

Заключение

Результаты биологической оценки на *Tetrahymena rugiformis* активированной кремнем дистиллированной воды и электрохимически активированной природной воды из скважины показали, что исследованные образцы воды не оказали токсического действия на популяцию на протяжении жизненного цикла. Кремневая вода и электрохимически активированная католитная вода оказали однотипное биологическое действие, проявившееся в выраженном ростстимулирующем эффекте на всех этапах роста популяции *Tetrahymena rugiformis*. Биологическая активность анолитной фракции электрохимически активированной воды проявилась в фазовом влиянии на рост популяции *Tetrahymena rugiformis* с чередованием ростстимулирующих и ростингибирующих эффектов.

Проведенные исследования показали, что популяция одноклеточных организмов инфузорий *Tetrahymena rugiformis* является удобной моделью для биологической экспресс-оценки безопасности и эффективности активированной воды, позволяющей получить результаты с высокой степенью достоверности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Феномен кремния: реальность и перспективы: сб. тр. 1-го республиканского научно-практического семинара. — Минск, 1993. — 126 с.
2. О природе электрохимической активации сред: докл. АН СССР / В. М. Бахир [и др.]. — 1986. — Т. 286, № 3. — С. 663–666.

УДК 615.468.6-037.675:539.4

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОЧНОСТИ ШОВНОГО МАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ ПОЛИАМИДОВ

Бонцевич Д. Н., Князюк А. С., Кабешев Б. О., Каплан М. Л.

Учреждение образования

«Гомельский государственный медицинский университет»

г. Гомель, Республика Беларусь

Введение

На рынке Беларуси предлагаются сотни различных импортных хирургических нитей, как свободных, так и в составе атравматических комплектов. Хирургические лигатуры изготавливаются из различных материалов (полиамид, полиэфир, натурального шелка, из растворимых природных и синтетических материалов), имеют различную конструкцию (монофиламентные, полифиламентные, последние могут быть кручеными и плетеными), могут различаться по отсутствию или наличию функциональных покрытий, по составу и удельной массе покрытий. Десятки компаний, производящих хирургические нити, предлагают лигатуры, изготовленные из одного и того же материала, но обладающие разными свойствами. Информация о конкретных свойствах шовных лигатур весьма скудна, а часто и противоречивая [1, 2]. Большинство компаний в аннотации указывают только диаметр нити, тканевую реакцию (оценивающуюся, как выраженная, умеренная, слабая) и, крайне редко, прочность нити в сухом состоянии [3, 4]. Особое внимание хотелось бы обратить на отсутствие информации об изменении свойств шовного материала во влажном состоянии. На наш взгляд, эти свойства хирургической нити являются крайне важными, так как после первого контакта с тканями лигатура становится влажной, а это полностью изменяет все ее свойства. К сожалению, и в литературе физические свойства шовного материала освещены недостаточно. В связи с этим проведение исследования и анализа физических свойств широкого спектра шовного материала весьма актуально: это позволит практическим хирургам более обоснованно использовать тот или иной шовный материал [4].

Полиамидные (капроновые и нейлоновые) нити выбраны для исследования потому, что являются наиболее употребляемыми в хирургии. Из полиамидных волокон изготавливают условно нерассасывающиеся нити (в большинстве тканей через 1–2 года они рассасываются) [5].

Цель исследования: провести анализ и дать оценку прочности шовного материала на основе полиамидов.

Материалы и методы

Проанализированы главные качества хирургического шовного материала: механическая прочность, атравматичность (характеристики трения), жесткость и капиллярность. Исследовались полифиламентные хирургические шовные лигатуры метрического размера 3, условного номера 2/0 (диаметр 0,30–0,39 мм), представленные на рынке Республики Беларусь, а также разработанные в Институте механики металлополимерных систем и Гомельском государственном медицинском университете полиамидные нити с нанесенным 1 %-ным поли-пара-ксилиленовым (ППК) покрытием «Капрон с ППК» (Волоть, ИММС).

Определение прочностных и трибологических характеристик проводили на автоматизированных испытательных стендах ComTen 94C и INSTRON 5567, предназначенных для определения механических характеристик полимерных материалов при статическом нагружении. Измерение разрывной прочности нити с узлом проводили по ГОСТ 396-84 «Нити хирургические шелковые крученые нестерильные. Технические условия».

Порядок проведения испытаний следующий. Все нити разрезались на образцы по 20 см каждая, затем разрывали 10 образцов без узлов и 10 образцов с узлами. Концы нитей помещались в верхнем и нижнем захватах стенда при помощи эластичных прокладок, чтобы исключить проскальзывание и обрыв нити вблизи кромок захватов. Расстояние между захватами было 100 мм. Скорость перемещения зажима — 100 мм/мин.

Во всех случаях для получения одной экспериментальной точки разрывали 10 кусков нити, результаты подвергались компьютерной обработке с применением методик параметрической статистики с использованием программы «Statistica» 6.0 и определением M — средней арифметической, δ — среднего квадратического отклонения, p — показателя достоверности, t — критерия Стьюдента.

Результаты и их обсуждение

Прочность нити необходима для надежного скрепления тканей, кроме того, хирургический шовный материал должен обладать прочностью, достаточной для выполнения ряда манипуляций — наложения шва, подтягивания нити, захлеста нити, завязывания и затяжки узла. Максимальные значения прочности (образцы № 5 и № 4, таблица 2) обусловлены разными факторами: для образца № 5 — использованием нейлона, материала более прочного, чем капрон; для образца № 4 — большой линейной плотностью нити. Все остальные образцы обладают прочностью, обычной для нитей EP 3.

Прочность нити определяется химическим материалом, из которого произведена нить, внутренним строением нити (тип кручения, плетения), покрытием, состоянием шовного материала (шовный материал во влажном и сухом состоянии), а также наличием или отсутствием на нити узлов (таблица 1).

Таблица 1 — Разрывная прочность и жесткость хирургических нитей

№	Изготовитель	Наименование хирургической нити	Разрывная прочность, кгс	Удельная прочность, кгс/текс	Жесткость относ. ед.	Удельная жесткость, относ. ед. текс
1	«Фиатос»	«Капрон»	2,22	0,036	8	0,12
2	«Волоть»	«Никант»	2,3	0,039	12	0,2
3	«Футберг»	«Даклон»	2,4	0,035	5	0,08
4	«Футберг»	«Капрон»	3,98	0,032	47	0,4
5	«Футберг»	«Супрамид»	4,99	0,055	98	1,1
6	«Волоть»	«Капрон»	2,59	0,032	27	0,34
7	«Волоть», ИММС	«Капрон с ППК»	2,96	0,037	32	0,4
8	«Этикон»	«Нуролон»	2,9	0,025	37	0,33
9	«Этикон»	«Этилон»	3,37	0,035	144	1,5
10	«Эргон Эст»	«Сутрон»	3,39	0,035	234	2,4

В хирургии работающей конструкцией является нагруженная нить с узлом, находящаяся в водной среде. Известно, что прочность нити с узлом ниже, чем прочность свободной нити, и что механические характеристики полимерных изделий в водной среде значительно отличаются от характеристик в сухой среде. Поэтому разрывную прочность нитей с узлами измерили в сухой и водной среде (таблица 2).

Таблица 2 — Разрывная прочность нитей с двойным узлом в сухой и водной среде

№	Изготовитель	Наименование хирургической нити	Разрывная прочность в сухой среде, кгс	(*)Разрывная прочность в сухой среде, кгс	(**)Разрывная прочность в водной среде, кгс	(*) %	(**) %
			свободная нить	нить с двойным узлом	нить с двойным узлом		
1	«Фиатос»	«Капрон»	2,22	1,81	1,43	82	64
2	«Володь»	«Никант»	2,3	1,89	1,57	82	68
3	«Футберг»	«Даклон»	2,4	1,89	1,85	79	77
4	«Футберг»	«Капрон»	3,98	2,8	2,78	70	70
5	«Футберг»	«Супраמיד»	4,99	2,57	2,56	52	51
6	«Володь»	«Капрон»	2,59	1,83	1,63	71	63
7	«Володь», ИММС	«Капрон с ППК»	2,96	2,28	1,93	77	65
8	«Этикон»	«Нуролон»	2,9	2,59	2,39	89	82
9	«Этикон»	«Этилон»	3,37	2,79	2,66	83	79
10	«Эргон Эст»	«Сутрон»	3,39	2,72	2,99	80	88

Примечание: (*) % — разрывная прочность в сухой среде нити с двойным узлом в процентах от разрывной прочности в сухой среде свободной нити;

(**) % — разрывная прочность в водной среде нити с двойным узлом в процентах от разрывной прочности в сухой среде свободной нити.

Минимальные потери прочности в узле (в двух средах) у нити «нуролон» (№ 8). Восковое покрытие, действуя как смазка, наилучшим образом способствует перераспределению напряжений в узле вблизи предела прочности нити, поэтому при сравнительно большой нагрузке в узле не возникает локальных сверхнагруженных участков, с которых начинается разрыв нити.

Следует отметить, что прочность в узле монофиламентных нитей (№ 9, 10) выше, чем полифиламентных. Объясняется это, как и для образца № 8, тем, что при растущем нагружении в массиве полимера «лески» локальные зоны перенапряжения в узле возникают позже, чем при нагружении в узле отдельных тонких филаментов.

Среди полиамидных нитей без покрытий прочность в узле крученых нитей (№ 1, 2, 3) выше, чем плетеных (№ 4, № 6). Особо следует отметить, что тонкое ППК покрытие плетеной нити (№ 7) повышает прочность в узле как в сухой среде, так и в водной (в сравнении с той же нитью без покрытия — образец № 6).

Жесткая нейлоновая нить с жестким фторполимерным покрытием (№ 5) демонстрирует минимальную прочность в узле (51 % от прочности свободной нити). Данный образец следует признать неудовлетворительным вследствие неудачного подбора материала волокон и покрытия, а также неудачной конструкции.

Выводы

1. Хирургические нити являются сложными многофункциональными полимерными изделиями. Но основой многофункциональности должно оставаться механическое совершенство нитей — их способность надежно скреплять ткани, быть удобным материалом в руках хирурга, оказывать минимально повреждающее воздействие на пациента.

2. Механическое совершенство полиамидных нитей достигается при следующих характеристиках: разрывное усилие для свободной нити в сухой среде — 2,5–2,9 кгс;

прочность нити с узлом в водной среде — 70–80 % (относительно прочности свободной нити в сухой среде).

3. Сопоставление экспериментальных данных позволяет утверждать, что полиамидная плетеная нить с ППК покрытием, разработанная в Институте механики металлополимерных систем и Гомельском государственном медицинском университете, обладает хорошим набором характеристик и способна конкурировать с лучшими зарубежными аналогами.

ЛИТЕРАТУРА

1. Capperauld, J. Ethibond – a new polybutylate coated polyester suture / J. Capperauld // Polimer in medicine. — 1976. — Vol. 6, № 4. — P. 167–171.
2. Cavaliere, R. Suture materials. Properties and uses / R. Cavaliere // J Am Podiatry Assoc. — 1983. — Vol. 4. — P. 57–64.
3. Chu, C. C. Quantitative evolution of stiffness of commercial suture materials / C. C. CHU, Z. Kizil // Surgery, Gynecology and Obstetrics. — 1989. — Vol. 168. — P. 233–238.
4. Conn, J. A study of polybutylate lubricated polyester sutures / J. Conn, J. Beal // Surgery, Gynecology and Obstetrics. — 1977. — Vol. 144. — P. 707–70.
5. Бирюкова, Н. Н. Изучение воздействия сред организма на шовные материалы из капрона в эксперименте / Н. Н. Бирюкова, Ю. И. Филиппов, Г. И. Осипов; Всесоюз. науч. мед.-техн. о-во. // Приборы, инструменты и аппараты для хирургии: сб. ст. — 1988. — С. 61–64.

УДК 615.468:667.5 – 037.539.4

ХАРАКТЕРИСТИКИ ТРЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ НИТЕЙ НА ОСНОВЕ ПОЛИАМИДОВ

Бонцевич Д. Н., Князюк А. С., Кабешев Б. О., Кацлан М. Л.

Учреждение образования
«Гомельский государственный медицинский университет»
г. Гомель, Республика Беларусь

Введение

Большинство хирургических манипуляций предполагает разъединение, а затем соединение тканей. Наиболее распространенным в настоящее время является соединение тканей посредством хирургического шва [1, 2, 4]. Десятки компаний, производящих хирургические нити, предлагают лигатуры, изготовленные из одного и того же материала, но обладающие разными свойствами. Как правило, в аннотации указывают только диаметр нити, тканевую реакцию (оценивающуюся, как выраженная, умеренная, слабая) и, крайне редко, прочность нити в сухом состоянии. Особое внимание хотелось бы обратить на отсутствие информации об изменении свойств шовного материала во влажном состоянии. На наш взгляд, эти свойства хирургической нити являются крайне важными, так как после первого контакта с тканями лигатура становится влажной, а это полностью изменяет все ее свойства [3, 4].

В связи с этим проведение исследования и анализа физических свойств широкого спектра шовного материала весьма актуально: это позволит практическим хирургам более обоснованно использовать тот или иной шовный материал [4].

Полиамидные (капроновые и нейлоновые) нити выбраны для исследования потому, что являются наиболее употребляемыми в хирургии. Из полиамидных волокон изготавливают условно нерассасывающиеся нити (в большинстве тканей через 1–2 года они рассасываются) [5].

Изучение показателе трения представляет большой интерес, так как именно эти характеристики определяют атравматичность и манипуляционные качества хирургических нитей [1, 4, 5].

Цель исследования: провести анализ и дать оценку характеристик трения шовного материала на основе полиамидов.

Материалы и методы исследования

Проанализирована атравматичность (характеристики трения) хирургических нитей на основе полиамидов. Исследовались полифиламентные хирургические шовные лига-