



DOI: <http://dx.doi.org/10.15688/jvolsu11.2016.1.3>

УДК 57.089.67

ББК 24.73; 35.719

## САМОРАСШИРЯЮЩИЕСЯ ХИТОЗАНОВЫЕ СТЕНТЫ: ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ

**Александр Владимирович Коваленко**

Старший преподаватель кафедры биоинженерии и биоинформатики,  
Волгоградский государственный университет  
biobio@volsu.ru  
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

**Роман Витальевич Шинкарев**

Аспирант кафедры судебной экспертизы и физического материаловедения,  
Волгоградский государственный университет  
sefm@volsu.ru  
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

**Наталья Андреевна Бороздина**

Студентка кафедры биоинженерии и биоинформатики,  
Волгоградский государственный университет  
biobio@volsu.ru  
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

**Аннотация.** Рассмотрена возможность создания саморасширяющегося стента, состоящего из комбинации солевой и основной формы хитозана. Получена пленка, образованная растворением хитозана (2 %) в лимонной кислоте (4 %). Подобрана оптимальная концентрация NaOH и время выдержки для перевода хитозана из С-формы в О-форму. Образцы хитозановых стентов сформированы путем наматывания хитозановой пленки на цилиндрический стержень. Получены фотографии стентов при увеличении 100, а также АСМ-изображения поверхности образцов. Произведена оценка относительного удлинения при разрыве ( $\epsilon$ ) стента (31–46 %) и выявлено, что по этому показателю данные стенты превосходят аналогичные, полученные из пленок С-формы с использованием уксусной кислоты (до 17 %). Полученные результаты открывают возможность для создания биосовместимых билиарных стентов с последующей их модификацией активными лекарственными веществами, что позволяет надеяться на улучшение результатов лечения пациентов с непроходимостью внепеченочных желчных протоков.

**Ключевые слова:** солевая форма хитозана, основная форма хитозана, стент, пленка, лимонная кислота, щелочь, биосовместимость, относительное удлинение на разрыв, биодеградация.

История использования стентов в биотехнологии насчитывает 60 лет. И до сих пор ведутся работы по созданию не только новых материалов для этой области, но и техноло-

гий их использования и модифицирования [9; 15; 20; 21]. Это связано с невозможностью создания так называемого идеального стента с заданными характеристиками. Требова-

ния для такого изделия: гибкость, упругость, проходимость, резистентность, биосовместимость. В случае же билиарного стента необходима адсорбция на поверхности или внутри стента активных соединений, постепенно высвобождающихся в желчный проток [17]. Это немного нарушает принцип действия других стентов, где требуется слой изоляции самого материала стента от биологической жидкости для достижения лучших характеристик биосовместимости [13; 16].

Хитозан активно используется в качестве компонента при разработке медицинских изделий в силу своей доступности, легкости варьирования физико-химическими свойствами, полной биосовместимости и биомиметичности, а также наличия умеренных антибактериальных свойств и способности стимулировать регенерацию тканей [5–7; 14; 19; 25].

Пленочные материалы на основе хитозана традиционно формируют по сухому способу из водно-кислотных растворов, в которых полимер находится в солевой форме [2]. Наиболее часто для растворения хитозана применяют уксусную кислоту концентрации  $C = 2\text{--}10\%$ . Использование уксусной кислоты с  $C < 2\%$  и  $C > 10\%$  экономически нецелесообразно, а с  $C > 10\%$  еще и экологически небезопасно. Тонкие пленки из ацетата хитозана характеризуются достаточной (для целей медицины, фармакологии, косметологии и др.) прочностью [10; 18]. Однако недостатком таких пленок является их невысокая эластичность [4]. Например, свежесформованные пленки из ацетата хитозана (с молекулярной массой 100–300 кДа и степенью деацетилирования 80–90 %) толщиной  $d = 50\text{--}250$  мкм, полученные из растворов полимера в уксусной кислоте с  $C = 2\text{--}10\%$ , характеризуются величиной относительного удлинения при разрыве  $\varepsilon = 2,6\text{--}14,7\%$  [11].

Для создания эластичного пленочного покрытия на основе хитозана, включающего хитозан в виде соли иной органической кислоты (лимонная, молочная, янтарная), при этом согласно техническому решению величина относительного удлинения при разрыве такого пленочного покрытия составляет не менее 40 % [8].

Техническое решение для саморасширяющихся стентов заключалось в спиральной намотке уже подготовленной О-формы хито-

зана. Данный способ также не лишен недостатков. Авторы способа после намотки вынуждены опустить полученный стент в С-форму хитозана для скрепления спиралей. И уже при помещении в сосуд солевая форма хитозана растворяется (С-форма), а намотанная основная форма (О-форма) самораскручивается за счет упругих сил материала, что приводит к визуальному расширению места локализации стентирования [22].

В связи с вышесказанным, цель нашей работы – получить саморасширяющийся хитозановый стент. Подобрать оптимальные условия формирования заданной структуры с относительным удлинением при разрыве ( $\varepsilon$ ) не менее 40 %.

### Материалы и методы

В работе использовался хитозан производства SGMV Corporation (США) с молекулярной массой 80–500 кДа и со степенью деацетилирования 80–85 %. Растворы NaOH (от 5 до 30 %), лимонная кислота.

Фотографии стентов получены на микроскопе Micros (Германия) с фотокамерой Рихера (Япония). Микрофотографии сделаны на сканирующем микроскопе АСМ-Solver-Pro (Россия).

Толщину хитозановых пленок ( $d$ ) измеряли микрометром с ценой деления 0,01 мм. Измерения проводили несколько раз на различных участках пленки, затем рассчитывали среднее значение толщины. Упругоэластические свойства пленок и стентов определяли на разрывной машине 2167 R-50. Разрывное удлинение определяли при разрыве. Относительное удлинение при разрыве ( $\varepsilon$ ) рассчитывали с учетом первоначальной длины пленочного образца, взятого на испытание, и выражали в процентах.

Для приготовления формовочного раствора использовали хитозан с молекулярной массой 80–500 кДа. Чтобы получить пленку толщиной 50–250 мкм, формовочный раствор наносили на подложку в объеме 0,2–0,25 мл/см<sup>2</sup> подложки. Навеску хитозана растворяли в водном растворе лимонной кислоты фиксированной концентрации (4 %). Полученный формовочный раствор переносили на инертную подложку и испаряли растворитель в течение 1–2 суток при

комнатной температуре в статических условиях. Затем пленочный образец (С-форма хитозана) отделяли от подложки, определяли его толщину (в пределах 50–250 мкм), упругопластические характеристики и использовали для изготовления стента методом намотки.

Для изготовления стента полоску хитозановой пленки наматывали в несколько слоев на пластиковую трубку необходимого диаметра. Полученные образцы помещались в растворы щелочи (диапазон концентраций от 5 до 30 %) на различные интервалы времени (от 1 до 10 минут). После промывания в воде стент готов к использованию.

### Результаты

В ходе работы нами получены саморасширяющиеся стенты из хитозана с длиной от 2 до 40 мм, диаметром от 2 до 6 мм. Относительное удлинение при разрыве ( $\epsilon$ ) лежит в диапазоне от 31 до 46 %. По этому показателю данные стенты превосходят аналогичные, полученные с помощью пленок через С-форму с использованием уксусной кислоты (до 17 %). Такой результат достигается нами благодаря многослойной композиции с чередованием С-формы (рис. 1) и О-формы хитозана (рис. 2). Для первой формы характерна высокая эластичность, но неустойчивость в водных средах, для второй наоборот, она более упруга и характеризуется меньшим относительным удлинением при разрыве, но при этом нерастворима [11]. В уже готовом стенте мы наблюдаем на сканирующем микроскопе послойное чередование форм хитозана (рис. 3), а возможность изменять количество слоев пленок позволяет получить изделие с необходимой толщиной до и после расширения (рис. 4).

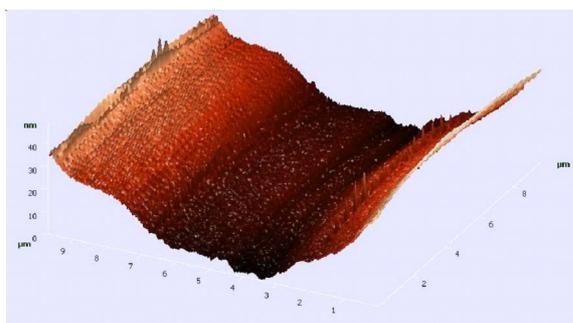


Рис. 1. Микроструктура С-формы хитозана

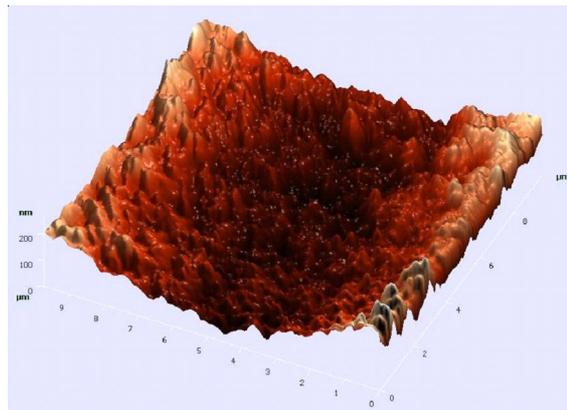


Рис. 2. Микроструктура О-формы хитозана

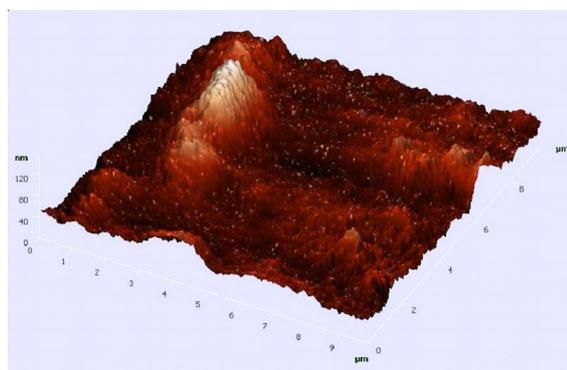


Рис. 3. Микроструктура стента в срезе



Рис. 4. Многослойное строение стента (увеличение в 100 раз)

Для подбора оптимальных условий получения хитозанового стента мы провели сравнительный анализ свойств образцов в зависимости от времени действия щелочи и от ее концентрации. Данные приведены в таблице.

Таким образом, оптимально в данном случае использовать концентрацию щелочи в пределах 15 % для превращения С-формы хи-

Сравнительный анализ перехода С-формы в О-форму хитозана

Конц NaOH (%)	Время выдержки (минуты)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
5	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
10	--	--	--	--	--	+	+	+	+	+
15	--	--	+	+	+	+	+	++	++	++
20	--	--	+	+	+	+	+	++	++	+

Примечание. (--) – отсутствие перехода; (+) – имеется переход; (++) – полный переход.

тозана в О-форму и время выдержки в этом растворе 8–10 минут.

**Обсуждение**

Наш материал можно будет отнести к нерастворимым биодеструктивным полимерным системам с контролируемым высвобождением биологически активных соединений [4]. Использование технологии послойного изготовления стента позволит получить в будущем различные профили высвобождения активных соединений. При биодеградациии стента можно получить как экспоненциальный выход веществ, так и добиться постоянной скорости высвобождения. А адсорбция компонентов на наружном слое стента позволит добиться результата с запаздыванием. Подобные возможности несомненно найдут свое применение в технологии изготовления скаффолдов [1; 22].

**Заключение**

Таким образом, отработана технология получения хитозановых стентов по улучшенной методике. Использование многослойных хитозановых пленок позволяет сочетать солевую и основную форму хитозана для придания упругих и эластичных свойств в широком диапазоне. Подобные изделия способны саморасширяться и могут быть использованы в качестве билиарных стентов.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Бесклеточная матрица на основе хитозана с повышенными хондроиндуктивными свойствами / В. В. Новочадов, П. С. Семенов, М. П. Лябин,

Н. М. Гайфуллин // Вестник новых медицинских технологий : электрон. изд. – 2013. – № 1. – С. 238–242.

2. Бузинова, Д. А. Свойства пленок из хитозана разных химических форм / Д. А. Бузинова, А. Ю. Абрамов, А. Б. Шиповская // Известия Саратовского университета. Сер. Химия. Биология. Экология. – 2011. – Т. 11, вып. 2. – С. 31–38.

3. Григорьева, М. В. Полимерные системы с контролируемым высвобождением биологически активных соединений / М. В. Григорьева // Биотехнология. – 2011. – Т. 4, № 2. – С. 9–23.

4. Зоткин, М. А. Термомодификация хитозановых пленок в форме солей с различными кислотами / М. А. Зоткин, Г. А. Вихорева, А. С. Кечекьян // Высокомолекулярные соединения. – 2004. – Т. 46, № 2. – С. 359–363.

5. Максимова, С. Н. Хитозан как антимикробное и антиоксидантное средство в технологии продуктов из гидробионтов / С. Н. Максимова // Известия Тихоокеанского научно-исследовательского рыбохозяйственного центра. – 2012. – Т. 170. – С. 283–290.

6. Новочадов, В. В. Инновационные подходы к оптимизации скаффолд-технологий на основе хитозана в тканевой инженерии суставного хряща / В. В. Новочадов, П. С. Семенов, М. П. Лябин // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 10, Инновационные технологии. – 2013. – № 2. – С. 135–143.

7. Остеоинтеграция имплантатов с биоактивной поверхностью, модифицированной напылением хитозана в эксперименте у крыс / В. В. Новочадов, Н. М. Гайфуллин, Д. А. Залевский [и др.] // Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова. – 2013. – № 2. – С. 30–35.

8. Способ получения пленочного покрытия на основе хитозана и пленочное покрытие на основе хитозана : пат. 2461575С2 РФ / В. И. Фомина, А. Б. Шиповская ; опубл. 20.09.2012. Бюл. № 26.

9. Термомодификация хитозановых пленок как способ регулирования их транспортных свойств / Р. Х. Мударисова, Е. И. Кулиш, Л. Г. Кузина [и др.]

// Журн. приклад. химии. – 2009. – Т. 82, № 8. – С. 1380–1383.

10. Федосеева, Е. Н. Механические свойства пленок хитозана различной молекулярной массы / Е. Н. Федосеева, М. Ф. Алексеева, Л. А. Смирнова // Вестн. Нижегород. ун-та им. Н. И. Лобачевского. – 2008. – № 5. – С. 58–62.

11. Химические и структурные превращения в хитозановых пленках в процессе хранения / Л. А. Нудьга, В. А. Петрова, И. В. Гофман [и др.] // Журн. приклад. химии. – 2008. – Т. 81, № 11. – С. 1877–1881.

12. Anastomosis of Small Arteries Using a Soluble Stent and Bioglutin / X. Wang [et al.] // Journal of bioactive and compatible polymers. – 2004. – Vol. 19. – P. 409–419.

13. Biodegradable stent / D. Y. Kwon, J. I. Kim, D. Y. Kim [et al.] // J. Biomedical Science and Engineering. – 2012. – Vol. 5. – P. 208–216.

14. Chitosan scaffolds for osteochondral tissue regeneration / A. Abarategi, Y. López-Morales, V. Ramos [et al.] // J. Biomed. Mater. Res. A. – 2010. – Vol. 95, № 4. – P. 1132–1141.

15. Investigation of Genipin-crosslinked Hydroxybutyl Chitosan Polymeric Stent for Cardiovascular Diseases / J. J. Bing, C. Feng, Y. Y. Yan [et al.] // Journal of Nature and Science. – 2015. – Vol. 1, № 5. – P. 1–4.

16. Lauto, A. Integration of extracellular matrix with chitosan adhesive film for sutureless tissue fixation / A. Lauto // Lasers Surg. Med. – 2009. – Vol. 41. – P. 366–371.

17. Lee, D. K. Drug-eluting stent in malignant biliary obstruction / D. K. Lee // J. Hepatobiliary Pancreat Surg. – 2009. – Vol. 16. – P. 628–632.

18. Muzzarelli, R. A. A. Chitins and chitosans for the repair of wounded skin, nerve, cartilage and bone / R. A. A. Muzzarelli // Carbohydrate Polymers. – 2009. – Vol. 76. – P. 167–182.

19. Novochadov, V. V. Growth factor technologies in cartilage tissue engineering (review) / V. V. Novochadov // Eur. J. Mol. Biotech. – 2013. – Vol. 1, № 1. – P. 28–37.

20. Photochemical tissue bonding with chitosan adhesive films / A. Lauto, D. Mawad, M. Barton, A. Gupta [et al.] // Biomed. Eng. Online. – 2010. – Vol. 9. – P. 47.

21. Rothwell, R. A. Stent design for gastrointestinal leakage / R. A. Rothwell, G. A. Thomson, M. S. Pridham // IFMBE Proc. – 2008. – Vol. 22. – P. 2169–2172.

22. Self-expandable chitosan stent: design and preparation / A. Lauto, M. Ohebshalom, M. Esposito, [et al.] // Biomaterials. – 2001. – Vol. 22. – P. 1869–1874.

23. Tissue repair strength using chitosan adhesives with different physical-chemical characteristics / M. J. Barton, J. W. Morley, D. A. Mahns [et al.] // J. Biophotonics. – 2014. – Vol. 7. – P. 48–95.

24. The use of chitosan-based scaffolds to enhance regeneration in the nervous system / S. Gnani, C. Barwig, T. Freier [et al.] // Int. Rev. Neurobiol. – 2013. – Vol. 109. – P. 1–62.

25. Yang, T. L. Chitin-based materials in tissue engineering: applications in soft tissue and epithelial organ / T. L. Yang // Int. J. Mol. Sci. – 2011. – Vol. 12, № 3. – P. 1936–1963.

## REFERENCES

1. Novochadov V.V., Semenov P.S., Lyabin M.P., Gayfullin N.M. Beskletechnaya matritsa na osnove khitozana s povyshennymi khondroinduktivnymi svoystvami [The Chitosan-Based Scaffold With Improved Chondroinductive Properties]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. Elektronnoe izdanie*, 2013, no. 1, pp. 238–242.

2. Buzinova D.A., Abramov A.Yu., Shipovskaya A.B. Svoystva plenok iz khitozana raznykh khimicheskikh form [Properties of Films of Different Chemical Forms of Chitosan]. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Ser. Khimiya. Biologiya. Ekologiya*, 2011, vol. 11, iss. 2, pp. 31–38.

3. Grigoryeva M.V. Polimernye sistemy s kontroliruемым vysvobozhdeniem biologicheskii aktivnykh soedineniy [The Controlled Polymeric Release Systems of Biologically Active Compounds]. *Biotehnologiya*, 2011, vol. 4, no. 2, pp. 9–23.

4. Zotkin M.A., Vikhoreva G.A., Kechekyan A.S. Termomodifikatsiya khitozanovykh plenok v forme soley s razlichnymi kislotami [Thermal Modification of Chitosan Films in the Form of Salts With Various Acids]. *Vysokomolekulyarnye soedineniya*, 2004, vol. 46, no. 2, pp. 359–363.

5. Maksimova S.N. Khitozan kak antimikrobnoe i antioksidantnoe sredstvo v tekhnologii produktov iz gidrobiontov [Chitosan as an Antibacterial and Antioxidant Agent in Food Technology of Aquatic Organisms]. *Izvestiya Tikhookeanskogo nauchno-issledovatel'skogo rybkhozyaystvennogo tsentra*, 2012, vol. 170, pp. 283–290.

6. Novochadov V.V., Semenov P.S., Lyabin M.P. Innovatsionnye podkhody k optimizatsii skaffold-tekhnologiy na osnove khitozana v tkanevoy inzhenerii sustavnogo khryashcha [Innovative Approaches to Optimization of Chitosan-Based Scaffold Technologies in Cartilage Tissue Engineering]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 10, Innovatsionnye tekhnologii* [Science Journal of Volgograd State University. Technology and Innovation], 2013, no. 2, pp. 135–143.

7. Novochadov V.V., Gayfullin N.M., Zalevskiy D.A., et al. Osteointegratsiya implantatov s bioaktivnoy poverkhnostyu, modifitsirovannoy

napyleniem khitozana v eksperimente u kryys [The Chitosan-Coated Implants With Bioactive Surface Demonstrate Improved Characteristics of Osseointegration in Rats]. *Rossiyskiy mediko-biologicheskiiy vestnik im. akademika I.P. Pavlova*, 2013, no. 2, pp. 30-35.

8. Fomina V.I., Shipovskaya A.B. *Sposob polucheniya plenchnogo pokrytiya na osnove khitozana i plenchnoe pokrytie na osnove khitozana: pat. 2461575C2 RF* [A Method for Producing Film-Based Coating of Chitosan and Chitosan-Based Coating. Patent 2461575C2 Russian Federation]. Published on September 20, 2012, no. 26.

9. Mudarisova R.Kh., Kulish E.I., Kuzina L.G., et al. Termomodifikatsiya khitozanovykh plenok kak sposob regulirovaniya ikh transportnykh svoystv [Thermal Modification of Chitosan Films as a Way of Regulating Their Transport Properties]. *Zhurnal prikladnoy khimii*, 2009, vol. 82, no. 8, pp. 1380-1383.

10. Fedoseeva E.N., Alekseeva M.F., Smirnova L.A. Mekhanicheskie svoystva plenok khitozana razlichnoy molekulyarnoy massy [Mechanical Properties of Films of Different Molecular Weight Chitosan]. *Vestnik Nizhegorodskogo universiteta imeni N.I. Lobachevskogo*, 2008, no. 5, pp. 58-62.

11. Nudga L.A., Petrova V.A., Gofman I.V., et al. Khimicheskie i strukturnye prevrashcheniya v khitozanovykh plenkach v protsesse khraneniya [Chemical and Structural Changes in the Chitosan Films in the Storage Process]. *Zhurnal prikladnoy khimii*, 2008, vol. 81, no. 11, pp. 1877-1881.

12. Wang X., et al. Anastomosis of Small Arteries Using a Soluble Stent and Bioglue. *Journal of bioactive and compatible polymers*, 2004. vol. 19, pp. 409-419.

13. Kwon D.Y., Kim J.I., Kim D.Y., et al. Biodegradable stent. *J. Biomedical Science and Engineering*, 2012, vol. 5, pp. 208-216.

14. Abarrategi A., Lópiz-Morales Y., Ramos V., et al. Chitosan Scaffolds for Osteochondral Tissue

Regeneration. *J. Biomed. Mater. Res. A.*, 2010, vol. 95, no. 4, pp. 1132-1141.

15. Bing J.J., Feng C., Yan Y.Y. et al. Investigation of Genipin-crosslinked Hydroxybutyl Chitosan Polymeric Stent for Cardiovascular Diseases. *Journal of Nature and Science*, 2015, vol. 1, no. 5, pp. 1-4.

16. Lauto A. Integration of Extracellular Matrix With Chitosan Adhesive Film for Sutureless Tissue Fixation. *Lasers Surg Med.*, 2009, vol. 41, pp. 366-371.

17. Lee D.K. Drug-Eluting Stent in Malignant Biliary Obstruction. *J. Hepatobiliary Pancreat Surg.*, 2009, vol. 16, pp. 628-632.

18. Riccardo A.A. Muzzarelli, Chitins and Chitosans for the Repair of Wounded Skin, Nerve, Cartilage and Bone. *Carbohydrate Polymers*, 2009, vol. 76, pp. 167-182.

19. Novochadov V.V. Growth Factor Technologies in Cartilage Tissue Engineering (Review). *Eur. J. Mol. Biotech*, 2013, vol. 1, no 1, pp. 28-37.

20. Lauto A., Mawad D., Barton M., Gupta A., et al. Photochemical Tissue Bonding With Chitosan Adhesive Films. *Biomed Eng Online*, 2010, vol. 9, pp. 47.

21. Rothwell R.A., Thomson G.A., Pridham M.S., Stent Design for Gastrointestinal Leakage. *IFMBE Proceedings*, 2008, vol. 22, pp. 2169-2172.

22. Lauto A., Ohebshalom M., Esposito M., et al. Self-Expandable Chitosan Stent: Design and Preparation. *Biomaterials*, 2001, vol. 22, pp. 1869-1874.

23. Barton M.J., Morley J.W., Mahns D.A., et al. Tissue Repair Strength Using Chitosan Adhesives With Different Physical-Chemical Characteristics. *Journal of Biophotonics*, 2014, vol. 7, pp. 48-955.

24. Gnani S., Barwig C., Freier T., et al. The Use of Chitosan-Based Scaffolds to Enhance Regeneration in the Nervous System. *International Review of Neurobiology*, 2013, vol. 109, pp. 1-62.

25. Yang T.L. Chitin-Based Materials in Tissue Engineering: Applications in Soft Tissue and Epithelial Organ. *Int. J. Mol. Sci.*, 2011, vol. 12, no. 3, pp. 1936-1963.

**SELF-EXPANDING CHITOSAN STENTS –  
A TECHNOLOGY OF FABRICATION**

**Aleksandr Vladimirovich Kovalenko**

Assistant Professor, Department of Bioengineering and Bioinformatics,  
Volgograd State University  
biobio@volsu.ru  
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

**Roman Vitalyevich Shinkarev**

Postgraduate Student, Department of Forensics and Materials Science,  
Volgograd State University  
sefm@volsu.ru  
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

**Natalya Andreevna Borozdina**

Student, Department of Bioengineering and Bioinformatics,  
Volgograd State University  
biobio@volsu.ru  
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

**Abstract.** The possibility of creating a self-expanding stent, consisting of a combination of the saline and the basic form of chitosan has been discussed in the article. The 2 % chitosan solution in 4 % citric acid have been prepared. The spinning solution has been coated onto an inert substrate in a volume of 0.2-0.25 ml/cm<sup>2</sup>. Chitosan film (saline form) has been obtained by evaporation of the solvent at room temperature under static conditions. Chitosan film thickness has been measured with a micrometer. Samples of chitosan stents have been formed by winding a chitosan film on the plastic tube. The optimal concentration of NaOH and the dwell time for transfer of chitosan in the form of a saline form to basic form have been defined. The stents photos with a hundredfold magnification and AFM-images of the samples surface have been obtained. The estimates of the stent elongation at break ( $\epsilon$ ) (31-46 %) have been evaluated and it has been found that the data on this indicator stents are higher than those obtained from the films form with acetic acid (17 %). These results open up the possibility to create biocompatible biliary stents with their subsequent modification of the active drug substance, which gives hope for improvement of treatment results in patients with obstruction of extrahepatic bile ducts.

**Key words:** chitosan in saline form, chitosan in basic form, film, stent, citric acid, alkali, biocompatibility, relative elongation at break, biodegradation.