

Оценка прочности паренхимы почки при затягивании ручного хирургического шва

Estimation of renal parenchyma durability during the tightening of the surgical suture

V.N. Juravlev, A.Y. Chiglintsev, K.A. Chiglintsev

We have evaluated the durability of the renal parenchyma and the optimal force for the suture tightening without risk of the tissue eruption on the cadaveric material from both sexes. We have used „Dexon II” as a suturing material and original eruption device for investigations. Re-sistance of the materials to plastic deformations was used as ground for mathematical calculations. Direct correlation was detected between the thread diameter and parenchyma eruption. Tension analysis supposed that by increase in diameter it is possible to apply more tightening strength without risk of eruption. Manual and tactile exercises at the training simulator are important for development of surgical skills with regard to tightening of surgical suture.

В.Н. Журавлев¹, А.Ю. Чиглинецв², К.А. Чиглинецв¹

¹ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России (г. Екатеринбург);

²Лечебно-диагностический центр «МедАкцент» (г. Челябинск)

В группе механических способов местного гемостаза хирургии паренхиматозных органов (печень, поджелудочная железа, щитовидная железа, почка) кардинальным вопросом является не только вид шва, используемый шовный материал, но и прорезывание самой ушиваемой ткани, что может препятствовать надежному и окончательному гемостазу, предупреждению послеоперационных осложнений [1]. В ходе неотложных вмешательств при нарушении целостности именно этих органов до 85% операционного времени затрачивается на остановку кровотечения [2].

Процедуре ушивания почка подвергается в случаях повреждений, уролитиаза и в онкологической практике. Суммарный кровоток почек составляет 20% ударного объема сердца. Интенсивность кровоснабжения в ткани почки из расчета на 100 г ее массы в 4 раза больше, чем в печени, и в 8 раз больше, чем в мышце сердца [3]. Густая сеть сосудов, незначительная сократительная способность паренхимы, малое количество соединительной ткани и неумещающийся просвет сосудов, отсутствие клапанов в венах органа и обильная сеть анастомозов на уровне вен 3-го порядка объясняют длительность кровотечения из ран почки и требует тщательности в наложении хирургических швов с гемостатической целью [4].

Другая проблема при накладыва-

вании хирургических швов на ткань почки связана с механическими свойствами самой ткани почки. Биологическая ткань это композиционный материал, образованный объемным сочетанием разнородных элементов. Матрикс биологических тканей составляют коллаген, эластин и связующее вещество. Механические воздействия на биологические ткани вызывают в них деформации и напряжения, появляется механическое движение, распространяются волны. Паренхима почки по плотности и типу пространственной структуры относится к мягким биологическим тканям человека [5].

Среди механических свойств мягких биологических тканей: упругости, жесткости, пластичности, хрупкости, наибольший клинический интерес вызывает прочность - способность тел противодействовать разрушению под действием внешних сил. Накладываемые на паренхиматозные органы швы должны быть механически прочными, обеспечивать гемостаз по линии их наложения, биологическую и физическую герметичность органов, с полным сопоставлением слоев раны без натяжения, при завязывании узла нити шва не должны прорезать паренхиму органа [6].

Подавляющее количество современных исследований ушивания паренхимы почки посвящено выбору шовного материала [7], технике наложения хирургического узла [8], видам швов паренхиматозных органов [9] и анализу техниче-

ских основ хирургии [6, 7]. При этом сведений об изучении механической прочности паренхимы почки в доступной литературе нам обнаружить не удалось.

Цель исследования - определение прочностных характеристик паренхимы почки и установление адекватного усилия завязывания хирургического шва без угрозы прорезывания ткани.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Изучение прочностных характеристик паренхимы почки осуществляли на образцах размером 50x10x10 мм, изъятых у трупов обоего пола возраста от 25 до 60 лет, после наступления смерти не более одних суток. Обработка фиксирующими веществами не проводилась. Участок иссекаемой паренхимы находился по *margo lateralis* переднего верхнего и переднего нижнего сегментов почки. Исследования проводились при температуре воздуха 20-24°C, влажности 60-80%, атмосферном давлении 730-740 мм. рт. ст., в условиях естественной освещенности в дневное время суток. Для предотвращения высыхания образцы периодически увлажняли физиологическим раствором. Испытания проводили в день взятия материала. В качестве хирургической нити использовался рассасывающийся плетёный гомополимер из полигликолевой кислоты «Dexon II» (Tusco Healthcare, Davis & Geck), № 2 – 5 [10]. Выбор шовного материала и нумерование нитей были обусловлены: наиболее часто встречающимися интраоперационными клиническими показаниями, требованиями к идеальному шовному материалу, строением, биодеструкцией, источником производства [6, 7, 11, 12].

Для исследования было сконструировано прорезывающее устройство по ГОСТ 14019-80, изготовленное из стали марки 12Х18Н10Т. Устройство (рис. 1) состояло из опорной плиты 1 с жестко зафиксированными двумя направляющими

стойками 2, на которых свободно скользили по вертикали подвижные упоры верхний 6 и нижний 7, с фиксацией в необходимых положениях при настройке фиксаторами 4. Платформа весового устройства 10 свободно перемещалась по вертикали относительно направляющей стойки 8 с фиксацией положения через хирургическую нить 11 на неподвижный упор 12. Хирургическая нить 11 в рабочем положении проходила через два отверстия нижнего подвижного упора 7, обхватывая испытуемый образец 3 в поперечном сечении.

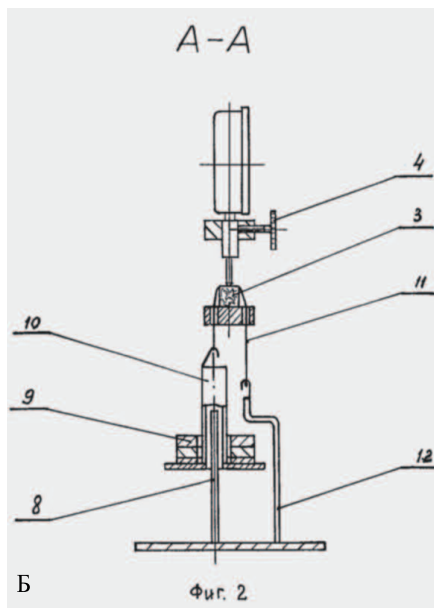
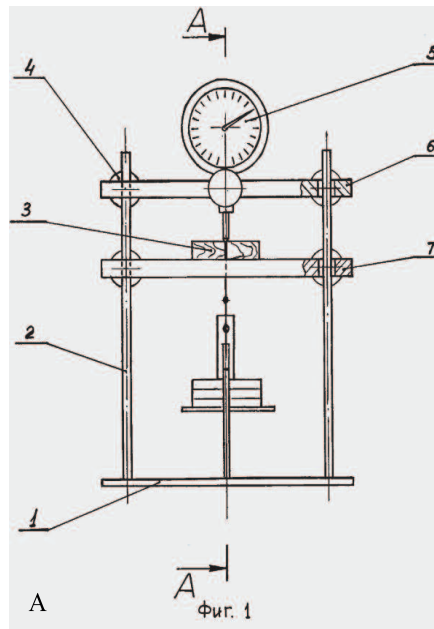


Рис. 1. Чертеж в ортогональных проекциях:
А – вид устройства спереди,
В – сечение устройства.

Принцип работы устройства.

Образец паренхимы почки 3 размером 50x10x10 мм, укладывался на нижний подвижный упор 7. Через образец в поперечном сечении перекидывалась кетгуттовая нить 11, проведенная через сквозные отверстия упора. Индикатор часового типа 5, устанавливался в вертикальном отверстии верхнего подвижного упора 6 с фиксацией стопором 4. Индикатор настраивался таким образом, чтобы утопленный подвижный упор его касался образца, после этого подвижный упор фиксировался стопорными винтами 4. Смятие образца 3 от прорезывающей хирургической нити 11 при нагружении отторженной весовой подвижной платформы 10 гирями 9 фиксировалось индикатором часового типа 5. Поэтапное нагружение платформы 10 гирями 9 производили до полного поперечного прорезывания образца паренхимы почки.

Математическая обработка полученных результатов проводилась на основе гипотез пластичности и разрушения, динамического действия нагрузок, сопротивление материалов пластическим деформациям [13]. Статистический анализ осуществляли с помощью программ «Statistica for Windows» на персональном компьютере «Pentium – 256». Показатели, подчиняющиеся нормальному распределению, представляли в виде М (среднее значение) и стандартной ошибки среднего (m). Оценка значимости определялась с помощью критерия Стьюдента [14].

РЕЗУЛЬТАТЫ

Из-за сложности задачи расчета принимали упрощающие допущения относительно свойств материала, нагрузок и характера взаимодействия материала и нагрузок [13]:

- материал тела имеет сплошное строение;
- материал образца однороден, т.е. обладает во всех точках

- одинаковыми свойствами;
- материал изотропен, т.е. обладает во всех направлениях одинаковыми свойствами;
- в теле до приложения нагрузки нет внутренних усилий;
- результат воздействия на тело системы сил равен сумме результатов воздействия тех же сил, прилагаемых к телу последовательно и в любом порядке;
- в точках тела, достаточно удаленных от мест приложения нагрузок, внутренние силы весьма мало зависят от конкретного способа приложения этих сил;
- нагрузки, действующие на образец материала могут рассматриваться как: поперечная, статическая, сосредоточенная равнодействующая сила, повторная нагрузка неустановившихся режимов.

Для установления величины связи между степенью прорезывания паренхимы почки лигатурой «Dexon II» и диаметром использованной нити производили вычисление коэффициента корреляции способом округления. Сводные данные, полученные в ходе эксперимента, представлены в таблице 1.

В табличных показателях в графе V_x (диаметр хирургической нити) и V_y (усилие прорезывания паренхимы) – приняты за зависимую переменную, X_c , X_{c^2} , Y_c , Y_{c^2} – отклонения и их квадраты, индекс C

указывает на то, что отклонения отсчитывались от округленного среднего арифметического M :

$$M_X = \frac{\sum V_x}{n} = 0.59; \quad C_X = 0.6$$

$$M_Y = \frac{\sum V_y}{n} = 359.9 \quad C_Y = 360$$

Определив C для обоих рядов, вычисляли отклонения и суммы $S_1(x)$ и $S_1(y)$:

$$S_1 = \sum V - nC;$$

$$S_1(x) = +2.52; \quad S_1(y) = -3$$

Так как $Z_c = X_c + Y_c$, то:

$$S_1(z) = S_1(x) + S_1(y) = -2.1$$

После возведения в квадрат отклонений X_c , Y_c и Z_c , и складывания, получали вторые вспомогательные суммы $S_2(x)$, $S_2(y)$ и $S_2(z)$, далее сумма квадратов центральных отклонений была равна:

$$\sum X^2 = S_2 - \frac{S_1^2}{n}$$

$$\sum X^2 = 1,66; \quad \sum Y^2 = 194098,7;$$

$$Z^2 = 194812,2$$

Сумма произведений отклонений X и Y :

$$\sum XY = \frac{\sum Z^2 - \sum X^2 - \sum Y^2}{2} = 355,9$$

Коэффициент корреляции:

$$r = \frac{\sum XY}{\sqrt{\sum X^2 \times \sum Y^2}} = 0,62$$

Ошибка коэффициента корреляции:

$$m_r = \pm \frac{1-r^2}{\sqrt{n}} = 0,119$$

Линейное корреляционное уравнение можно выразить:

$$y = M_y + r \frac{\sigma_y}{\sigma_x} (x - M_x) = 198,4X + 241$$

где:

y – значения прорезывания паренхимы почки, принятые за зависимую величину;

x – значения диаметра хирургической нити, принятые за независимую величину;

M_x и M_y – средние арифметические изучаемых свойств;

δ_x и δ_y – средние квадратичные отклонения;

r – коэффициент корреляции.

Средняя ошибка уравнения:

$$m_{xy} = \pm \delta_y \sqrt{1-r^2} = 68 \text{ г}$$

$$2 m_{xy} = 136 \text{ г}$$

График изменения усилия прорезывания паренхимы почки в зависимости от диаметра хирургической нити представлен на рисунке 2.

Установленные показатели усилия затягивания шва из хирургической нити «Dexon II» при ушивании паренхимы почки при условии отсутствия прорезывания ткани органа отражены в таблице 2.

Как представлено в таблице, с увеличением диаметра нити шовного материала необходимо прила-

Таблица 1. Показатели усилия прорезывания паренхимы почки при поэтапном нагружении образца

Кол-во опытов	Метрический размер нити	Диаметр мм (V_x)	Условный номер	V_y ($n \cdot 10^2$)	X_c	X_{c^2}	Y_c	Y_{c^2}	Z_c	Z_{c^2}
8	2	0,20-0,29	3/0	292	-0,2	0,04	-72	5857	-72,3	5884
4	3	0,30-0,39	2/0	296	-0,1	0,02	-64	6356	-63,9	6375,7
4	4	0,40-0,49	0	363	+0,4	0,16	+45	3148	+65,2	3147,2
11	5	0,50-0,59	1	430	+0,4	0,16	+100	10000	+85,4	9880,0
$\Sigma - 27$	–	–	–	97,17	+2,52	1,89	-3	194099	-2,1	194812,4

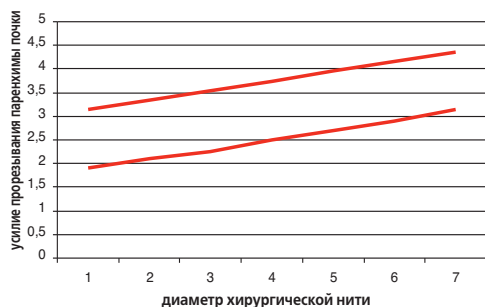


Рис. 2. Корреляционная зависимость между диаметром кетгутовой нити и усилием прорезывания паренхимы почки, где верхняя линия – уравнение прямой регрессии верхней границы интервала $y = 198,4X + 241 \text{ н} \cdot 10^{-2}$, а нижняя линия – уравнение прямой регрессии нижней границы интервала $y = 198,4X + 105 \text{ н} \cdot 10^{-2}$ (x – диаметр хирургической нити в мм).

Примечание: соответствие условного номера хирургической нити с условными показателями на оси абсцисс: 2 – 3/0; 3 – 2/0; 4 – 0; 5 – 1.

гать большую нагрузку при завязывании хирургического шва с отсутствием угрозы прорезывания паренхиматозного органа.

ОБСУЖДЕНИЕ

Как известно – хирургия это и наука, и искусство, и ремесло. В основе большей части II и III этапов (оперативного приема и выхода из операции) лежит соединение тканей. Необходимость в соединении тканей возникает при восстановлении целостности органов и структур. Можно с уверенностью сказать, что большую часть любого оперативного вмешательства составляет соединение тканей. Соединение тканей осуществляется путем наложения хирургических швов, которые обеспечивают соприкосновение тканей, их герметичность на протя-

жении определенного времени, достаточного для образования соединительного рубца. До настоящего времени ручное соединение тканей является основным видом хирургических манипуляций.

Сложность структуры человеческого организма создает определенные трудности в выборе способа и метода наложения швов на различные органы и ткани. При этом необходимо учитывать множество факторов, среди которых главное место занимают анатомическое и гистологическое строение, определяющие механическую прочность органа [15]. Степень затягивания нити необходимо соразмерять с прочностью перевязываемой ткани, так и прорезывание ее при чрезмерно затянутом узле. Затягивание каждого витка узла должно производиться с равным дозированным усилием [16]. Технически акт завязывания хирургического узла можно представить себе как мануальную манипуляцию под контролем зрения, при этом зрительно усилие завязывания узла оценивается по появлению участков прорезывания ткани органа, после чего процедура должна быть прекращена.

Человечество научилось успешно фиксировать, сохранять и передавать зрительные и звуковые образы, а вот с тактильными все гораздо сложнее. Давление или внешняя нагрузка – ключевой параметр при фиксации тактильного ощущения, поскольку это процесс динами-

ческий, а существующие методы измерения ощущения, заключаются только в описательной модальности, а не на объективных характеристиках экстероцептивных ощущений. Каждое ощущение должно обладать определенной степенью интенсивности или силы. Основная психофизиологическая концепция о силе раздражителей и соответствующих им величин ощущений описана в законе Бугера (1760) – Вебера (1830) – для того, чтобы интенсивность ощущения росла в математической прогрессии, интенсивность раздражения должна расти в геометрической прогрессии, в последствии дополненным исследованиями Г.Т. Фехнера (1860), С.С. Стивенса (1960), Ю.М.Забродина (1977) [17]. Обобщенный психофизический закон, свидетельствует о том, что характер зависимости между ощущениями и воздействующими раздражителями обусловлен осведомленностью человека о процессах ощущения. Примечательно, что полного параллелизма между интенсивностями ощущения и раздражения не существует [18]. Если обратиться к основной схеме бихевиоризма Э.Л. Торндайка (1898), то один из основных путей в достижении максимального параллелизма и повышения степени осведомленности человека – выполнение: закона упражнения (law of exercise) – при прочих равных условиях повторение акта способствует научению и облегчает последующее выполнение акта; закона использования (практики) (law of use) – акты или ассоциации, которые используются (упражняются, повторяются), тем самым усиливаются (укрепляются) по сравнению с теми, которые не используются. На наш взгляд, такое возможно путем разработки и использования симуляторов нагрузок при завязывании хирургических лигатур.

Таблица 2. Зависимость усилия затягивания хирургического шва от диаметра шовного материала

Метрический размер нити	Диаметр нити мм (Vx)	Условный номер нити	Усилие затягивания (н)
2	0,20-0,29	3/0	2,16
3	0,30-0,39	2/0	2,04
4	0,40-0,49	0	2,24
5	0,50-0,59	1	2,43

Примечание: 1н = 100 г

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, чем бóльший диаметр полигликолидной синтетической хирургической нити (метрический размер, условный номер), тем бóльшее усилие необходимо прилагать

оператору для затягивания ручного шва в ходе интраоперационного ушивания паренхимы почки, без угрозы ее прорезывания, а альтернатива использования конкретного номера нити входит в прерогативу хирурга. Экспериментально установленное усилие

завязывания узлового простого шва следует тренировать на силовом симуляторе для формирования мануальных тактильных ощущений и повышения адекватности этапа ушивания ткани органа. Это является предметом наших дальнейших исследований. ■

Резюме:

Настоящее исследование посвящено определению прочностных характеристик паренхимы почки и установлению адекватного усилия завязывания хирургического шва без угрозы прорезывания ткани. Изучение прочностных характеристик паренхимы почки осуществляли на образцах, изъятых у трупов обоего пола. В качестве хирургической нити использовался «Dexon II». Для исследования было сконструировано оригинальное прорезывающее устройство. Математическая обработка полученных результатов проводилась на основе гипотез сопротивления материалов пластическим деформациям. В ходе эксперимента установлена прямая корреляционная зависимость между диаметром хирургической нити и прорезыванием ею паренхимы почки. Показатели усилия затягивания шва свидетельствовали о том, что с увеличением диаметра нити шовного материала необходимо прилагать бóльшую нагрузку при завязывании хирургического шва с отсутствием угрозы прорезывания почки. Установленное усилие завязывания шва следует тренировать на силовом симуляторе для формирования мануальных тактильных ощущений хирурга.

Ключевые слова: прочность почки, хирургическая нить, усилие затягивания шва.

Key words: kidney durability, suture, tightening, of the surgical suture.

ЛИТЕРАТУРА

1. Переверзев А.С. Острая травма в урологии. // Материалы межрегиональной научно-практической конференции урологов «Травма мочеполовых органов». Харьков: Харьковский институт усовершенствования врачей. 1993. С. 3-19.
2. Литвин А.А. Местный гемостаз в хирургии поврежденных печени и селезенки. // Хирургия. 2000. N 4. С. 74-76.
3. Сулов В.В. Интенсивная терапия и обезболивание в урологии. Киев: Здоров'я; 1981. 189 с.
4. Сабитов Ш.Р. Органосохраняющие принципы гемостаза при повреждениях паренхиматозных органов (печени, селезенки и почек): Автореф. дисс. ... д-ра мед. наук. М., 2006. 34с.
5. Александр Р. Биомеханика. М.: Мир; 1970. 341 с.
6. Слепцов И.В. Узлы в хирургии. СПб.: Салит-Медкнига; 2000. с. 176.
7. Шалимов А.А., Фурманов Ю.А., Соломко А.В. Игла, нить, шов – технические основы хирургии // Клиническая хирургия. 1981. N 10. С. 61-67.
8. Буянов В.М., Егиев В.Н., Удотов О.А. Хирургический шов. М.: Медицина; 2001. 112 с.
9. Цивьян А.Л. Способ гемостаза при резекции почки. // Вестник хирургии. 1992; 1: 92-93.
10. Адамян А.А., Винокурова Т.И., Новикова О.А., Гаврилюк Н.Н., Сергеев В.П. Система обозначения хирургических шовных материалов. // Хирургия. 1990. N 12. С. 77-79.
11. Вайнберг З.С. Травма органов мочеполовой системы. М.: Медпрактика-М, 2006. С. 33-77.
12. Переверзев А.С., Россихин, Моисеев А.В., Мыско С.Я., Капиль К. Джунеджа Шовный материал в урологии. // Урология и нефрология. 1997. N 4. С. 36-39.
13. Степин П.А. Сопротивление материалов: Учебник для машиностроит. спец. вузов. М.: Высшая школа; 1983. 303 с.
14. Лихолетов И.И., Мацкевич И.П. Руководство к решению задач по высшей математике, теории вероятностей и математической статистике. Минск: Высшая школа; 1969. 454 с.
15. Мальков Б.О. Соединение тканей в хирургии. Черновцы: Редакционно-издательский отдел облполиграфиздата; 1992. 110 с.
16. Хай Г.А. Ассистирование при хирургических операциях. СПб.: Гиппократ; 1998. 382 с.
17. Данилова Н.Н. Психофизиология: Учебник для вузов. М.: Аспект Пресс; 2000. 373 с.
18. Столяренко Л.Д. Основы психологии. 3-е изд., перераб. и доп.. Ростов н/Д; 2000. 672 с.