

Баллонная дилатация мочеточника. Концепция управляемого разрыва

*О. К. Зенин, А. В. Дмитриев, К. Н. Хацько, П. В. Кудымов, Я. С. Селин

Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького, Донецк, Украина

*Corresponding author: E-mail: zen.olegz@gmail.com

Balloon ureteral dilatation. Conception of the managed rupture

O. K. Zenin, A. V. Dmitriev, K. N. Khatsko, P. V. Kudymov, Ya. S. Selin

The investigation of the elastic properties of the ureter was performed *in vitro*. Ureter segments obtained after autopsies were used as material for this study. It was revealed that the increasing of the inner diameter of the ureter led to the decreasing of its elasticity. It was proved that the index of the ureter's elasticity depends neither on the wall's thickness, nor on the patient's age. An improved technique of investigation of the elastic properties of the ureter was used. The additional registration of acoustic emission was the original innovation that made it possible to reveal the point of conversion of the elastic deformation of the ureter to the plastic ones as well as calculate the index, which properly characterized the elastic properties of the ureter.

Key words: balloon dilatation, ureter, elasticity.

Исследование эластических свойств мочеточника было осуществлено в искусственных условиях. Материал для изучения – сегменты мочеточника, полученные после аутопсии. Было выявлено, что увеличение внутреннего диаметра мочеточника приводило к снижению его эластичности. Таким образом, было доказано, что индексы эластичности мочеточника не зависят от толщины его стенки или от возраста пациента. Техника исследования эластических свойств мочеточника была усовершенствована. Дополнительная регистрация звукопередачи является оригинальным новшеством, что дает возможность выявить точку конверсии эластических структур мочеточника с пластиковым. Подсчитать индекс, который характеризует эластические свойства самого мочеточника.

Ключевые слова: баллонный расширитель, мочеточник, эластичность.

Актуальность темы

Лечение стриктур мочеточника является одним из наиболее сложных вопросов современной урологии [5].

Традиционным методом выбора в лечении данной патологии считались реконструктивно-пластические операции, направленные на восстановление анатомической и функциональной целостности мочевых путей и сохранение органа [4, 7, 9, 11, 12].

Однако, в последние два десятилетия, в связи с развитием эндоурологии [6, 7, 12], появились новые малоинвазивные рентген-эндоскопические методы лечения.

Одним из наиболее эффективных и перспективных современных методов лечения стриктур мочеточника различной этиологии является баллонная дилатация (БД) [2].

Несмотря на малоинвазивность и относительную простоту выполнения БД, ее эффективность определяется взаимосвязью эмпирического увеличения давления в баллоне и субъективными методами визуального рентген-флюороскопического контроля. Это, с одной стороны, может приводить к недостаточному растяжению стриктуры и не решает проблемы (так как прочность ее определяется причинными и временными факторами возникновения), а с другой стороны, к неконтролируемому разрыву стенки мочеточника.

В настоящее время отсутствуют надежные объективные методы исследования, позволяющие определить момент появления повреждений стенки мочеточника (предел его упругости), а также прогнозировать возникновение травмы мочеточника в ходе проведения эндоскопических вмешательств на нем.

Целью нашей работы явилось исследование упругих свойств мочеточника «*in vitro*» и разработка основных принципов контролируемой баллонной дилатации.

Материал и методы

Материалом для исследования служили поперечные сегменты мочеточника, полученные при аутопсии по общепринятой методике у лиц, умерших от заболеваний, не связанных с патологией органов мочевыделительной системы, не позднее 12 часов с момента наступления смерти и были исследованы в течение ближайших двух часов. Всего было исследовано 29 мочеточников. Брали по одному сегменту длиной 22 мм, в верхней (в/3) или нижней трети (н/3) мочеточника. Возраст пострадавших находился в пределах от 45 до 70 лет. Среди пострадавших было 12 мужчин и 17 женщин.

Первоначально определяли следующие биометрические параметры мочеточника: C – длина окружности внутренних слоев мочеточника, H – толщина стенки мочеточника. Инструментальная погрешность измерения составляла 0,01 мм.

Рассчитывали величины внутреннего диаметра – D (м) и объема ткани участка мочеточника – V_w (m^3) по формулам:

$$A) D = C/\pi;$$

$$B) V_w = L \times C \times H [8]. \text{ Где } L - \text{ длина сегмента мочеточника (постоянная для всех случаев – 22 мм).}$$

Исследование упругости стенки мочеточника проводили с помощью аппаратно-программного комплекса (АПК) “Visual” [1].

В полость сегмента мочеточника вводили жидкость, измеряли величины давления в просвете баллона и объема введенной жидкости, с одновременной регистрацией сигналов акустической эмиссии (АЭ), по которым определяли предел упругости мочеточника (начало его разрушения). Величину, количественно характеризующую упругие свойства мочеточника, рассчитывали из соотношения давление-объем в момент достижения стенкой мочеточника предела упругости.

В предыдущих исследованиях [14] величину упругости рассчитывали по формуле:

$$1/E = V_0^{1/3}/S(V^{1/3}-V_0^{1/3}) (1),$$

где: E – показатель упругости, S – показатель прочности, V – объем полости биообъекта в момент его видимого разрушения, V_0 – начальный объем полости биообъекта. Показатель прочности рассчитывали по формуле:

$$S = P(3V + W)/2W (2),$$

где: S – показатель прочности, P – давление, в момент видимого разрушения биообъекта, V – объем полости биообъекта, в момент его видимого разрушения, W – объем стенок биообъекта.

Как видно, расчет количественного показателя упругости, при проводимых ранее исследованиях, основывался на показателях давления и объема в момент видимого разрушения исследуемого объекта, т.е., когда он достиг предела упругости и ведет себя уже не как упругое, а как пластическое тело.

Для повышения точности расчетов, мы определяли момент перехода упругих деформаций мочеточника в пластические с помощью регистрации сигналов акустической эмиссии (АЭ) [13]. В момент возникновения данных сигналов визуально определяемых признаков разрушения стенки мочеточника не было.

Показатель упругости рассчитывали по формуле:

$$1/E = V_0^{1/3}/P(V^{1/3}-V_0^{1/3}) (3),$$

где: E – показатель упругости, P – давление в полости исследуемого сегмента мочеточника в момент появления сигналов АЭ, V – объем полости мочеточника в момент появления сигналов АЭ, V_0 – исходный объем полости исследуемого сегмента мочеточника.

Результаты и их обсуждение

Суммарная статистика основных морфометрических и биомеханических параметров мочеточника представлена в таблице 1.

Как следует из представленного в таблице, распределения величин диаметра мочеточника приближаются к нормальному закону, а распределения значений толщины, возраста, давления, объема, модуля объемной упругости V_0 – отличны от нормального (значения асимметрии – Skewnesse 0 и эксцесса Kurtosis меньше 3 [3]), что обуславливает выбор непараметрических статистических методов исследования и использование для последующего анализа результатов, таких характеристик распределения как медиана, квартили и другие. Таблица 1

Следующим этапом нашего исследования явилась попытка установления возможных корреляционных зависимостей между изучаемыми показателями с использованием непараметрического корреляционного анализа Спирмена (табл. 2).

Установлено отсутствие достоверных корреляционных зависимостей между V_0 – E , V_w – E , H – E , age – E , E – V . Уровень значимости больше 0,05. Слабые корреляционные зависимости установлены не были. Средние по силе отрицательные зависимости обнаружены между D – E . Сильные положительные корреляционные зависимости определены между E – P . Проведенное нами исследование показало, что показатели упругости мочеточника не зависят от толщины стенки, возраста пациента, объема вводимой в полость баллона жидкости. Увеличение внутреннего диаметра мочеточника, приводит к уменьшению

Таблица 1

Суммарная статистика исследуемых морфометрических показателей мочеточника человека и показателя упругости

	Среднее	Минимум	Максимум	Дисперсия	Стандартное отклонение	Стандартная ошибка среднего	Асимметрия	Эксцесс
P (кПа)	279	150	500	7413	86	16	0,97	0,6
V (м ³ × 10 ⁻⁹)	2,6	1,96	3,92	0,2	0,4	0,08	1,02	1,4
E (кПа)	889,5	448,3	1589	77171	277,8	51,6	1	0,8
Возраст (г)	54,7	45	70	71,1	8,4	1,6	0,99	-0,6
H (м × 10 ⁻⁵)	32,6	18	50	82,8	9,1	1,7	0,6	-0,7
D (м × 10 ⁻³)	3,5	2,2	4,8	0,4	0,6	0,1	0,1	-0,6
V_w (м ³ × 10 ⁻⁸)	7,7	4,8	14,3	5,8	2,4	0,45	1,2	1,5
V₀ (м ³ × 10 ⁻¹⁰)	2,8	1,8	4,8	0,7	0,8	0,15	1	0,15

Примечание: P – давление в момент появления первых сигналов АЭ, V – объем в момент появления первых сигналов АЭ, E – модуль объемной упругости, H – толщина стенки, D – внутренний диаметр, V_w – объем ткани сегмента мочеточника, V₀ – объем жидкости при внутреннем давлении 13,3 кПа.

Таблица 2

Результаты корреляционного анализа упругости мочеточника от величины морфометрических показателей

	P	V	Age	H	V_w	V₀	D
E	6,7E-17 (r=0,96)	0,46 (r=-0,14)	0,95 (r=0,01)	0,27 (r=0,2)	0,57 (r=-0,1)	0,07 (r=-0,33)	0,055 (r=-0,36)

Примечание: верхняя цифра в паре значений p – уровень значимости, нижняя r – коэффициент корреляции Спирмена, D – внутренний диаметр мочеточника, V₀ – объем жидкости при внутреннем давлении 13,3 кПа, V_w – объем ткани сегмента мочеточника, H – толщина стенки, Age – возраст, E – модуль объемной упругости, V – объем несжимаемой жидкости в момент появления первых сигналов АЭ, P – давление в момент появления первых сигналов АЭ.

упругости его стенки. Это еще раз подтверждает хорошо известную зависимость между прочностью физических объектов и их размерами – с увеличением размеров прочность уменьшается [10].

Выводы

1. Предложенная методика исследования позволяет определить и точно рассчитать величину, количественно характеризующую упругие свойства стенки мочеточника.
2. Показатели упругости мочеточника не зависят от толщины стенки и возраста пациента. Единственным морфометрическим показателем, определяющим показатель упругости стенки мочеточника, является диаметр мочеточника.
3. Проведение баллонной дилатации стриктуры мочеточника с одновременной регистрацией сигналов акустической эмиссии, позволяет выполнять процедуру по принципу «обратной связи» с четким контролем начинающего разрыва мочеточника.

Литература

1. Аппаратно-программный комплекс "Visual" для автоматизации проведения процедуры баллонной ангиопластики / Цитрин А.Г., Лашин А.В., Зенин О.К., Белоусов В.В., Шляховер В.Е. / Искусственный интеллект, – 2001, – №1, – С.111-118.
2. Арустамов Д.А., Ахмедов Р.Н. Оценка эффективности баллонной дилатации в лечении рубцовых стриктур мочеочника в эксперименте // 8-й Всероссийский съезд урологов: Тез. – М., 1988. – С.162-163.
3. Боровиков В.П., Боровиков И.П. Статистический анализ и обработка данных в среде Windows. – М. Информационно-издательский дом "Филинъ", – 1997. – 608 с.
4. Диагностика и лечение стриктуры мочеочника при гинекологической патологии / Краснопольский В.И., Буянова С.Н., Бабурина И.П. и др. // Акушерство и гинекология. – 1990. – №2. – С.52-54.
5. Застосування балонної дилатації для лікування хворих з набутими стриктурами сечоводів / Возіанов О.Ф., Черненко В.В., Возіанов С.О., Черненко Д.В. // Урологія. – 2001. – №1. – С.25-27.2. Лопаткин Н.А., Люлько А.В. Аномалии мочеполовой системы. – Киев, 1987.
6. Мартов А.Г. Перспективы современной рентгенэндоскопической урологии: Актовая речь. – М., 1995.
7. Мартов А.Г. Рентгенэндоскопические методы диагностики и лечения почек и верхних мочевых путей: Дисс. д-ра мед.наук. – М., 1993.
8. Пурия Б.А., Касьянов В.А. Биомеханика крупных кровеносных сосудов человека. – Рига "Зинатне", - 1980. – 258с.
9. Федоров С.П. Хирургия почек и мочеочников. – М.; Пб, 1923-1926. – Вып.1.
10. Фейнман Р., Лейтон Р., Сендс М. Физика сплошных сред. - М. Мир. – 1977. – 287 с.
11. Brooks J.D., Kavoussi L.R., Preminger G.M. et al. // Urology. – 1995. – vol. 46, N 6. – P. 791-795.
12. Controversies in Endourology / Ed. A. Smith. – Philadelphia, 1995. – P.274.
13. In Vitro Identification of Angioplasty-Induced Injury by Use of Vascular Acoustic Emissions /Vonesh M.J., Mockros L.F., Davidson C.J., and other // Circulation. – Vol.95, №4. – 1997. – P.1022-1028.
14. Shlyachover V.E., Zenin O.K. Mechanical characteristics of totally ischaemic heart//Cardiovasc. Res. – 1993. – № 27. – P.807-810.

Влияние золотых наночастиц на морфологию лимфатических узлов в эксперименте

***О. В. Злобина, С. С. Пахомий, И. И. Дорошенко, А. Б. Бучарская**

ГОУ ВПО Саратовский Государственный Медицинский Университет им. В.И. Разумовского Саратов, Россия

*Corresponding author: E-mail: ZlobinaOW@rambler.ru

Experimental effects of gold nanoparticles on the morphology of lymph nodes

O. V. Zlobina, S. S. Pahomii, I. I. Doroshenko, A. B. Bucharskaia

It was investigated the influence of gold nanoparticles with different size (1-3 nm, 15 nm and 50 nm) on the morphokinetics of mesenterial lymphatic node cell populations of healthy laboratory animals. It was established that the oral administration of gold nanoparticles caused the changes of morphokinetics of mesenterial lymphatic node cell populations. The morphological reorganizations in the mesenterial lymphatic nodes testified about activation of migration processes, the proliferation and differentiation processes of immunocompetent cells, which assumes the presence of immunomodulating action of gold nanoparticles.

Key words: gold nanoparticles, mesenterial lymphatic node, cell populations.

Было исследовано влияние золотых наночастиц различного размера (1-3 нм, 15 нм и 50 нм) на морфокинетику и популяцию клеток мезентериальных лимфатических узлов у здоровых лабораторных животных. Было установлено, что пероральное введение золотых наночастиц вызывало изменение морфокинетики и популяции клеток мезентериальных лимфатических узлов. Морфологическая перестройка в мезентериальных лимфатических узлах свидетельствует об активации миграционных, пролиферационных процессов и дифференцировки в иммунокомпетентных клетках, которые принимают на себя иммуномоделирующее действие золотых наночастиц.

Ключевые слова: золотые наночастицы, лимфатический узел, популяции клеток.

К настоящему моменту опубликовано большое количество работ по использованию золотых наночастиц (ЗНЧ) в различных областях нанобиотехнологии. Наряду с апробированными применениями, в последние годы ЗНЧ начинают активно использоваться в различных областях наномедицины в диагностических и