



УДК 501.1

ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОРЕЛЬЕФА И ИЗМЕРЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКОГО ОТКЛИКА СОВРЕМЕННЫХ БИОПОЛИМЕРНЫХ ШОВНЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ НАНОИНДЕНТИРОВАНИИ

А. Г. Кучумов¹, В. Н. Солодько², В. А. Самарцев³, В. А. Гаврилов⁴, Е. С. Чайкина⁵

¹Кандидат физико-математических наук, доцент кафедры теоретической механики, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, kuchumov@inbox.ru

²Аспирант кафедры механики сплошных сред и вычислительных технологий, Пермский государственный национальный исследовательский университет

³Доктор медицинских наук, заведующий кафедрой общей хирургии лечебного факультета, Пермская государственная медицинская академия им. акад. Е. А. Вагнера, samarcev-v@mail.ru

⁴Ординатор кафедры общей хирургии лечебного факультета, Пермская государственная медицинская академия им. акад. Е. А. Вагнера, samarcev-v@mail.ru

⁵Магистрант кафедры теоретической механики, Пермский национальный исследовательский политехнический университет

Исследование свойств современных шовных материалов (хирургических нитей) является актуальной задачей биомеханики. Для повышения эффективности использования нитей в практике необходим анализ структуры и упругих свойств методами атомно-силовой микроскопии и растровой электронной микроскопии. В результате построены зависимости сила-глубина проникновения для определения значения модуля упругости нити на микроуровне в зависимости от локализации области индентирования, а также проведена качественная и количественная оценки шероховатости поверхности нити на площадках размерами 5×5 и 10×10 мкм.

Ключевые слова: атомно-силовая микроскопия (АСМ), биополимер, шовный материал, наноиндентирование, показатель Хёрста.

ВВЕДЕНИЕ

Хирургический шовный материал — это инородная нить, применяемая для соединения тканей с целью образования рубца [1]. Различают рассасывающиеся и нерассасывающиеся, а также синтетические и естественные шовные материалы (рис. 1) [2].

По способности к биодеструкции к быстро рассасывающимся шовным материалам относят нити на основе кетгута, полигликолевой кислоты, полилактина 910 (срок рассасывания от 15 до 90 сут). В группу длительно рассасывающихся хирургических нитей входят полидиоксанон и полигликонат



Рис. 1. Классификация шовных материалов



(срок рассасывания до 180 сут). По структуре мононити (монофиламентные) представляют собой в сечении однородную структуру с гладкой поверхностью. Такие нити отличаются отсутствием «эффекта пилы», а также меньшей выраженностью реакции организма. Полифиламентные нити в сечении состоят из множества нитей. Крученые нити изготавливаются путем скручивания нескольких филамент по оси; плетеные нити — путем плетения многих филамент по типу каната. Комплексные нити наиболее распространены в настоящее время. Это плетеные нити, пропитанные или покрытые полимерным материалом. За счет полимерного покрытия снижается «эффект пилы». Синтетические рассасывающиеся шовные материалы обладают высокой прочностью, биосовместимостью и неплохими манипуляционными свойствами [2–4]. Наиболее популярные рассасывающиеся шовные материалы, используемые в современной хирургии, — *Vicryl*, *Monocryl*, *Safil*, *Polysorb*, которые являются биополимерами молочной кислоты и ее производных мономеров [5–7]. Существуют также традиционные нерассасывающиеся шовные материалы — *Prolene*, *Ethilon*, *Mersilen* [8, 9].

Преимуществом рассасывающихся нитей перед другими шовными материалами являются прогнозируемые сроки рассасывания [10]. При этом срок рассасывания не зависит от толщины нити, типа ткани, условий кровоснабжения, ферментативной и иммунной активности и т. п.

Поэтому, попадая в ткань, нить подвергается гидролизу, через некоторое время дефрагментируется (этот срок называется сроком потери прочности нити), затем деполимеризуется, распадаясь на мономеры — в частности, на молочную и гликолевую кислоту, которые затем в цикле Кребса распадаются до углекислого газа и воды. Этот второй срок именуется сроком полного рассасывания нити и, как правило, в 2–3 раза превышает срок полной потери прочности [9]. При рассасывании происходит потеря прочностных свойств нити. С позиций механики деформируемого твердого тела объект данного исследования может быть рассмотрен как конструктивный элемент, обладающий структурной неоднородностью, макроразрушению которого предшествует разрушение отдельных составляющих на мезо-, микро- и наноровнях [11–13].

Для анализа взаимодействия шовного материала с мягкими тканями при ушивании операционной раны на микро- и наноровнях происходят различные химические, биологические и механические процессы, связанные с ростом и заживлением биологической ткани, рассасыванием нити, адгезией и другими эффектами [2]. Таким образом, знание механических свойств шовного материала не только на макроуровне, но и на более мелких уровнях крайне необходимо для построения многоуровневой (*multi-scale*) модели взаимодействия нити и мягких тканей при ушивании раны [1, 14–16].

Исследованию и расчёту механических свойств современных шовных материалов на макроуровне посвящены работы [3, 4]. В статье [3] представлены результаты квазистатических испытаний на разрыв и растяжение-сжатие нескольких типов нитей для исследования влияния биологических сред [в частности, желчи] на прочность шовных материалов и влияние на сроки рассасывания.

При исследовании полимерных нитей также применяются методы наномеханики, такие как атомно-силовая микроскопия (бесконтактный режим исследования поверхности) [12, 17, 18], растровая электронная микроскопия [19], конфокальная лазерная сканирующая микроскопия и флуоресцентная микроскопия [20], рентгеноспектральный микроанализ [18] для изучения мельчайших деталей структуры при деградации, взаимодействии с живыми тканями [21, 22] и бактериями [23, 24] для профилактики инфекций при хирургическом вмешательстве [25, 26].

Целью данной работы является сравнение структуры, механических свойств и оценка микрорельефа рассасывающихся полифиламентных (*Vicryl*) и нерассасывающихся монофиламентных (*Prolene*) шовных материалов на микро- и наноровне с помощью методов атомно-силовой микроскопии и растровой электронной микроскопии. Предполагается, что исследования позволят уточнить механизм влияния микро- и наноструктуры шовных материалов на механические свойства и объяснить природу его поведения на макроуровне.

Статья состоит из следующих разделов. В § 1 представлены оригинальные изображения структуры поверхностей нитей *Vicryl* и *Prolene*, полученные с помощью растровой электронной микроскопии. В § 2 представлена топология поверхностей образцов на площадках с размерами 5×5 , 10×10 мкм. Оценка поверхностей проводилась с помощью использования фрактального показателя Хёрста. § 3 содержит результаты наноиндентирования шовных биополимеров — представлены зависимости «сила-глубина проникновения».



1. РАСТРОВАЯ ЭЛЕКТРОННАЯ МИКРОСКОПИЯ НИТЕЙ

Предварительно исследование морфологии поверхности нитей было проведено с помощью растровой электронной микроскопии. Исследования проводились в лаборатории кафедры технологии неорганических веществ Пермского национального исследовательского политехнического университета на растровом электронном микроскопе S-3400N (*Hitachi, Japan*). Объектами исследования являлись два типа нитей: монофиламентная нерассасывающаяся нить *Prolene* (3/0) (диаметр 0.2–0.249 мм) и синтетическая полифиламентная рассасывающаяся нить *Vicryl* (3/0) (диаметр 0.2–0.249 мм). Исследование биополимерных шовных материалов проводилось в двух режимах: детекция вторичных электронов для изучения микрорельефа поверхности образца и рентгеноспектрального микроанализа для химического анализа.

Облучение образца пучком электронов приводит к образованию отражённых и вторичных электронов. Детекция вторичных электронов несет информацию о топологии поверхности, поскольку сильнее всего зависит от его рельефа, тогда как отраженные электроны несут информацию о распределении электронной плотности (области, обогащённые элементом с бóльшим атомным номером, выглядят ярче).

Для проведения исследований образцы фиксировались на алюминиевой подложке на проводящий углеродный скотч. Для получения более контрастных изображений предварительно было проведено снятие заряда с образца при введении в вакуумную камеру.

На рис. 2, 3 показаны оригинальные изображения нитей *Prolene* и *Vicryl* при различной степени увеличения. Из рисунков видно, что поверхности нитей сильно различаются, вследствие способа их изготовления. Поверхность нити *Vicryl* более шероховатая, поскольку этот шовный материал является полифиламентным (т. е. плетеным из нескольких очень тонких нитей).

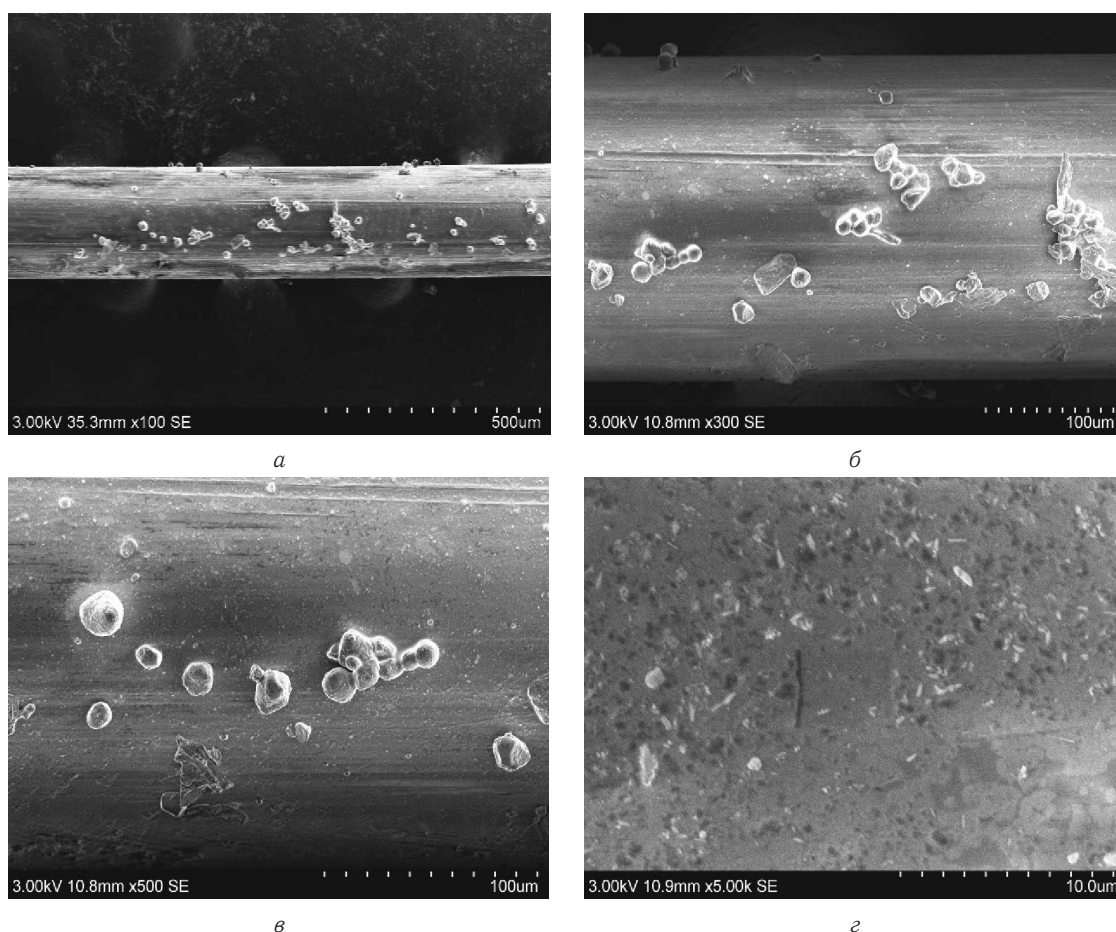


Рис. 2. Шовный материал *Prolene*: изображения, полученные с помощью растрового электронного микроскопа: *а* — увеличение $\times 100$; *б* — $\times 300$; *в* — $\times 500$; *г* — $\times 5000$

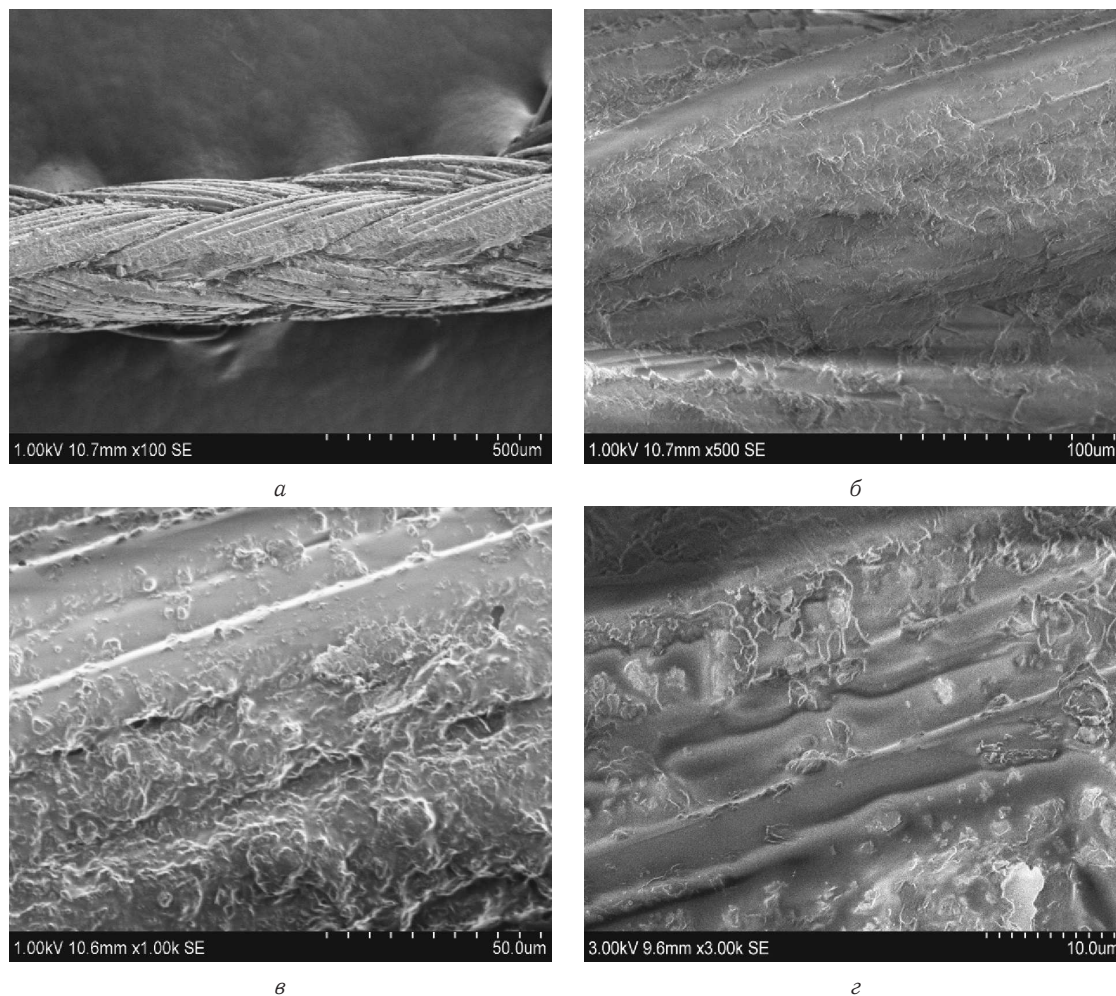


Рис. 3. Шовный материал *Vicryl*: изображения, полученные с помощью растрового электронного микроскопа: *а* — увеличение $\times 100$; *б* — $\times 300$; *в* — $\times 500$; *г* — $\times 5000$

2. ОЦЕНКА ТОПОЛОГИИ ПОВЕРХНОСТИ ШОВНЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ АТОМНО-СИЛОВОЙ МИКРОСКОПИИ

Экспериментальное исследование биополимерных шовных материалов производилось на атомно-силовом микроскопе ICON (Bruker, USA) в лаборатории кафедры механики сплошных сред и вычислительных технологий Пермского государственного национального исследовательского университета. Для индентирования был выбран конусный алмазный индентор (радиус закругления зонда $r = 15$ нм). Образцы нитей диаметром 0.3 мм и длиной около 3 мм наклеивались на металлическую подложку во избежание проскальзывания при индентировании.

Далее подложка с образцом помещалась в прибор и производилось позиционирование индентора для АСМ-сканирования (исследования шероховатости поверхности образца). При экспериментальном исследовании первоначально с помощью видеокамеры регистрировалось оптическое изображение образца на металлической подложке на макроуровне. Затем с помощью механической системы микро-позиционирования при оптическом контроле положения индентора выбирался участок для АСМ-измерений. Дальнейшее уменьшение участка визуализации объекта в пределах характерных размеров проводилось с помощью пьезоэлектрического АСМ-сканера. Получение карты высот поверхности проводилось в полуконтактном режиме работы микроскопа. Размеры сканируемой площадки были взяты равными 5×5 мкм и 10×10 мкм.

На рис. 4, 5 представлены результаты АСМ-сканирований шовных материалов. Дальнейшей задачей работы являются оценка и сравнение параметров поверхностей.

Качество поверхности традиционно характеризуются шероховатостью — среднеарифметическим отклонением, максимальной высотой неровностей, средним шагом неровностей профиля и т. д. [27] рассматриваемых типов нитей.

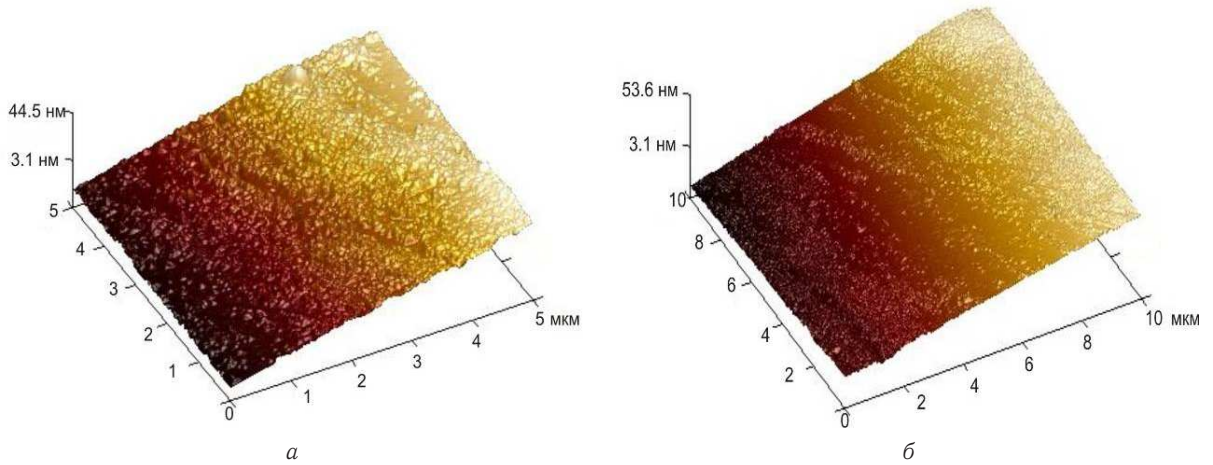


Рис. 4. Микрорельеф поверхности нити *Prolene* в различных диапазонах: *a* — профиль площадки размерами 5×5 мкм; *б* — профиль площадки, размер 10×10 мкм

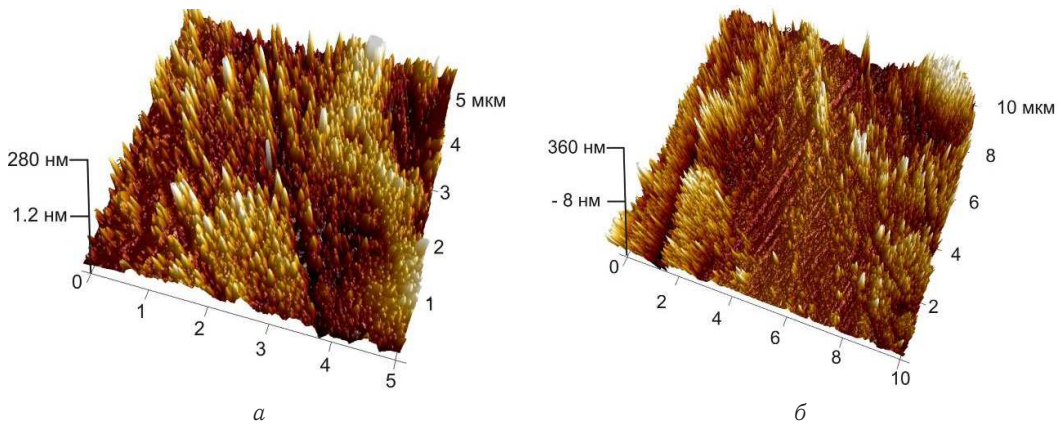


Рис. 5. Микрорельеф поверхности нити *Vicryl* в различных диапазонах: *a* — профиль площадки, размер 5×5 мкм; *б* — профиль площадки, размер 10×10 мкм

Одной из наиболее распространенных характеристик является параметр шероховатости Ra , который определяется как отклонение высот рельефа от средней поверхности:

$$Ra = \frac{1}{N} \sum_{x,y} |z(x,y) - z_{mean}(x,y)|, \quad (1)$$

где N — число точек в матрице значений высот.

Для сравнения и оценки шероховатости поверхностей нитей использовался метод переменного интервала, на основании которого определялся фрактальный показатель Хёрста, который определяет, как меняется рельеф поверхности при перемасштабировании и отражает изменение наклона поверхности при переходе от одних масштабов к другим.

Метод переменного интервала для анализа трехмерных образов поверхности состоит в следующем. Поверхность разбивается сеткой с размером ячейки R , на каждой из которых определяется функция размаха высоты (разница между максимальным и минимальным значением высоты рельефа). Зависимость данной функции, усредненной по всем ячейкам от величины размера ячейки R , для самоафинных поверхностей носит степенной характер:

$$K(R) = \langle \max_{r' \in w_i} (z(r')) - \min_{r' \in w_i} (z(r')) \rangle_{w_i} \propto H^R, \quad (2)$$

где $z(r')$ — матрица значений высот в текущей ячейке w_i размера R , усреднение $\langle \dots \rangle_{w_i}$ производится по всем ячейкам [28, 29].

По наклону линейного участка зависимости (2), построенной в логарифмических координатах, можно определить показатель Хёрста H .



С целью проверки выполнения условия самоафинности поверхностей согласно подходу, описанному в [27], можно рассматривать одномерные профили в ортогональных направлениях. По определению

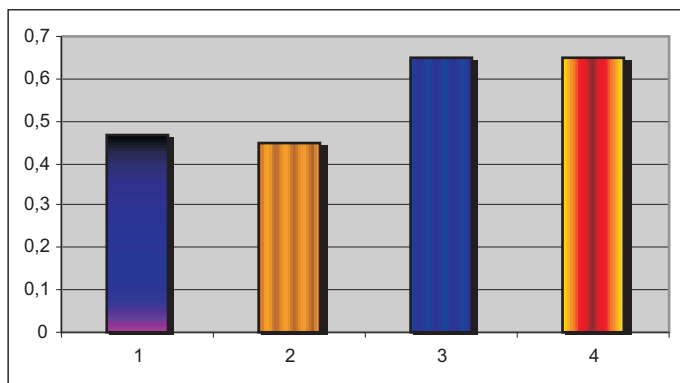


Рис. 6. Значения показателя Хёрста для шовных материалов *Prolene* и *Vicryl*: 1 — для нити *Vicryl* в продольном направлении; 2 — для нити *Vicryl* в перпендикулярном направлении; 3 — для нити *Prolene* в продольном направлении; 4 — для нити *Prolene* в перпендикулярном направлении

результаты вычисления показателя шероховатости (показателя Хёрста) для самоафинной поверхности должны совпадать, т.е. должна наблюдаться изотропия скейлинга в плоскости.

Таким образом, показатель Хёрста для профилей нити *Prolene* в двух взаимно перпендикулярных направлениях равен 0.47 и 0.45. Показатель Хёрста для профилей нити *Vicryl* — 0.65 и 0.651 соответственно (рис. 6). Следуя [30], где отмечено, что чем меньше H , тем более шероховата поверхность, можно сказать о более шероховатом профиле нити *Vicryl*, что согласуется с визуальными результатами, полученными в результате растровой электронной микроскопии (см. рис. 2, 3).

3. ОЦЕНКА УПРУГИХ СВОЙСТВ ОБРАЗЦОВ ПРИ НАНОИНДЕНТИРОВАНИИ

При выполнении процедуры наноиндентирования острый зонда, закрепленный на свободном крае гибкой микроконсоли, размещалось над исследуемой точкой поверхности образца с высокой точностью (до 10 нм). Далее образец перемещался с помощью сканера вертикально по направлению к зонду с контролем шага перемещения с точностью менее 1 нм (подвод). Затем осуществлялось движение образца в обратном направлении (отвод). При режиме статической силовой спектроскопии консоль зонда не совершает колебательных движений, и регистрируется величина изгиба микроконсоли Z_{defl} (3) в зависимости от положения зонда Z_{pos} (4). Данные представляются в виде так называемой кривой подвода-отвода. Изгиб консоли зонда жесткостью k после касания острием образца определяет приложенную силу:

$$P = kZ_{defl}, \quad (3)$$

где k — коэффициент жесткости консоли, который согласно тестовому индентированию составил 86 Н/м. Глубина деформирования материала в точке индентирования находится следующим образом:

$$H = Z_{defl} - Z_{pos}. \quad (4)$$

Предельная глубина наноиндентирования не превышала 80 нм. Для наноуровня упругая реакция шовных материалов на внешнее контактное давление есть результат функционирования сложной композиционной структуры, которая характеризует их чрезвычайно высокую несущую способность и прочность.

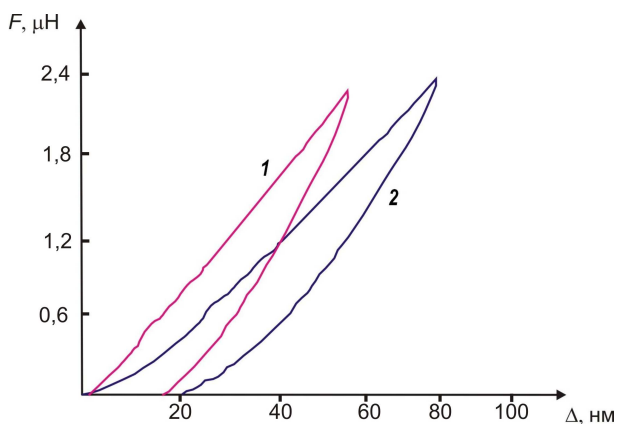


Рис. 7. Кривые индентирования для биополимерных шовных материалов: 1 — *Prolene*; 2 — *Vicryl*

В результате анализа данных были получены зависимости «сила-глубина проникновения» для нитей *Prolene* и *Vicryl* (рис. 7). Модуль Юнга оценивался с помощью процедуры контактного деформирования. Из анализа видно, что модуль Юнга шовного материала *Prolene* (1.19 ± 0.03 ГПа) выше, чем у *Vicryl* — (0.94 ± 0.018 ГПа).

Согласно испытаниям на растяжение-сжатие, проведенным на макроуровне в работе [3], модуль Юнга *Vicryl* несколько выше —



1.97 ГПа, что, возможно, обуславливается разными условиями испытаний, влиянием масштабного фактора [29], а также вязкоупругим поведением структурных элементов шовного материала, которые с учетом их расположения деформируются путем изгиба на макроуровне (исследование нити *Prolene* в данной работе представлено не было).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При растровой электронной и атомно-силовой микроскопии возможно точно выявить шовный материал, обладающий менее выраженными «пилящими» свойствами, что важно для наложения межорганных соустьев в хирургической гастроэнтерологии и гепатологии. Использование наноиндентирования для определения модуля упругости хирургических нитей позволяет осуществить их дифференциацию относительно каждого вида ушиваемых тканей человека. Представленные методики определения механических свойств хирургических шовных материалов позволяет проводить скрининг и дифференциацию рассасывающихся и нерассасывающихся современных хирургических шовных материалов.

В работе проведен анализ структуры и упругих свойств рассасывающегося шовного материала (хирургической нити) методами атомно-силовой микроскопии и растровой электронной микроскопии. Построены зависимости сила-глубина проникновения для определения значения модуля упругости нити на микроуровне в зависимости от локализации области индентирования, а также оценка шероховатости поверхности нити на площадках размерами 5×5 и 10×10 мкм. Рассчитать значение модуля упругости нити необходимо для построения многоуровневой модели, описывающей механическое поведение данного биополимера в задачах взаимодействия нити с мягкими тканями при ушивании операционных ран.

Авторы благодарят С. В. Смирнова и В. З. Пойлова (Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра технологии неорганических веществ) за помощь при проведении исследований на растровом электронном микроскопе.

Библиографический список

1. Семенов Г. М., Петришин В. Л., Ковшова М. В. Хирургический шов. М. : OCR, 2001. 148 с.
2. Shishatskaya E. I., Volova T. G., Puzyr A. P., Mogilnaya O. A., Efremov S. N. Tissue response to the implantation of biodegradable polyhydroxyalkanoate sutures // J. Mater. Sci. Mater. Med. 2004. Vol. 15. P. 719–728.
3. Федоров А. Е., Самарцев В. А., Гаврилов В. А., Вильдеман В. Э., Словиков С. В. Экспериментальное исследование механических свойств современных хирургических рассасывающихся шовных материалов // Рос. журн. биомеханики. 2009. Т. 13, № 4. С. 78–84.
4. Шадрин В. В., Тепликов А. В. Манипуляционные свойства хирургических нитей // Рос. журн. биомеханики. 2001. Т. 5, № 3. С. 41–50.
5. Bezwada R. S., Jamiolkowski D. D., Lee In-Y., Agarwal V., Persivale J., Trenka-Benthin S., Emeta M., Suryadevara J., Yang A., Liu S. Monocryl suture : a new ultra-pliable absorbable monofilament suture // Biomaterials. 1995. Vol. 16. P. 1141–1148.
6. Taylor M. S., Daniels A. U., Andriano K. P., Heller J. Six bioabsorbable polymers : *in vitro* acute toxicity of accumulated degradation products // J. Appl. Biomater. 1994. Vol. 5. P. 151–157.
7. Tomihata K, Suzuki M, Oka T, Ikadab Y. A new resorbable monofilament suture // Polym Degrad Stab. 1998. Vol. 59. P. 13–18.
8. Altman G. H., Diaz F., Jakuba C., Calabro T., Horan R. L., Chen J., Lu H., Richmond J., Kaplan D. L. Silk-based biomaterials // Biomaterials. 2003. Vol. 24. P. 1141–1148.
9. Volenko A. V., Germanovich Ch. S., Gurova O. P., Shvets R. A. Capromed — an antibacterial suture material // Biomedical Engineering. 1994. Vol. 28, № 2. P. 98–100.
10. Amass W., Amass A., Tighe B. A review of biodegradable polymers: uses, current developments in the synthesis and characterization of biodegradable polyesters, blends of biodegradable polymers and recent advances in biodegradation studies // Polymer Intern. 1998. Vol. 47. P. 89–144.
11. Dao M., Chollacoop N., van Vliet K. J., Venkatesh T.A., Suresh S. Computational modeling of the forward and reverse problems in instrumented sharp indentation // Acta Mater. 2001. Vol. 49, № 19. P. 3899–3919.
12. Jagtap R. N., Ambre A. H. Overview literature on atomic force microscopy (AFM) : basic and its important applications for polymer characterization // Indian J. of Engineering and Materials Science. 2006. Vol. 13. P. 368–384.
13. Nishimura K. A., Mori R., Miyamoto W., Uchio Y. New technique for small and secure knots using slippery polyethylene sutures // Clinical Biomechanics. 2009. Vol. 24. P. 403–406.
14. Кучумов А. Г., Самарцев В. А., Чайкина Е. С., Гав-



- рилов В. А. Биомеханика шовных материалов в абдоминальной хирургии // Современные проблемы науки и образования. 2012. Т. 6, № 3. С. 1–13.
15. Ladeveze P., Nouy A., Loiseau O. A multiscale computational approach for contact problems // *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 2002. Vol. 191. P. 4869–4891.
16. Migliavacca F., Balossino R., Pennati G., Dubini G., Hsia T. Y., Leval M. R. de , Bove E. L. Multiscale modelling in bio-fluid dynamics: application to reconstructive paediatric cardiac surgery // *J. of Biomechanics.* 2006. Vol. 39. P. 1010–1020.
17. Chen X., Yang X., Pan J., Wang L., Xu K. Degradation Behaviors of Bioabsorbable P3/4HB Monofilament Suture *in Vitro* and *in Vivo* // *J. of Biomedical Materials Research Part B : Applied Biomaterials.* 2010. Vol. 92. P. 447–455.
18. Nandula D., Chalivendra V., Calvert P. Sub-micron scale mechanical properties of polypropylene fibers exposed to ultra-violet and thermal degradation // *Polymer Degradation and Stability.* 2006. Vol. 12. P. 2–14.
19. Deng M., Chen G., Burkley D., Zhou J., Jamiolkowski D. A study on in vitro degradation behavior of a poly(glycolide-co- L-lactide) monofilament // *Acta Biomater.* 2008. Vol. 4. P. 1382–1391.
20. Wang Y. W., Mo W. K., Yao H. L., Wu Q., Chen J. C., Chen G. Q. Biodegradation studies of poly (3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate) // *Polym. Degrad. Stab.* 2004. Vol. 85. P. 815–821.
21. Garsia Pgez J. M., Carrera SanMartin A., Garcia Sestafe J. V., Jorge Herrero E., Navidad R., Cordon A., Castillo-Olivares J. L. Elastic behaviour of sutured calf pericardium : influence of the suture threads // *Biomaterials.* 1996. Vol. 17. P. 1677–1683.
22. Wainstein M., Anderson J., Elder J. S. Comparison of effects of suture materials on wound healing in a rabbit pyeloplasty model // *Urology.* 1997. Vol. 49. P. 261–264.
23. Engelsman A. F., Mei H. C., Ploeg R. J. The phenomenon of infection with abdominal wall reconstruction // *Biomaterials.* 2007. Vol. 28. P. 2314–2327.
24. Fry D. E. The economic costs of surgical site infection // *Surg. Infect.* 2002. Vol. 3, № 1. P. 37–43.
25. Cheadle W. G. Risk factors for surgical site infection // *Surg. Infect.* 2006. Vol. 7, № 1. P. 7–11.
26. Gilbert P., McBain A. J. Literature-based evaluation of the potential risks associated with impregnation of medical devices and implants with triclosan // *Surg. Infect.* 2002. Vol. 3. Suppl. 1. P. S55–S63.
27. Ерофеева Е. С., Ляпунова Е. А., Оборин В. А., Гилева О. С., Наймарк О. Б. Структурно-функциональный анализ твёрдых тканей зубов в оценке качества технологий отбеливания // *Рос. журн. биомеханики.* 2010. Т. 14, № 2. С. 47–55.
28. Berasategui E., Canalda C., Brau E., Miquel C. Surface roughness of finished composite resins // *J. Prosthet. Dent.* 1992. Vol. 68. P. 742–747.
29. Bouchaud E. Scaling properties of cracks // *J. Phys. : Condens. Matter.* 1997. Vol. 9. P. 4319–4344.
30. Salerno M., Giacomelli L., Derchi G., Patra N., Diaspro A. Atomic force microscopy in vitro study of surface roughness and fractal character of a dental restoration composite after air-polishing // *BioMedical Engineering OnLine.* 2010. Vol. 9, № 59. P. 2–11.

Investigation of Surface Roughness at Micro-scale and Mechanical Response in the Contemporary Bio-polymer Sutures by the Nanoindentation

A. G. Kuchumov¹, V. N. Solodko², V. A. Samartsev³, V. A. Gavrilov³, E. S. Chaykina¹

¹Perm National Research Polytechnic University, Russia, 614990, Perm, Komsomolski prospect, 29, kychymov@inbox.ru

²Perm State National Research University, Russia, 614990, Perm, Bukireva str., 15, vlad.solodko@gmail.com

³Academician EA Wagner Perm State Medical Academy, Russia, 614990, Perm, Kuibyshev str., 39, samarcev-v@mail.ru

An investigation of properties of contemporary suture materials (surgical threads) is the state-of-art challenge in biomechanics. To improve an effectiveness of sutures application, an analysis of structure and elastic properties by the atomic force microscopy and scanning electron microscopy is necessary to be performed. As a result, the force-indentation depth dependences were plotted to obtain the Young's modulus of the thread at micro-scale taking into account influence of indentation area localization; moreover, the thread surface roughness was evaluated at an area of 5×5 and 10×10 micrometers.

Key words: atomic force microscopy (AFM), biopolymer, suture material, nanoindentation, Hurst exponent.

References

1. Semenov G. M., Petrishin V. L., Kovshova M. V. Surgical suture. Moscow, OCR Publ. House, 2001, 148 p.
2. Shishatskaya E. I., Volova T. G., Puzyr A. P., Mogilnaya O. A., Efremov S. N. Tissue response to the implantation of biodegradable polyhydroxyalkanoate sutures. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 2004, vol. 15, pp. 719–728.
3. Fedorov A. E., Samartsev V. A., Gavrilov V. A., Vildeman V. E., Slovikov S. V. Experimental investigation



- of the mechanical properties of the contemporary surgical resorbable suture materials. *Russian J. of Biomechanics*, 2009, vol. 13, no. 4, pp. 78–84.
4. Shadrin V. V., Teplikov A. V. Handling characteristics of surgical threads. *Russian J. of Biomechanics*, 2001, vol. 5, no. 3, pp. 41–50.
 5. Bezwada R. S., Jamiolkowski D. D., Lee In-Y., Agarwal V., Persivale J., Trenka-Benthin S., Emeta M., Suryadevara J., Yang A., Liu S. Monocryl suture : a new ultra-pliable absorbable monofilament suture. *Biomaterials*, 1995, vol. 16, pp. 1141–1148,
 6. Taylor M. S., Daniels A. U., Andriano K. P., Heller J. Six bioabsorbable polymers : *in vitro* acute toxicity of accumulated degradation products. *J. Appl. Biomater.*, 1994, vol. 5, pp. 151–157.
 7. Tomihata K., Suzuki M., Oka T., Ikadab Y. A new resorbable monofilament suture. *Polym Degrad Stab.*, 1998, vol. 59, pp. 13–18.
 8. Altman G. H., Diaz F., Jakuba C., Calabro T., Horan R. L., Chen J., Lu H., Richmond J., Kaplan D. L. Silk-based biomaterials. *Biomaterials*, 2003, vol. 24, pp. 1141–1148,
 9. Volenko A. V. , Germanovich Ch. S. , Gurova O. P. , Shvets R. A. Capromed — an antibacterial suture material. *Biomedical Engineering*, 1994, vol. 28, no. 2, pp. 98–100.
 10. Amass W., Amass A., Tighe B. A review of biodegradable polymers : uses, current developments in the synthesis and characterization of biodegradable polyesters, blends of biodegradable polymers and recent advances in biodegradation studies. *Polymer Int.*, 1998, vol. 47, pp. 89–144.
 11. Dao M., Chollacoop N., Vliet K. J. van, Venkatesh T. A., Suresh S. Computational modeling of the forward and reverse problems in instrumented sharp indentation. *Acta Mater.*, 2001, vol. 49, no. 19, pp. 3899–3919,
 12. Jagtap R. N., Ambre A. H. Overview literature on atomic force microscopy (AFM) : basic and its important applications for polymer characterization. *Indian J. of Engineering and Materials Science*, 2006, vol. 13, pp. 368–384.
 13. Nishimura K. A., Mori R., Miyamoto W., Uchio Y. New technique for small and secure knots using slippery polyethylene sutures. *Clinical Biomechanics*, 2009, vol. 24, pp. 403–406.
 14. Kuchumov A. G., Samartsev V. A., Chaykina E. S., Gavrilov V. A. Biomechanics of suture materials in the abdominal surgery. *Current problems of education and science*, 2012, vol. 6, no. 3, pp. 1–13.
 15. Ladeveze P., Nouy A., Loiseau O. A multiscale computational approach for contact problems. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 2002, vol. 191, pp. 4869–4891.
 16. Migliavacca F., Balossino R., Pennati G., Dubini G., Hsia T. Y., Leval M. R. de, Bove E. L. Multiscale modelling in bio-fluid dynamics: application to reconstructive paediatric cardiac surgery. *J. of Biomechanics*, 2006, vol. 39, pp. 1010–1020,
 17. Chen X., Yang X., Pan J., Wang L., Xu K. Degradation Behaviors of Bioabsorbable P3/4HB Monofilament Suture *in Vitro* and *in Vivo*. *J. of Biomedical Materials Research. Pt. B: Applied Biomaterials.*, 2010, vol. 92, pp. 447–455.
 18. Nandula D., Chalivendra V., Calvert P. Sub-micron scale mechanical properties of polypropylene fibers exposed to ultra-violet and thermal degradation. *Polymer Degradation and Stability*, 2006, vol. 12, pp. 2–14.
 19. Deng M., Chen G., Burkley D., Zhou J., Jamiolkowski D. A study on *in vitro* degradation behavior of a poly(glycolide-co- L-lactide) monofilament. *Acta Biomater.*, 2008, vol. 4, pp. 1382–1391,
 20. Wang Y. W., Mo W. K., Yao H. L., Wu Q., Chen J. C., Chen G. Q. Biodegradation studies of poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate). *Polym. Degrad. Stab.*, 2004, vol. 85, pp. 815–821.
 21. Garsia Pgez J. M., Carrera SanMartin A., Garcia Sestafe J. V., Jorge Herrero E., Navidad R., Cordon A., Castillo-Olivares J. L. Elastic behaviour of sutured calf pericardium : influence of the suture threads. *Biomaterials*, 1996, vol. 17, pp. 1677–1683,
 22. Wainstein M., Anderson J., Elder J.S. Comparison of effects of suture materials on wound healing in a rabbit pyeloplasty model. *Urology*, 1997, vol. 49, pp. 261–264.
 23. Engelsman A. F., Mei H. C., Ploeg R. J. The phenomenon of infection with abdominal wall reconstruction. *Biomaterials*, 2007, vol. 28, pp. 2314–2327,
 24. Fry D. E. The economic costs of surgical site infection. *Surg. Infect.*, 2002, vol. 3, no. 1, pp. 37–43.
 25. Cheadle W. G. Risk factors for surgical site infection. *Surg. Infect.*, 2006, vol. 7, no. 1, pp. 7–11.
 26. Gilbert P., McBain A. J. Literature-based evaluation of the potential risks associated with impregnation of medical devices and implants with triclosan. *Surg. Infect.*, 2002, vol. 3, Suppl. 1, pp. S55–S63.
 27. Erofeeva E. S., Lyapunova E. A., Oborin V. A., Gileva O. S., Naimark O. B. Structural and functional analysis of hard tooth tissues In the estimation of quality of bleaching procedure. *Russian J. of Biomechanics*, 2010, vol. 14, no. 2, pp. 47–55.
 28. Berasategui E., Canalda C., Brau E., Miquel C. Surface roughness of finished composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, 1992, vol. 68, pp. 742–747.
 29. Bouchaud E. Scaling properties of cracks. *J. Phys.: Condens. Matter.*, 1997, vol. 9, pp. 4319–4344,
 30. Salerno M., Giacomelli L., Derchi G., Patra N., Diaspro A. Atomic force microscopy *in vitro* study of surface roughness and fractal character of a dental restoration composite after air-polishing. *BioMedical Engineering OnLine*, 2010, vol. 9, no. 59, pp. 2–11.