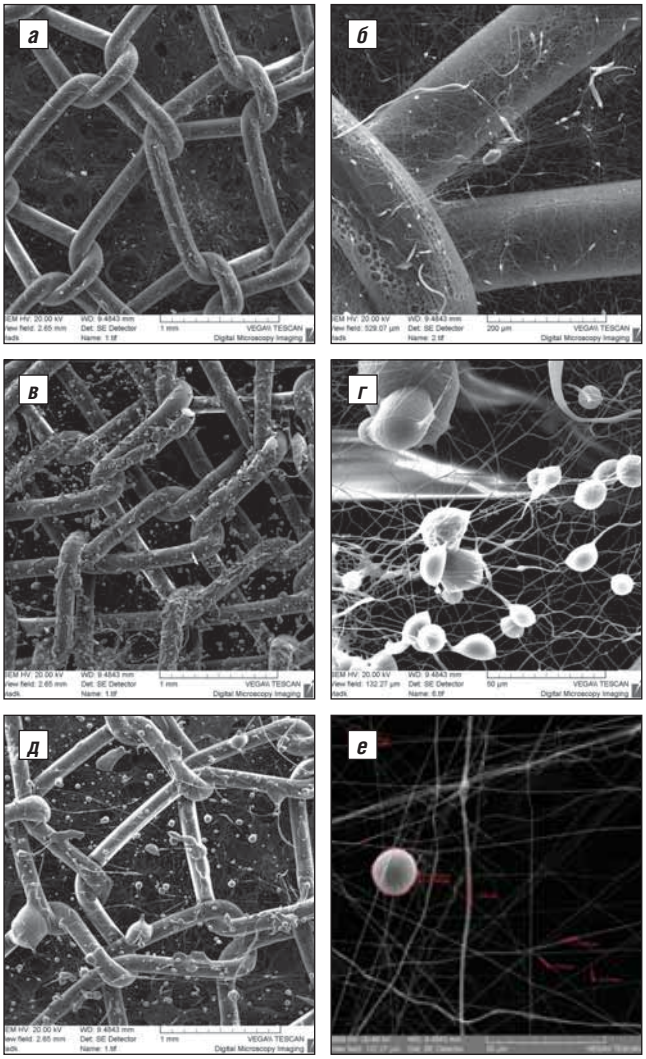

Рис. 1. Микрофотографии структуры: эндопротез малой плотности плетения *(а)* с элементами матрикса в виде нитей и шаровидных образований *(б)*; стандартный эндопротез средней плотности плетения *(в)* с элементами матрикса в виде нитей и шаровидных образований *(г)*; эндопротез малой плотности плетения *(д)* с элементами матрикса в виде нитей и шаровидных образований *(е)*

Fig. 1. Micrographs of the structure: a low-density woven endoprosthesis *(a)* with matrix elements as threads and spherical formations *(б)*; a standard medium-density woven endoprosthesis *(в)* with matrix elements as threads and spherical formations *(г)*; a low-density woven endoprosthesis *(д)* with matrix elements as threads and spherical formations *(е)*

ми включениями диаметром ≥16 мкм. На поверхности полипропиленовых нитей и в местах плетения видны участки разрывов вследствие эффекта поверхностного натяжения при высыхании ПКЛ.

На поверхности нитей «легких» ПСЭ также присутствуют участки разрывов ПКЛ (рис. 3). Полученный матрикс характеризуется визуально более высокой объемной плотностью при диаметре волокон 0,14–0,66 мкм и шаровидных включений диаметром 2,34 мкм.

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.

Для контроля деформационно-прочностных характеристик материалов проведены механические испытания (Instron 5567, США) на одноосное растяжение образцов в виде полосок шириной 9–10 мм, вырезанных

Рис. 2. Структура эндопротеза средней плотности после погружения в 2,5% раствор ПКЛ с последующим нанесением микроволокон
Fig. 2. The structure of a medium-density endoprosthesis after immersion in a 2.5% polycaprolactone solution, followed by the application of microfibers

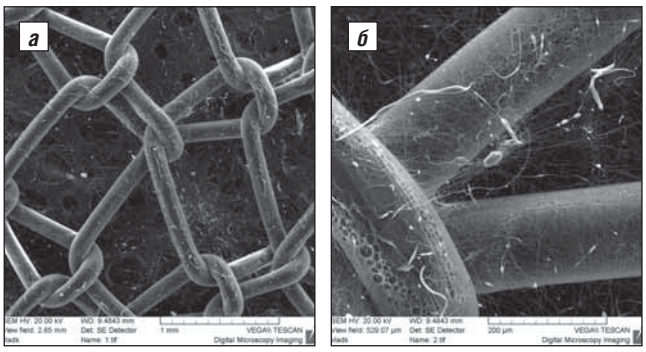

Рис. 3. Структура «легкого» эндопротеза *(а)* с элементами матрикса в виде нитей и шаровидных образований *(б)*
Fig. 3. The structure of a «light» endoprosthesis *(а)* with matrix elements as threads and spherical formations *(б)*

Таблица 2

Средние значения разрывного усилия

Table 2

The mean breaking strength values

Сетка	Направление растяжения	
	продольное, Н	поперечное, Н
Средняя плотность с предварительной обработкой ПКЛ	36,5	20,7
Средняя плотность	43,5	81,1
Малая плотность	21,6	30,6

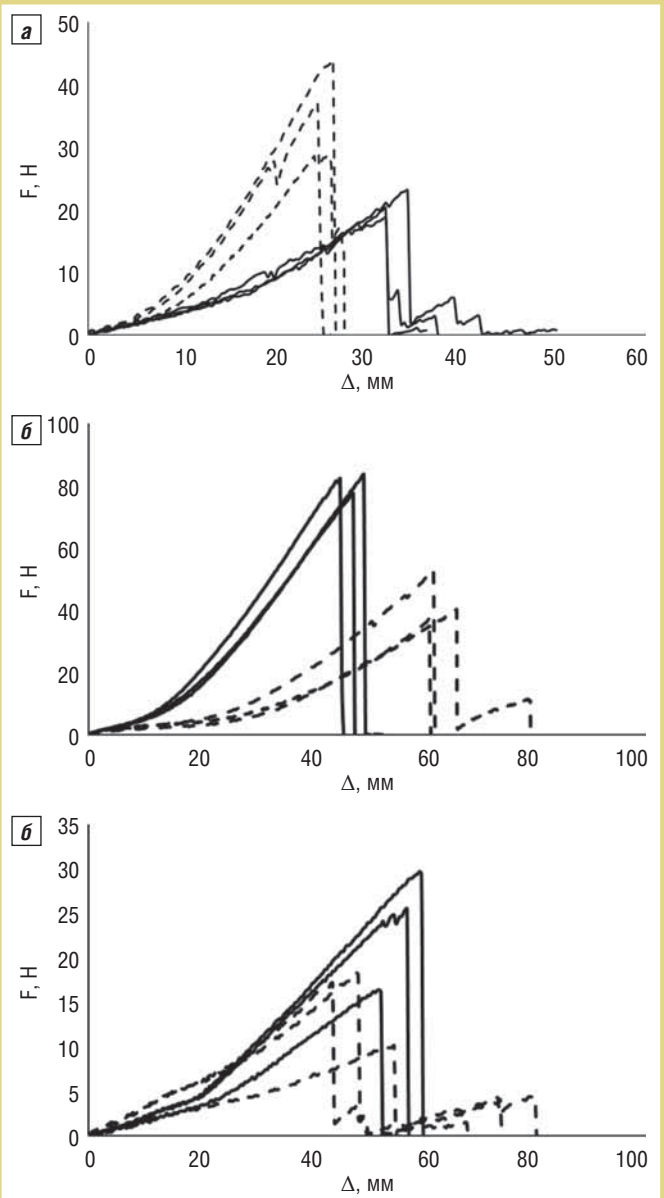

Рис. 4. Зависимости «сила – перемещение» при растяжении в продольном (штриховые линии) и поперечном (сплошные линии) направлении: *а* – предварительно обработанной ПКЛ сетки эндопротеза; *б* – сетки эндопротеза средней плотности; *в* – сетки эндопротеза малой плотности
Fig. 4. The force–displacement relationships during stretching in the longitudinal (dashed lines) and transverse (solid lines) directions: *а* – pre-treated PCL endoprosthetic mesh; *б* – medium-density endoprosthetic mesh; *в* – low-density endoprosthetic mesh

из исследуемых трикотажных сеток в продольном и поперечном направлениях.

Диаграммы деформирования (рис. 4) характеризуются свойственной биотканям упругой нелинейностью по типу возрастающей жесткости, что свидетельствует о хорошей деформационной совместимости изучаемых эндопротезов при имплантации. Сопоставление средних значений разрывного усилия сеток средней и малой плотности в продольном и поперечном направлении (см. рис. 4) показывает выраженную анизотропию исследуемых материалов. Если для сетки с предварительным нанесением раствора ПКЛ до электроспиннинга в соответствии с инструкцией по применению Министерства здравоохранения Республики Беларуси (№128-1013 «Метод подготовки сетчатого эндопротеза для герниопластики») разрывное усилие в продольном направлении почти в 2 раза превышает разрывное усилие в поперечном направлении, то в случае стандартной и «легкой» сеток без предварительной обработки, наоборот, в поперечном направлении прочность и жесткость сетки оказывается более высокой (табл. 2).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

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.

Разработанный способ модификации ПСЭ позволит улучшить деформационную и биологическую совместимость эндопротезов для использования не только при плановых операциях, но и в ситуациях, осложненного течения грыж.

* * *

Вклад авторов:

Берещенко В.В. *— разработка концепции и дизайна исследования, сбор материала и создание образцов, анализ полученных данных, получение экспериментальных данных, статистическая обработка данных, редактирование, обсуждение данных, обзор публикаций по теме статьи, проверка критически важного содержания, утверждение рукописи для публикации.*

Лызиков А.Н. *— разработка концепции и дизайна исследования, анализ полученных данных, утверждение рукописи для публикации.*

Шилько С.В. *— получение экспериментальных данных, анализ и обсуждение результатов, редактирование, проверка критически важного содержания, утверждение рукописи для публикации.*

Дробыш Т.В. *— получение и статистическая обработка экспериментальных данных, оформление и обсуждение результатов.*

Конфликт интересов: *авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*

Источники финансирования: *исследование проведено при частичной поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (БРФФИ) проект Т20Р-223 (No. 18-58-00037).*

Литература/Reference

1. Верещагина Г.Н. Системная дисплазия соединительной ткани. Клинические синдромы, диагностика, подходы к лечению. Метод. пособ. для врачей. Новосибирск: НГМУ, 2008; 37 с. [Vereshchagina G.N. Sistemnaya displaziya soedinitel'noi tkani. Klinicheskie sindromy, diagnostika, podkhody k lecheniyu. Metod. posob. dlya vrachei. Novosibirsk: NGMU, 2008; 37 s. (in Russ.)].

2. Radu P., Brătucu M., Garofil D. et al. The Role of Collagen Metabolism in the Formation and Relapse of Incisional Hernia. *Chirurgia (Bucur).* 2015; 110 (3): 224–30.

3. Дисплазия соединительной ткани: тактика ведения пациентов в условиях общей врачебной практики. Проект клинических рекомендаций. М., 2013; 20 с. [Displaziya soedinitel'noi tkani: taktika vedeniya patsientov v usloviyakh obshchei vrachebnoi praktiki. Proekt klinicheskikh rekomendatsii. M., 2013; 20 s. (in Russ.)].

4. Cano-Valderrama O., Porrero J.L., Quirós E. et al. Is Onlay Polypropylene Mesh Repair an Available Option for Incisional Hernia Repair? A Retrospective Cohort Study. *Am Surg*. 2019; 85 (2): 183–7.

5. Azevedo M.C., Reis R.L., Claase M.B. et al. Development and Properties of Polycaprolactone/Hydroxyapatite Composite Biomaterials. *J Mater Sci Mat Med*. 2003; 14: 103–7. DOI: 10.1023/A:1022051326282

6. A Polycaprolactone-Based Collagen Stimulator. Safety data report. Mode of access: *https://ellanse.com/wp-content/uploads/sites/2/2017/04/1605-Ellanse%CC%81-eSafety-report.pdf*

7. Galadari H., van Abel D., Al Nuami K. et al. A Randomized, Prospective, Blinded, Split-Face, Single-Center Study Comparing Polycaprolactone to Hyaluronic Acid for Treatment of Nasolabial Folds. *J Cosmet Dermatol*. 2015; 14 (1): 27–32. DOI: 10.1111/jocd.12126

8. Moers-Carpi M.M., Sherwood S. Polycaprolactone for the Correction of Nasolabial Folds: A 24-Month, Prospective, Randomized, Controlled Clinical Trial. *Dermatol Surg*. 2013; 39 (3 Pt 1): 457–63. DOI: 10.1111/dsu.12054

9. Лызиков А.Н., Берещенко В.В., Петренев Д.Р. и др. Метод подготовки сетчатого эндопротеза для герниопластики. Гомель: ГомГМУ, 2014; 11 с. [Lyzikov A.N., Bereshchenko V.V., Petrenev D.R. i dr. Metod podgotovki setchatogo endoproteza dlya gernioplastiki. Gomel': GomGMU, 2014; 11 s. (in Russ.)].

MODIFICATION OF MESH ENDOPROSTHESES FOR HERNIOPLASTY BY ELECTROSPINNING METHOD

*Associate Professor **V. Bereschenko**[1], Candidate of Medical Sciences; Professor **A. Lyzikov**[1], MD; Associate Professor **S. Shil'ko**[2], Candidate of Engineering Sciences; **T. Drobysh**[2]*

[1]Gomel State Medical University, Gomel, Republic of Belarus

[2]V.A. Belyi Metal-Polymer Research Institute of NASB, Gomel, Republic of Belarus

Objecties. *The improvement of biocompatibility of polypropylene mesh endoprostheses for hernioplasty.*

Materials and methods. *The endoprostheses based on tricot polypropylene meshes of standard and low density are investigated. The solution of polycaprolactone in chloroform and electrospinning method were used for the surface modification. The specimens were sterilized in low-temperature hydrogen*

peroxide plasma. Structural analysis of modified surface was performed by scanning electron microscopy, the strain-strength parameters of endoprostheses were determined in mechanical tests on uniaxial tension.
Results. *Micro-sized spatial fibrous structure of polycaprolactone as a modificator was formed on the surface of polypropylene mesh by electrospinning that allowing to increase the biocompatibility of reticular endoprostheses for hernioplasty on retention of strain-strength properties of issues.*
Conclusion. *In order to increase the biocompatibility of polypropylene mesh endoprostheses for hernioplasty, the parameters of the technological mode of modifying the surface of a knitted prosthetic mesh by forming an adhesively bonded microstructured fibrous polymer modifier are optimized. The required porosity of the endoprosthesis structure, uniformity of distribution and adhesion of the modifier to the knitted base are provided during the modification process. To obtain a fibrous structure from a 7.5% polycaprolactone solution on by electrospinning, the optimal mode parameters are: voltage 30 kV, distance between electrodes 10 cm and application rate 14 cm/min.*
Key words: *mesh endoprosthesis, structural modifying, polycaprolactone, electrospinning, deformational and biocompatibility.*
For citation: *Bereschenko V., Lyzikov A., Shil'ko S. et al. Modification of mesh endoprostheses for hernioplasty by electrospinning. Vrach. 2021; 32 (5): 62–67. https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-12*
Об авторах/About the authors: *Bereschenko V.V. ORCID: 0000-0001-8269-8075; Lyzikov A.N. ORCID: 0000-0002-4668-6007; Shil'ko S.V. ORCID: 0000-0002-9567-2808; Drobysh T.V. ORCID: 0000-0002-5791-8221*

https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-13

Возможности применения дезинфицирующего средства Анолит АНК СУПЕР в медицинских организациях

Л.Г. Ипатова[1], доктор технических наук,
С.Д. Марченко[2, 3], кандидат фармацевтических наук,
Т.В. Потупчик[4], кандидат медицинских наук
[1]ООО «Делфин Аква», Москва
[2]Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет)
[3]Российский национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва
[4]Красноярский государственный медицинский университет им. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России
E-mail: larissa_ipatova@bk.ru

Представлены результаты исследований о применении электрохимически активированного анолита для целей дезинфекции в медицинских организациях. По данным обзора продемонстрирована высокая антимикробная активность в отношении широкого спектра патогенных микроорганизмов. Комплекс оборудования производства ООО «Делфин Аква» для получения средства Анолит АНК СУПЕР может быть рекомендован к использованию в медицинских организациях, что позволит производить готовое к использованию дезинфицирующее средство в необходимом количестве. Показано, что данное средство имеет минимальный класс токсичности и является экологически чистым, так как продукт его естественной деградации – пресная вода.

Ключевые слова: дезинфекция, медицинские организации, электрохимический синтез, Анолит АНК СУПЕР.

Для цитирования: Ипатова Л.Г., Марченко С.Д., Потупчик Т.В. Возможности применения дезинфицирующего средства Анолит АНК Супер в медицинских организациях. Врач. 2021; 32 (5): 67–74. https://doi.org/10.29296/25877305-2021-05-13

В лечебно-профилактических организациях систематически применяются разнообразные средства дезинфекции, однако проблема обеспечения благоприятного эпидемиологического фона (микробного пейзажа) остается актуальной. Дезинфицирующие препараты различного химического состава активно действующих веществ (АДВ) имеют определенные достоинства и недостатки и не всегда отвечают всей совокупности современных требований:

- широкий спектр антимикробной активности, в том числе спороцидная активность;
- отсутствие токсичности для окружающей среды;
- безопасность для здоровья персонала и пациентов;