

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ШВОВ И ШОВНОГО МАТЕРИАЛА, СТЕПЕНИ ДЕФОРМАЦИИ ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНОВ

DEVELOPMENT OF DEVICE FOR RESEARCH PHYSICAL AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF SEAMS AND SUCTION MATERIAL, DEGREE OF DEFINITION OF PARENCHIMATOUS ORGANS

- | | | | |
|---|--|---|---|
| ■ | Липатов Вячеслав Александрович
Доктор медицинских наук | ■ | Lipatov Vyacheslav Alexandrovich
Doctor of Medical Sciences |
| ■ | Денисов Артём Александрович | ■ | Denisov Artyom Alexandrovich |
| ■ | Северинов Дмитрий Андреевич | ■ | Severinov Dmitry Andreevich |
| ■ | Мухаммад Давид Зияуддин Наимзада | ■ | Muhammad David Ziyauddin Naimzada |
| ■ | Курский государственный медицинский университет | ■ | Kursk State Medical University |

E-mail: drli@yandex.ru

Резюме

Проблема остановки кровотечений остается одной из наиболее значимых проблем хирургии с момента ее выделения как отдельной медицинской отрасли и до настоящего времени. Современного человека окружает множество различных травмирующих агентов, что обуславливает неснижающиеся показатели травматизма. Часто возникают жизнеугрожающие ситуации, вынуждая хирурга разрабатывать новые, эффективные методы остановки кровотечений. Наложение швов составляет базис отдельных оперативных приемов и лежит в основе решения данной проблемы. Несмотря на обилие современных методов гемостаза в хирургической практике XXI века, клиницисты зачастую отдают предпочтение лигированию кровоточащих сосудов и применению коагуляции. Однако, исследование силы, прикладываемой хирургом для затягивания узла, до настоящего времени не проводилось, т.е. носило исключительно эмпирический характер: определялось визуально – до достижения остановки кровотечения или до соприкосновения краев раны. Также визуально регистрировался и момент «прорезывания» шовными материалами ткани сшиваемого органа.

Ключевые слова: остановка кровотечений, шовный материал, гемостатический шов, физико-механические свойства, хирургические узлы, шов паренхиматозного органа

Summary

The problem of stopping bleeding remains one of the most significant problems of surgery from the moment of its isolation as a separate medical science to the present. Many different traumatic agents and life-threatening living conditions forced the person to look for methods to stop bleeding. Suturing is the basis of individual operative techniques and underlies the solution to the problem of stopping bleeding. Despite the abundance of modern methods of hemostasis in surgical practice XXI century clinicians often prefer ligation of bleeding vessels. However, the research of the force applied by the surgeon to tighten the knot has not been carried out to date and has previously been purely empirical, i.e. was determined visually - until the bleeding stops or until the edges of the wound touch.

Key words: hemostasis, suture material, hemostatic suture, physicomachanical properties, surgical units, suture of a parenchymal organ

Библиографическая ссылка на статью

Липатов В.А., Денисов А.А., Северинов Д.А., Наимзада М.Д.З
Разработка устройства для исследования физико-механических
характеристик швов и шовного материала, степени деформации
паренхиматозных органов // Innova. - 2020. - № 2 (19). - С. 6-11.

References to the article

Lipatov V.A., Denisov A.A., Severinov D.A., Naimzada
M.D.Z Development of a device for the study of physical
and mechanical characteristics of sutures and suture
material, the degree of deformation of parenchymal
organs // Innova. - 2020. - № 2 (19). - P. 6-11

Введение

Среди всех видов травм брюшной полости, зафиксированных на территории Российской Федерации за последние 5 лет, 25% составляют повреждения печени, 30% от всех травм приходится на селезенку. В 5% всех случаев сочетанно возникают травмы почек, расположенных в забрюшинном пространстве. В большинстве случаев закрытые травмы являются причиной повреждений паренхиматозных органов, возникающих в ряде случаев, таких как падение с высоты, переломы ребер, нанесение ударов тупым предметом в область проекции органа. Короткое по своей продолжительности, но высокой интенсивности травмирующее воздействие неминуемо влечет за собой микроразрывы капсулы указанных органов, их очаговое повреждение, а затем может привести и к некрозу паренхимы [1]. Зачастую пациенты с подобного рода повреждениями требуют экстренного оперативного пособия, которое в первую очередь направлено на выявление поврежденного органа или его участка и обеспечение эффективного гемостаза [2].

В современной хирургической практике существует достаточное количество методов интраоперационной остановки кровотечения. Условно можно выделить классические способы: перевязка сосуда в ране или на протяжении, прошивание сосуда, тампонада раны, эмболизация сосудов, сосудистый шов и реконструкция сосудов, электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция, лазерная коагуляция, термовоздействие, радиоволновое воздействие, ультразвуковая коагуляция и иные способы, основанные на применении аппликационных гемостатических имплантов (преимущественно губчатых пористых структур, выполненных на основе различных полимеров) [3, 4].

При использовании новых методов гемостаза могут возникать некоторые затруднения, к ним можно отнести следующие: слаборазвитая материально-техническая база лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ), излишняя консервативность врачей-хирургов и администрации ЛПУ или, наоборот, неопытность врачебных кадров в применении данных методов, высокая стоимость современных локальных гемостатиков. Отдельно стоит отметить, что оснащенность ЛПУ напрямую зависит от эффективного и своевременного формирования потребности учреждения в необходимых материалах и оснащении их посредством осуществления процедур государственных закупок. Поэтому практикующие специалисты зачастую прибегают к классическим методам, чаще всего к лигированию

кровотокающего сосуда, диатермокоагуляции или прошиванию поврежденного паренхиматозного органа гемостатическими швами [5, 6].

Обращаясь к истории вопроса, отметим, что лигирование как способ остановки кровотечения из паренхиматозного органа применяется с XIX века, после разработки первого гемостатического П-образного шва Kuznetsov, Pensky в 1894 году [7]. Впоследствии каждая новая техника наложения шва сопровождалась появлением ряда модификаций и особенностей, благодаря этому в хирургической практике существует колоссальное количество гемостатических швов от П-образных, универсально применяемых в ходе оперативного приема, до узко-специализированных, техника которых разработана с учетом морфологических и функциональных особенностей травмированного органа и вида травмы [8]. При наличии такого обильного количества техник наложения швов возникает закономерный вопрос о степени их гемостатической эффективности, простоте использования, травматичности методики, степени нарушения перфузии поврежденного участка органа [9, 10].

Немаловажную роль в выполнении эффективных мероприятий, выполняемых хирургом с целью гемостаза, играет используемый во время операции шовный материал. Для наложения швов на паренхиматозные органы применяется исключительно рассасывающийся (биодegradурующий) шовный материал с различной структурой нити (монофиламентный, крученный и плетеный материал). В связи с большим разнообразием ассортимента шовного материала на рынке медицинских изделий к нему предъявляются достаточно высокие требования, которые обуславливают необходимость тщательной экспериментальной апробации последнего [11, 12]. К основным требованиям хирургических нитей, которые представляют интерес для исследования, относятся достаточная прочность, удовлетворительные манипуляционные свойства (эластичность шовного материала), высокая биоинертность и отсутствие фитильного эффекта (способность нити впитывать в себя содержимое раневого канала) [13, 14].

На фоне всех вышеизложенных требований возникает необходимость оценки физико-механических характеристик швов и шовного материала, а также исследования степени деформации паренхимы органов и тканей в процессе использования определенной техники лигирования с применением различного по структуре нити шовного материала [15, 16].

Цель исследования заключалась в разработке устройства, позволяющего моделировать процесс затягивания узла руками

хирурга и изучать физико-механические характеристики шовных материалов, степень деформации паренхимы органов.

Материалы и методы исследования

Исследование проводилось на базе лаборатории экспериментальной хирургии и онкологии научно-исследовательского института экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Курский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

В качестве объекта исследования использовали участки паренхиматозных органов (печени, почек, селезенки) трупов лиц мужского пола в возрасте 35-40 лет, изъятых в ОБУЗ «Бюро судебно-медицинской экспертизы» города Курска. Изъятие и использование биологического материала осуществлялось в рамках Постановления Правительства РФ от 21.07.2012 N 750 (ред. от 17.12.2016) «Об утверждении Правил передачи невостробованного тела, органов и тканей умершего человека для использования в медицинских, научных и учебных целях, а также использования невостробованного тела, органов и тканей умершего человека в указанных целях». Важным условием отбора биологического материала являлось отсутствие каких-либо видимых патологических изменений, а также отсутствие заболеваний указанных органов в катамнезе. Из указанных органов выделяли участок паренхимы органа размерами 75×70×40 мм. Моделирование травмы органа производили с помощью нанесения раны, длина которой составляла 30 мм, а глубина 20 мм. Полученную рану ушивали гемостатическим П-образным швом, который не затягивали, но накладывали на нити один простой полуузел, согласно классической технике вязания хирургических узлов. При этом использовали отрезок шовного материала длиной 500 мм. После моделирования раны и ее лигирования исследуемый участок органа помещали на специальную платформу.

В качестве устройства, осуществляющего тракцию, использовали испытательную универсальную электромеханическую машину

РЭМ-0,2-1 (производитель: ООО «Метротест» г. Нефтекамск, Республика Башкортостан), оснащенную динамометром и дисплеем, на котором отображаются графические изменения силы натяжения шовного материала. В первую очередь обращали внимание на максимальное усилие (F_{max}) до разрыва паренхимы органа и/или шовного материала. Верхние тиски испытательной машины устанавливали на высоте 50 мм над уровнем осей пластиковых роликов устройства. Машину запускали в режиме «Test» с постоянной скоростью движения верхней траверсы 25 мм/мин. Эмпирическим путем было доказано, что именно данная скорость минимально допустима для наиболее точной визуализации изменений в толще паренхимы вокруг краев раны.

Результаты и их обсуждение

По итогам экспериментальной апробации было разработано «Устройство для исследования физико-механических характеристик швов и шовного материала, степени деформации паренхимы органов» (Патент на полезную модель RU 184 617 U1). Предложенное нами устройство выполнено в виде цельной конструкции, состоящей из горизонтального основания (рис. 1 – 1), на котором расположены четыре вертикальные стойки. Две нижние стойки одинаковых размеров (рис. 1 – 2, 3) расположены рядом друг к другу по центру площадки снизу с целью фиксации устройства к горизонтальной поверхности в нижних тисках РЭМ, на их нижних концах монтированы пластины для дополнительного укрепления конструкции (рис. 1 – 4, 5). Две верхние изогнутые полуovalом стойки одинаковых размеров установлены по краям напротив друг друга, на них подвижно зафиксированы пластиковые ролики (рис. 1 – 6, 7), прикрепленные с помощью болтов с гайками (рис. 1 – 8, 9), через ролики проводятся свободные концы нитей. На горизонтальном основании расположен предметный столик (рис. 1 – 12), который регулируется по высоте для удобства использования образцов разных размеров (рис. 1 – 13).

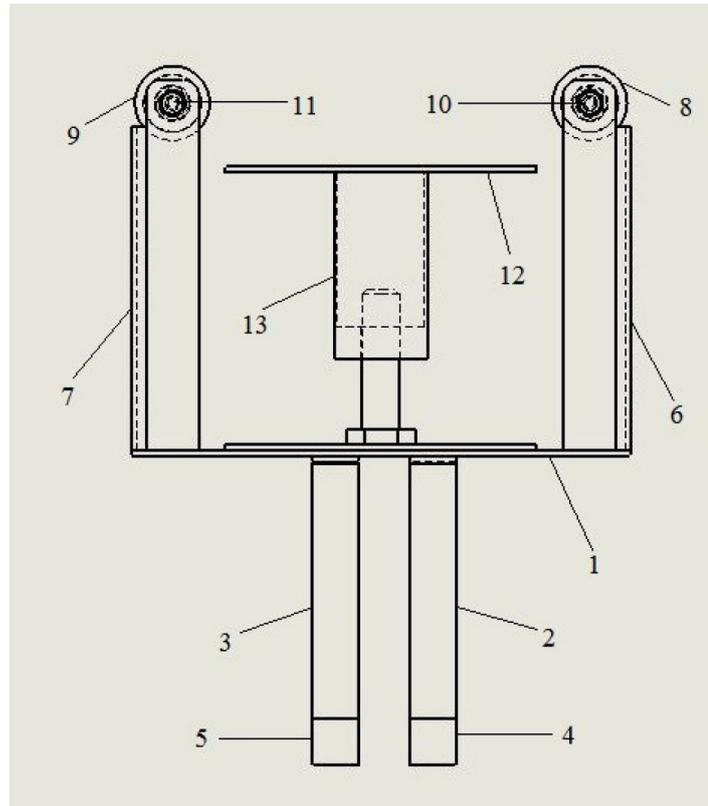


Рисунок 1. Схема устройства для исследования физико-механических характеристик швов и шовного материала RU 184 617 U1): 1 – горизонтальное основание, 2, 3 – нижние стойки, 4, 5 – металлические пластины, 6, 7 – верхние стойки, 8, 9 – пластиковые ролики, 10, 11 – фиксационные болты, 12 – предметный столик, 13 – втулка для регулировки столика по высоте.

В результате происходило затягивание узла машиной с равным усилием во взаимно перпендикулярных плоскостях, при этом наблюдалась деформация ткани исследуемого образца и шовного материала. Регистрация показателей силы натяжения выводилась на экран испытательной машины в виде графика, графическое отражение которого представлено ниже (Рис. 2).

Принцип работы устройства заключается в следующем. Перед исследованием устройство фиксировали в нижних тисках РЭМ-0,2-1 при помощи нижних стоек, свободные концы нитей узла пропускали через пластиковые ролики, затем соединяли на верхних тисках, после чего запускали РЭМ-0,2-1.

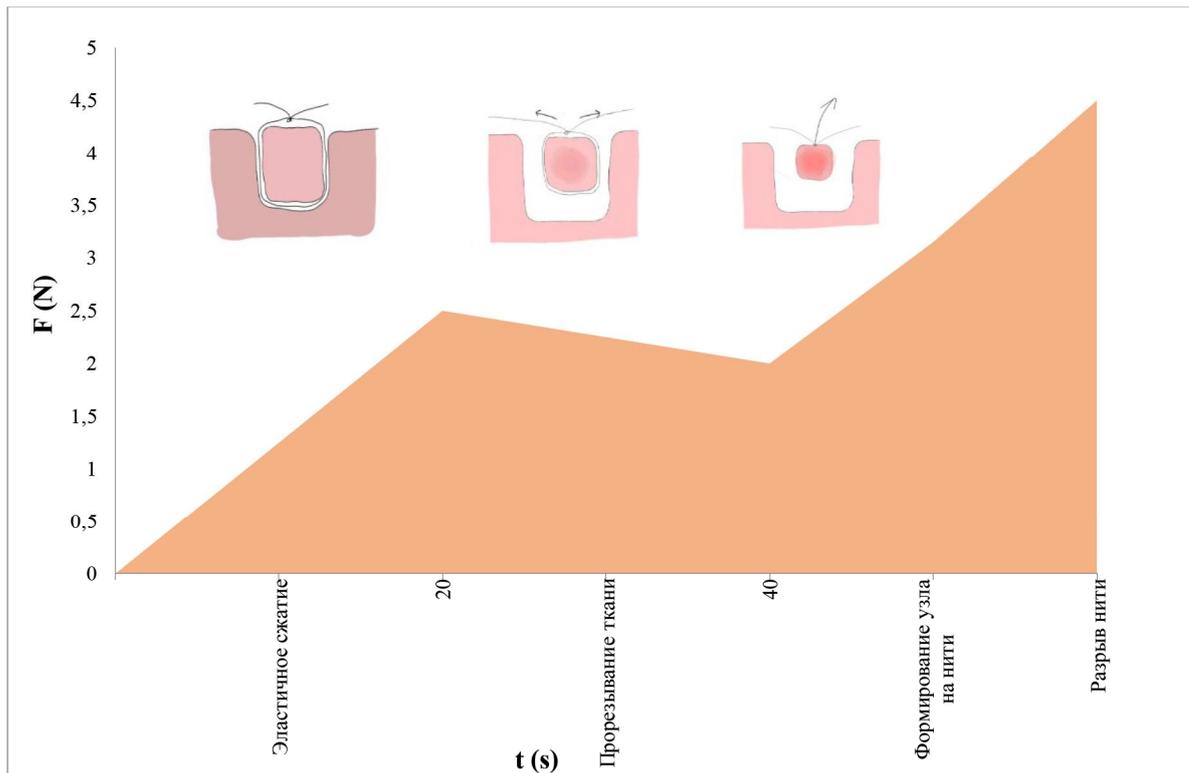


Рисунок 2. Схема процесса затягивания узла гемостатического шва и динамики изменения натяжения нити.

Согласно графику (рис. 2), процесс затягивания хирургического узла, по нашему мнению, можно разделить на 3 фазы:

I фаза (эластическое сжатие) – шовный материал оказывает наименьший травматический эффект на ткань органа при достижении гемостаза, сжимая кровеносные сосуды в толще паренхимы. Однако не всегда при эластическом сжатии достигается адекватный гемостаз, поэтому при увеличении силы натяжения, оказываемой на хирургическую нить, возникает следующая фаза;

II фаза – прорезывания ткани органа, в результате чего происходит разобщение шовным материалом травмированного участка органа с основной его частью. Именно во II фазе

Заключение

Таким образом, разработанное устройство позволяет оценить физико-механические свойства швов и шовного материала, степени деформации паренхимы органов, решить вопрос о выборе шва и шовного материала в процессе моделирования затягивания узла лигатуры руками хирурга, тем самым позволяя определить наименее травматичный тип шва и шовный материал при наиболее высокой гемостатической активности, что позволит повысить эффективность гемостаза путем наложения специализированных швов, снизить дополнительную травматизацию участка

возникает риск развития осложнений, поскольку прорезывание паренхимы органа приводит к возобновлению кровотечения, более обширного в связи с увеличением площади и глубины травмированного участка паренхимы органа;

III фаза – характеризуется образованием небольшого фрагмента паренхимы, отграничившейся сформированной петлей узла, образованной в результате чрезмерного затягивания. При нарастающей силе, оказываемой на нити, или же при кратковременных импульсных воздействиях на нее с высокой интенсивностью происходит ее разрыв.

органа при выполнении последней фазы оперативного пособия, а также разработать методические рекомендации для практикующих специалистов в области хирургии, в том числе в абдоминальной и экспериментальной хирургии.

Литература

1. Борисов А.Е. Руководство по хирургии печени и желчевыводящих путей / Под ред. А.Е. Борисова в 2 т. – СПб.: Скифия, 2013.
2. Вишневский В.А. и соавт. Операции на печени. Руководство для врачей. – М., 2008. – 145 с.
3. Альперович Б.И. Хирургия печени и желчных путей. – Томск, 2010. – 605 с.

4. Иванников И.О. Общая гепатология / И.О. Иванников, В.Е. Сюткин. – М.: Медпрактика. – 2013. – 160 с.
5. Соколова Т.Б. и др. Производство хирургических шовных материалов в России: состояние, проблемы, перспективы развития отрасли и необходимость разработки новых нормативных документов // Все материалы. Энциклопедический справочник. – 2017. – № 7. – С. 64-71.
6. Фёдоров П.Г. и др. Современные шовные материалы (обзор литературы) // Acta Biomedica Scientifica. – 2017. – Т. 2. – № 6 (118). С. 157-162. https://doi.org/10.12737/article_5a0a8e626adf33.46655939
7. Шалимов А.А и др. Хирургия печени и желчевыводящих путей. – Киев: Здоровья, 2013. – 508 с.
8. Воерма Е. J. Research into the results of resection of hilar bile duct cancer // Surgery. – 1990. – Т. 108. – № 3. – С. 572-580.
9. Heslin M.J. et.al. Colorectal hepatic metastases: resection local ablation, and hepatic artery infusion pump are associated with prolonged survival // Arch.Surg. 2011. – Mar. 136(3). – С. 318-323. doi:10.1001/archsurg.136.3.318.
10. Baums M.H. et al. Mechanical testing of different knot types using high-performance suture material // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. – 2015. – Т. 23. – № 5. – С. 1351-1358. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2711-9>.
11. Polykandriotis E. et al. Flexor tendon repair with a polytetrafluoroethylene (PTFE) suture material // Archives of orthopaedic and trauma surgery. – 2019. – Т. 139. – № 3. – С. 429-434. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-03105-3>.
12. Dennis C. et al. Suture materials – Current and emerging trends // Journal of Biomedical Materials Research Part A. – 2016. – Т. 104. – № 6. – С. 1544-1559. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.35683>.
13. Naleway S.E. et al. Mechanical properties of suture materials in general and cutaneous surgery // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. – 2015. – Т. 103. – № 4. – С. 735-742. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33171>.
14. Словиков С.В., Янкин А.С. Исследование механических свойств хирургических синтетических шовных материалов в условиях биodeградации // Математическое моделирование в естественных науках. – 2015. – Т. 1. – С. 416-418.
15. Аршакян В.А. и др. Пути совершенствования шовного материала в хирургии // Acta Biomedica Scientifica. – 2017. – Т. 2. – № 6 (118). – С. 193-197 https://doi.org/10.12737/article_5a0a910977eca1.04637486.
16. Baums M.H. et al. Mechanical testing of different knot types using high-performance suture material // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. – 2015. – Т. 23. – № 5. – С. 1351-1358. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2711-9>.