

Рисунок 6 — Изменения профиля относительной экспрессии генов в образцах мРНК, изолированных из МСК контрольной культуры (без дифференцировочных факторов) и МСК на 8-е сутки I этапа (а) и на 6-е сутки II этапа (б)

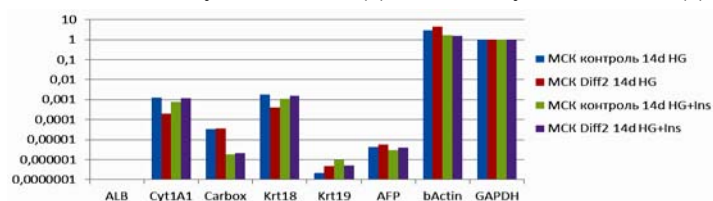


Рисунок 7 — Изменения профиля относительной экспрессии генов в образцах мРНК, изолированных из МСК на 14-е сутки II дифференцировочного этапа после 24 ч инкубации в среде с повышенным уровнем глюкозы

*Первая пара столбцов — контроль и дифференцировка, вторая — то же самое с мембранными вставками и кондиционированием с первичными гепатоцитами

Заключение

Наблюдаемые изменения в профиле экспрессии генов на протяжении этапов дифференцировки свидетельствуют о присутствии в культуре МСК клеток, дифференцированных в гепатоцитарном направлении. Экспрессия генов Carbox, Krt18, Krt19 и Cyt1A1 в большой степени зависит от состава среды, не является постоянной и носит индуцибельный характер. Представляется важным дальнейший поиск молекулярно-генетических маркеров дифференцировки МСК в гепатоцитарном направлении. Полученные результаты демонстрируют необходимость систематизации имеющихся данных об изменениях уровня экспрессии генов при дифференцировке МСК в гепатоциты с целью унификации условий оценки профиля экспрессии генов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Долгих, М. С. Перспективы терапии печеночной недостаточности с помощью стволовых клеток / М. С. Долгих // Биомедицинская химия. — 2008. — Т. 54, Вып. 4. — С. 376–391.

2. Fitzpatrick, E. Human hepatocyte transplantation: state of the art / E. Fitzpatrick, R. R. Mitry, A. Dhawan // J. Intern. Med. — 2009. — Vol. 266. — P. 339–357.

3. Bone marrow stem cells and the liver: are they relevant? / M. A. Eckersley-Maslin [et. al.] // J. Gastroenterol Hepatol. — 2009. — №24. — P. 1608–1616.

4. A protocol for isolation and culture of mesenchymal stem cells from mouse compact bone / H. Zhu [et. al.] // Nat Protoc. — 2010. — № 5(3). — P. 550–560.

5. Дифференцировка мезенхимальных стволовых клеток костного мозга в гепатоцитоподобные клетки *in vitro* / Я. И. Исайкина [и др.] // Вести Национальной Академии Наук Беларуси. — 2011. — № 1. — С. 10–15.

6. Hepatocytic differentiation of mesenchymal stem cells in cocultures with fetal liver cells / C. Lange [et. al.] // World J. Gastroenterol. — 2006. — № 12. — P. 2394–2397.

7. Seglen, P. O. Preparation of rat liver cells / P. O. Seglen // Methods Cell Biol. — 1976. — № 13. — P. 29–83.

8. Primer-BLAST: a tool to design target-specific primers for polymerase chain reaction / J. Ye [et. al.] // BMC Bioinformatics. — 2012. — № 13. — P. 134.

9. Selection of reference genes for quantitative real-time PCR in a rat asphyxial cardiac arrest model / K. Langaese [et al.] // BMC Molecular Biology. — 2008. — Vol. 9, № 1. — P. 53.

Поступила 09.07.2013

УДК 617:615.468.2:531.43/46

ХАРАКТЕРИСТИКИ ТРЕНИЯ ПЛЕТЕННЫХ ХИРУРГИЧЕСКИХ НИТЕЙ НА ОСНОВЕ ТРАДИЦИОННОГО ШОВНОГО МАТЕРИАЛА

Д. Н. Бонцевич, М. Л. Каплан

Гомельский государственный медицинский университет

Цель: изучить характеристики трения плетеных хирургических нитей на основе традиционного шовного материала.

Материалы и методы. Изучение трения сухих и мокрых нитей производилось на аппарате «ComTen 94С» по оригинальной разработанной методике. Между захватами в горизонтальном положении крепили цилиндрическую оправку диаметром 40 мм, обернутую лоскутом замшевой кожи. После закрепления конца нити в под-

вижном захвате испытательной машины производили один оборот вокруг оправки, а ко второму концу нити подвешивали груз массой 50 г. Скорость перемещения подвижного захвата составляла 10 мм/мин.

Результаты. Лучший образец в группе хирургических нитей на основе лавсана — нить фирмы «Ethibond», покрытая полибутиллатом. Полимерное покрытие хирургических нитей «Супрамид Ergon sutramed» позволяет добиться оптимальных показателей трения в группе нитей на основе капрона. Лучший образец среди нитей на основе шелка — нить фирмы «Silkam B/Braun» с покрытием на основе воска и силикона.

Заключение. Модификация хирургических нитей нанесением покрытия позволяет добиться оптимальных показателей трения, улучшает манипуляционные качества и придает нитям свойства атрауматичности.

Ключевые слова: лавсан, шелк, капрон, характеристики трения, атрауматичность.

THE CHARACTERISTICS OF FRICTION OF WATTLED SURGICAL THREADS MADE FROM OF THE TRADITIONAL SUTURAL MATERIAL

D. N. Bontsevitch, M. L. Kaplan

Gomel State Medical University

Purpose: to study the characteristics of friction of wattled surgical threads made from traditional sutural material.

Materials and methods. The friction of dry and wet threads was studied on the apparatus «ComTen 94C» by the original developed technique. We fixed a cylindrical mandrel with a diameter of 40 mm, wrapped up with a rag of suede skin 18 cm long between the captures in horizontal position. After fixing the end of the thread in a mobile capture of the test car we made one turn round the mandrel and suspended weight of 50 g to the second end of the thread. The speed of the mobile capture movements made up 100 mm/min.

Results. The experimental tests revealed the best sample in the group – the surgical thread of Ethibond firm covered with polibutylate. The polymeric covering of the surgical threads «Supramid Ergon sutramed» makes it possible to achieve the optimum indicators of friction in the group of the threads made from caprone. The best sample among the surgical threads made from silk is a thread by Silkam B/Braun firm with a covering made from wax and silicone.

Conclusion. The modification of surgical threads by drawing a covering makes it possible to achieve optimum indicators of friction, to improve the handling qualities and gives threads the quality of atraumatic.

Key words: lavsan, silk, caprone, friction characteristics, atraumatic.

Введение

Большинство хирургических манипуляций предполагает разъединение, а затем соединение тканей. Наиболее распространенным в настоящее время является соединение тканей посредством хирургического шва [1–6]. Десятки компаний, производящих хирургические нити, предлагают лигатуры, изготовленные из одного и того же материала, но обладающие разными свойствами. Как правило, в аннотации указывается только диаметр нити, тканевая реакция (оцениваемая как выраженная, умеренная, слабая) и очень редко прочность нити в сухом состоянии [7, 8]. Особое внимание, по нашему мнению, следует обратить на отсутствие информации об изменении свойств шовного материала во влажном состоянии. Эти свойства хирургической нити являются важными, так как после первого контакта с тканями лигатура становится влажной, а это полностью изменяет все ее свойства [3, 9, 10].

Коэффициент трения определяет степень скольжения нити в тканях и в узле. Нити с более высоким коэффициентом трения сильнее травмируют ткани, хуже скользят при завязывании в узел, но характеризуются высокой надёжностью узла [11]. Кроме того, нужны достаточно большие усилия для удаления данных нитей после заживления раны [10].

Атрауматичность нити — сборное понятие, характеризует ее поверхностные свойства. Так, полифиламентные нити имеют более шероховатую поверхность, чем монофиламентные и поэтому более травматичны. Однако гладкие нити имеют худшие манипуляционные качества, для них характерна низкая надёжность узла [12]. Потеря надёжности узла заставляет хирургов вязать дополнительные узлы, что увеличивает количество инородного тела в тканях и вызывает повышенную воспалительную реакцию [13–15].

Цель работы

Исследовать характеристики трения плетеных хирургических нитей на основе традиционного шовного материала.

Материалы и методы

Экспериментальные исследования характеристик трения называют фрикционными испытаниями. Определение указанных характеристик проводили на автоматизированном испытательном стенде «ComTen 94C», предназначенном для высокоточного определения механических характеристик полимерных материалов. При проведении фрикционных испытаний регистрировали усилие, необходимое для страгивания (Fстр) и протягивания (Fпрот) нити по сухой и мокрой замшевой поверхности выделанной кожи, являющейся имитатором живой биоткани (рисунок 1).

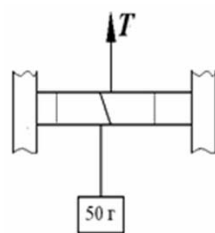


Рисунок 1 — Схема испытаний нитей на трение:
T — направление движения подвижного захвата, вызывающего трение нити о замшу

Испытания проводили по разработанной оригинальной методике: между захватами в горизонтальном положении крепили цилиндрическую оправку диаметром 40 мм, обернутую лоскутом замшевой кожи. После закрепления одного конца нити в подвижном захвате испытательной машины производили один оборот нити вокруг оправки, затем ко второму концу нити подвешивали груз массой 50 г. Оборот нити вокруг оправки производился таким образом, чтобы во время движения подвижного захвата исключалось трение нити между ее сегментами. Скорость перемещения подвижного захвата испытательной машины составляла 10 мм/мин. При исследовании мокрых нитей замша также смачивалась.

Статистическая обработка данных выполнялась с применением пакета прикладных программ «Statistica», 6,0. На первом этапе выполнялась проверка на нормальность распределения выборок с использованием критерия Shapiro-Wilk's. Для анализа количественных признаков использовались методы описательной статистики. Для выявления различий между группами по количественным признакам (показатели характеристик трения) использовался непараметрический критерий Kruskal-Wallis ANOVA для множественных сравнений. Для сравнения отдельных видов шовных материалов между собой использовался непараметрический критерий Mann-Whitney с поправкой Бонферрони.

Обсуждение результатов

В силу травматичности шовного материала большое внимание уделяется силам трения и страгивания, необходимым для продвижения нити через ткань. Сила страгивания ($F_{стр}$) — это сила, которая должна быть приложена к нити, чтобы начать продвижение через ткань. Сила трения ($F_{прот}$) — это сила, которая

должна быть приложена к нити после ее страгивания и необходима для продолжения движения через ткань. Силы трения и страгивания, необходимые для продвижения нити, зависят от ее поверхностных свойств. Чем более неровная поверхность нити, тем выше травматический (пилящий) эффект прохождения нити через ткань. Максимальный травматический эффект развивается в момент начала движения нити, так как сила страгивания обычно гораздо выше силы трения. «Идеальными» поверхностными свойствами обладают монофиламентные нити, так как моноволокно имеет наиболее ровную поверхность. Сила страгивания у этих нитей приближается к силе трения. Однако данный показатель ухудшает манипуляционные качества нитей и требует завязывания дополнительных узлов. Полифиламентные нити обладают высокой силой страгивания, которая обычно в несколько раз превышает силу трения, в связи с чем производители, выпускающие современный шовный материал, используют разные покрытия для снижения трения. Анализируя силу трения и страгивания, мы попытались установить эффективность современных покрытий и оценить качество хирургических нитей в сравнении с нитями без покрытия.

С практической точки зрения наибольший интерес представляют характеристики трения хирургических нитей о биоткань в водной среде. Силы трения и страгивания, действующие на нить при движении в водной среде, значительно больше, чем для нити, движущейся в сухой среде.

В таблице 1 приведены средние значения силы страгивания, силы протягивания, измеряющиеся в ньютонах (Н), и стандартные отклонения для хирургических плетеных нитей на основе лавсана в сухой и водной среде.

Таблица 1 — Характеристики трения хирургических нитей на основе лавсана

Наименование	Покрытие	$F_{стр}$ сухое, Н Мср ± σ	$F_{прот}$ сухое, Н Мср ± σ	$F_{стр}$ мокрое, Н Мср ± σ	$F_{прот}$ мокрое, Н Мср ± σ
Ethibond	Этилен-терефталат	0,32 ± 0,05	0,21 ± 0,05	1,08 ± 0,08	0,79 ± 0,02
Cardioerg	Тефлон	0,61 ± 0,05	0,30 ± 0,04	1,87 ± 0,1	1,29 ± 0,04
Premicron B/Braun	Силикон	0,45 ± 0,04	0,32 ± 0,05	1,74 ± 0,11	1,298 ± 0,03
Лавсан «Волоть»	Без покрытия	0,80 ± 0,08	0,37 ± 0,05	1,78 ± 0,09	1,34 ± 0,07
Cardiopoint Ti-Cron	Без покрытия	0,66 ± 0,06	0,30 ± 0,04	1,82 ± 0,07	1,32 ± 0,05

В результате многофакторного анализа установлены статистически значимые различия между группами по показателям страгивания в сухой и водной среде Kruscal-Wallis ANOVA ($p < 0,01$, $p = 0,003$), а также по показателям протягивания в сухой и водной среде ($p = 0,003$, $p = 0,01$).

Согласно данным таблицы, минимальной силой страгивания и трения как в сухой, так и в водной среде обладает хирургическая нить фирмы «Ethibond», покрытая полибутиллатом, или поли[окси-1,4-бутан-децилокси (1,6-диоксо-1,6 гекса-недиллом)]. Максимальное значение данных показателей в сухой среде — у хирургической нити на основе лавсана фирмы «Волоть» без покрытия. При проведении эксперименталь-

ных испытаний выявлен лучший образец в группе — хирургическая нить фирмы «Ethibond» с покрытием на основе полибутиллата; можно предположить, что данная нить будет минимально травмировать ткани при ушивании. Тефлоновое покрытие нити фирмы «Cardioerg» и силиконовое покрытие нити «В/Вгаун» не оказывают статистически значимого влияния на показатели трения в водной среде по сравнению с нитями без покрытия.

В таблице 2 приведены средние значения силы страгивания, силы протягивания в ньютонах (Н) и стандартные отклонения для хирургических плетеных нитей на основе капрона в сухой и водной среде.

Таблица 2 — Характеристики трения хирургических нитей на основе капрона

Наименование	Покрытие	Фстр сухое, Н Мср ± σ	Фпрот сухое, Н Мср ± σ	Фстр мокрое, Н Мср ± σ	Фпрот мокрое, Н Мср ± σ
Nurolon Ethicon	Воск	0,65 ± 0,1	0,26 ± 0,04	1,23 ± 0,2	0,96 ± 0,1
Капрон «Волоть»	Без покрытия	0,56 ± 0,06	0,25 ± 0,05	1,69 ± 0,07	1,34 ± 0,04
Супрамид Ergon sutramed	Полимерное на основе полиамида	0,32 ± 0,06	0,21 ± 0,03	1,48 ± 0,1	1,29 ± 0,08

В результате многофакторного анализа установлены статистически значимые различия между группами по показателям страгивания в сухой и водной среде Kruscal-Wallis ANOVA ($p = 0,007$ и $p < 0,01$); статистически значимых различий между нитями по показателю трения в сухой и водной среде не выявлено ($p = 0,14$ и $p = 0,06$).

Наименьшие показатели силы страгивания и трения в сухой среде характерны для хирургической нити «Супрамид Ergon sutramed»: показате-

ли характеристик трения в сухой среде данной хирургической нити статистически значимо отличны от показателей «Nurolon Ethicon», $p = 0,023$ и $p = 0,048$ для сил страгивания и трения соответственно (критерий Mann-Whitney).

В таблице 3 приведены средние значения силы страгивания, силы протягивания в ньютонах (Н) и стандартные отклонения для хирургических плетеных нитей на основе шёлка в сухой и водной среде.

Таблица 3 — Характеристики трения хирургических нитей на основе шелка

Наименование	Покрытие	Фстр сухое, Н Мср ± σ	Фпрот сухое, Н Мср ± σ	Фстр мокрое, Н Мср ± σ	Фпрот мокрое, Н Мср ± σ
Шелк «Фиатос»	Без покрытия	0,92±0,08	0,49±0,02	1,09±0,16	обрыв
Шелк «Волоть»	Без покрытия	0,78±0,1	0,39±0,05	1,71±0,01	обрыв
Silkam В/Вгаун	Воск и силикон	0,94±0,06	0,31±0,06	2,03±0,33	1,74±0,11

В результате многофакторного анализа установлены статистически значимые различия между группами по показателям страгивания и протягивания в сухой среде Kruscal-Wallis ANOVA ($p < 0,01$ и $p = 0,03$); статистически значимых различий между нитями по показателю страгивания в водной среде не выявлено ($p = 0,16$).

Необходимо отметить, что произошел обрыв всех исследуемых плетеных шелковых нитей без покрытия во время протягивания о биоткань в водной среде. Единственный образец, который прошел испытание — нить фирмы «Silkam В/Вгаун» с покрытием на основе воска и силикона; данная нить превосходит другие образцы по

показателю силы трения в сухой среде, $p = 0,006$ и $p = 0,002$ (критерий Mann-Whitney). Сочетание воскового и силиконового покрытия позволяет улучшить показатели трения и уменьшить риск разрыва хирургической нити во время проведения хирургических манипуляций. Сравнительно высокие показатели сил страгивания и трения обусловлены поверхностными свойствами шелковых лигатур, о чем свидетельствуют обрывы нитей во время их испытания на трение в водной среде. Модификация хирургических нитей на основе шелка путем использования разных покрытий является необходимым условием для практического использования нитей данной группы.

Выводы

1. Атравматичность хирургической нити — это один из множества показателей (кроме атравматичности целесообразно учитывать скорость рассасывания, жесткость нити, удлинение нити, капиллярность, способность к инфицированию и т. д.), которые позволяют адекватно подойти к подбору шовного материала в зависимости от хирургической ситуации.

2. При исследовании выявлен лучший образец среди хирургических нитей на основе лавсана — нить фирмы «Ethibond» с покрытием на основе полибутилата; из всех представленных образцов данная нить будет обладать наилучшими свойствами атравматичности. Тefлоновое покрытие нити фирмы «Cardioerg» и силиконовое покрытие нити «В/Braun» не оказывают столь значимого влияния на показатели трения в водной среде.

3. Полимерное покрытие хирургических нитей «Супрамид Ergon sutramed» позволяет добиться оптимальных показателей трения в группе нитей на основе капрона.

4. Лучший образец среди хирургических нитей на основе шелка — нить фирмы «Silkam В/Braun» с покрытием на основе воска и силикона; данная нить единственная прошла испытания на трение в водной среде.

5. Модификация хирургических нитей нанесением покрытия позволяет добиться оптимальных показателей трения, улучшает манипуляционные качества и придает нитям свойства атравматичности. Нити без покрытия уступают по всем исследуемым показателям.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Байчоров, Э. Х. Современный шовный материал, применяемый в хирургии / Э. Х. Байчоров, Л. М. Дубовой, А. Д. Пасечников // Здоровье — системное качество человека. — 1999. — С. 328–334.
2. Буянов, В. М. Хирургический шов / В. М. Буянов, В. Н. Егив, О. А. Удотов. — М.: Димитрэйд График Групп, 2000. — 93 с.
3. Кулаков, В. И. Перспективы применения новых шовных материалов в urgentной гинекологии / В. И. Кулаков, Р. А. Абрамян // Акушерство и гинекология. — 1991. — № 11. — С. 53–55.
4. Штильман, М. И. Полимеры медико-биологического назначения / М. И. Штильман. — М.: Академкнига, 2006. — 400 с.
5. Chu, C. C. Mechanical properties of suture materials / C. C. Chu // Ann. Surg. 1981. — Vol. 193, № 3. — P. 365–371.
6. Chu, C. C. Quantitative evolution of stiffness of commercial suture materials / C. C. Chu, Z. Kizil // S. Surgery, Gynecology & Obstetrics. — 1989. — Vol. 168. — P. 233–238.
7. Cavaliere, R. Suture materials. Properties and uses / R. Cavaliere // J. Am Podiatry Assoc. — 1983. — № 4. — P. 57–64.
8. Fraunhofer, J. A. Tensile properties of suture materials / J. A. Fraunhofer, R. S. Storey, I. K. Stone // Biomaterials. — 1988. — № 9. — P. 324–328.
9. Бирюкова, Н. Н. Изучение воздействия сред организма на шовные материалы из капрона в эксперименте. Приборы, инструменты и аппараты для хирургии / Н. Н. Бирюкова, Ю. И. Филиппов, Г. И. Осипов // Всесоюз. науч. мед.-техн. о-во. — 1988. — С. 61–64.
10. Gupta, B. S. Effect of suture material and construction on frictional properties of sutures / B. S. Gupta, K. W. Wolf, R. W. Postlethw // Surgery, Gynecology & Obstetrics. — 1985. — Vol. 161. — P. 12–16.
11. Sabiston, C. D. Textbook of surgery / C. D. Sabiston. — Toronto: Saunders Company, 1986. — 850 p.
12. Sanz, L. E. Selecting the best suture material / L. E. Sanz // Contemporary Obstetrics & Gynecology. — 2001. — № 4. — P. 57–72.
13. Meyer, R. D. Review of Suture Materials, Part I / R. D. Meyer, C. J. Antonini // Compendium of Continuing Education in Dentistry. — 1989. — Vol. 10, № 5. — P. 260–264.
13. Meyer, R. D. Review of Suture Materials, Part II / R. D. Meyer, C. J. Antonini // Compendium of Continuing Education in Dentistry. — 1989. — Vol. 10, № 6. — P. 360–367.
14. Osteberg, B. Influence of capillary multifilament sutures on the antibacterial action of inflammatory cells in infected wounds 7 / B. Osteberg // Acta Chirurgica Scandinavica. — 1983. — Vol. 149, № 8. — P. 751–757.

Поступила 25.06.2013

УДК 616.34-008.87:616.12-008.46-0.39:579.864.1/873.13

**ВЛИЯНИЕ ПРОБИОТИКОВ НА СОСТОЯНИЕ МИКРОФЛОРЫ
ТОЛСТОГО КИШЕЧНИКА КРЫС ПРИ ФОРМИРОВАНИИ
ХРОНИЧЕСКОЙ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ**

Е. В. Марцинкевич, А. Д. Гавриленя

Институт физиологии НАН Беларуси

Цель: изучение влияния длительного предварительного применения пробиотиков на состояние микрофлоры толстой кишки крыс в условиях экспериментальной хронической сердечной недостаточности (ХСН).

Материалы и методы. Эксперименты выполнены на самцах белых крыс (n = 38). ХСН моделировали путем двукратного подкожного введения изадрина (изопrenalина гидрохлорид, Sigma) в дозе 80 мг/кг с интервалом 24 ч. Состав микрофлоры кишечника определяли на селективных питательных средах с дальнейшим инкубированием и последующей оценкой результатов.

Результаты. Установлено, что прием препаратов «Диалакт» и «Бифидумбактерин» снижают пул E.coli, соответственно, на 34,0 и 31,3 % в условиях нормы (p < 0,05). Развитие ХСН приводит к увеличению титра кишечной палочки на 46 %, уменьшению количества лактобактерий — на 14,7 % и снижению антагонистической активности — на 30 %. При профилактическом приеме «Диалакта» и последующем моделировании ХСН выявлено, что количество E.coli относительно животных с ХСН на 15,2 % ниже, пул Lactobacillus spp. — на 28 % выше, а водородный показатель среды культивирования бифидобактерий — менее 4,5. При приеме «Бифидумбактерина» прослеживается аналогичная тенденция в изменении анализируемых показателей, которые, однако, не достигают значений фоновой группы.

Заключение. Предварительное употребление пробиотического препарата «Диалакт» способствует поддержанию баланса кишечной микрофлоры в условиях ХСН у крыс и соответствует показателям интактной группы.

Ключевые слова: пробиотики, хроническая сердечная недостаточность, микрофлора кишечника.