

<https://doi.org/10.29188/2222-8543-2021-14-1-26-30>

Тулиевая и гольмиевая уретеролитотрипсия: оценка термического воздействия на мочеточник путем измерения температуры ирригационной жидкости в условиях *in vitro*

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

С.В. Попов^{1,2}, И.Н. Орлов¹, Д.А. Сытник¹, М.М. Сулейманов¹, И.С. Пазин¹, Е.А. Гринь¹, И.Ю. Пестряков³

¹ Городской центр эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ Клиническая больница Святителя Луки; д. 46, ул. Чугунная, Санкт-Петербург, 194044, Россия

² Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова; д. 6, ул. Лебедева, Санкт-Петербург, 194144, Россия

³ ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова» МЗ РФ; д. 47, Пискаревский пр-кт, Санкт-Петербург, 195067, Россия

Контакт: Гринь Евгений Александрович, sv.lukaendouro@gmail.com

Аннотация:

Введение. Мочекаменная болезнь относится к одному из самых распространенных заболеваний органов мочеполовой системы, с которым встречается уролог в своей повседневной практике. При локализации камня в мочеточнике часто требуется выполнение оперативного вмешательства с целью восстановления пассажа мочи и профилактики развития обструктивного пиелонефрита. В настоящее время «золотым стандартом» хирургического лечения конкрементов мочеточника считается уретеролитотрипсия, во время которой для разрушения конкремента используется энергия гольмиевого или тулиевого лазера. Термическое воздействие на стенку мочеточника при использовании лазера считается одной из причин развития послеоперационных стриктур мочеточника.

Цель исследования. Сравнение *in vitro* термального воздействия этих видов лазера на стенку мочеточника путем оценки изменения температуры ирригационной жидкости при их использовании.

Материалы и методы. В водную среду с температурой 36°C, помещалась трубка диаметром 5 мм, которая имитировала мочеточник. В ее просвет, на расстоянии 3 мм от лазерного волокна, устанавливался температурный датчик (HI 98509 Checktemp 1). Фиксировались время достижения ирригационной жидкостью температуры 43°C, а также ее температура при длительности импульса 3 секунды при скорости ирригации 25 и 50 мл/сек в режимах распыления и фрагментации.

Результаты и обсуждение. Выявлено, что при использовании тулиевого лазера, вне зависимости от скорости подачи ирригационной жидкости, повышение ее температуры до 43°C достигается за более длительное время. Также более низкая температура ирригационной жидкости при длительности импульса 3 секунды регистрируется при использовании тулиевого лазера. Полученные данные позволяют нам предположить, что использование тулиевого лазера сопровождается меньшим термическим эффектом на стенку мочеточника.

Заключение. В данном исследовании мы выявили, что при использовании тулиевого лазера (Fiberlase U2) в режимах фрагментации и распыления наблюдается более медленное повышение температуры ирригационной жидкости, чем при использовании гольмиевого лазера (Lumenis VersaPulse 100W) вне зависимости от скорости ирригации. При трехсекундном импульсе более низкая температура ирригационной жидкости была зарегистрирована во время использования тулиевого лазера.

Ключевые слова: мочекаменная болезнь; уретеролитотрипсия; тулиевый лазер; гольмиевый лазер; ирригационная жидкость.

Для цитирования: Попов С.В., Орлов И.Н., Сытник Д.А., Сулейманов М.М., Пазин И.С., Гринь Е.А., Пестряков И.Ю. Тулиевая и гольмиевая уретеролитотрипсия: оценка термического воздействия на мочеточник, путем измерения температуры ирригационной жидкости в условиях *in vitro*. Экспериментальная и клиническая урология 2021;14(1):26-30, <https://doi.org/10.29188/2222-8543-2021-14-1-26-30>

<https://doi.org/10.29188/2222-8543-2021-14-1-26-30>

Thulium and holmium ureterolithotripsy: evaluation of thermal effects on the ureter by measuring the temperature of the irrigation fluid *in vitro*

EXPERIMENTAL STUDY

S. V. Popov^{1,2}, I. N. Orlov¹, D. A. Sytnik¹, M. M. Suleimanov¹, I. S. Pazin¹, E. A. Grin¹, I. Yu. Pestriakov³

¹ City centre of endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital; 46, Chugunnaya str., St. Petersburg, 194044, Russia

² Medico-military academy named after S. M. Kirov; 6, Lebedeva str., St. Petersburg, 194144, Russia

³ North-Western medical university named after I. I. Mechnikov; 47, Piskarevsky ave, St. Petersburg, 195067, Russia

Contacts: Evgeniy A. Grin, sv.lukaendouro@gmail.com

Summary:

Introduction. Urolithiasis refers to one of the most common diseases of the genitourinary system, which the urologist meets in his daily practice. When a stone is located in the ureter, surgical intervention is often required to restore the passage of urine and prevent the development of obstructive pyelonephritis. Currently, the holmium or thulium laser ureterolithotripsy is considered the «gold standard» of surgical treatment of ureteral calculi. The thermal effect on the ureteral wall when using a laser may be one of the reasons for the postoperative ureteral strictures development. The aim of our study is to compare *in vitro* thermal effects of these types of laser on the ureter wall by eval-

uating the change in the temperature of the irrigation fluid when they are used.

Materials and methods. A tube with a diameter of 5 mm, which imitated the ureter, was placed in an aqueous medium with a temperature of 36°C. A temperature sensor (HI 98509 Checktemp 1) was installed in its lumen, at a 3 mm distance from the laser fiber. The time when the irrigation fluid reaches a temperature of 43°C, as well as its temperature at a pulse duration of 3 seconds at an irrigation rate of 25 and 50 ml/sec in the dusting and fragmentation modes, were recorded.

Results and discussion. It was found that when using a thulium laser, regardless of the flow rate of the irrigation fluid, an increase in its temperature to 43°C is achieved for a longer time. Also, a lower temperature of the irrigation fluid with a pulse duration of 3 seconds is recorded using thulium laser. The obtained data allow us to assume that the use of a thulium laser is accompanied by a lower thermal effect on the ureter wall.

Conclusion. In this study, we found that when using a thulium laser (Fiberlase U2) in the fragmentation and sputtering modes, a slower increase in the temperature of the irrigation liquid is observed than when using a holmium laser (Lumenis VersaPulse 100W), regardless of the irrigation speed. At a 3 second pulse, a lower temperature of the irrigation fluid was recorded during the use of the thulium laser.

Key words: urolithiasis; ureterolithotripsy; thulium laser; holmium laser; irrigation fluid.

For citation: Popov S.V., Orlov I.N., Sytnik D.A., Suleimanov M.M., Pazin I.S., Grin E.A., Pestriakov I.Yu. Thulium and holmium ureterolithotripsy: evaluation of thermal effects on the ureter by measuring the temperature of the irrigation fluid *in vitro*. *Experimental and Clinical Urology* 2021;14(1):26-30. <https://doi.org/10.29188/2222-8543-2021-14-1-26-30>

ВВЕДЕНИЕ

Мочекаменная болезнь – одно из наиболее часто встречающихся в практике уролога заболеваний. Локализация конкремента в мочеточнике нередко требует проведения оперативного лечения, «золотым» стандартом которого, вне зависимости от состава конкремента, в настоящее время считается уретеролитотрипсия с применением гольмиевого лазера [1, 2, 3].

Гольмиевый лазер представляет собой длинноволновый импульсный лазер, который разрушает конкременты при помощи оптомеханического/фотоакустического механизмов, и в основном при помощи фото-термического эффекта [4].

Ежегодно число уретеролитотрипсий во всем мире растет. Вместе с этим наблюдается увеличение числа послеоперационных стриктур и облитераций мочеточника. Осложнения, вызванные уретероскопией, такие как повреждения мочеточника и формирование стриктуры, могут быть вызваны смещением акустической и фотонной энергии. Однако другой причиной данных повреждений может быть прямое термическое воздействие на мочеточник.

В настоящее время многочисленные исследования *in vitro* по всему миру подтвердили, что гольмиевый лазер действительно повышает температуру ирригационной жидкости в области литотрипсии.

Уретеролитотрипсия при помощи тулиевого лазера является хорошей альтернативой гольмиевому лазеру [5].

По данным M. Urano, ирригационная жидкость, нагреваемая до 43°C, оказывает цитотоксическое действие на стенку мочеточника [6].

Мы создали модель мочеточника *in vitro* во время лазерной литотрипсии для оценки термического воздействия на стенку мочеточника путем измерения температуры ирригационной жидкости.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В условиях *in vitro*, в водной среде температура которой составляла 36°C, была размещена трубка диамет-

ром 5 мм, имитирующая мочеточник. В просвет трубки, на расстоянии 3 мм от лазерного волокна, помещался температурный датчик (HI 98509 Checktemp 1).

Характеристики HI 98509 Checktemp 1: точность измерения $\pm 0,2^\circ\text{C}$; диапазон измерения: от $-50,0$ до $+150,0^\circ\text{C}$; датчик стальной, 160 мм, диаметр = 3,6 мм.

В исследовании использовались гольмиевый лазер Lumenis VersaPulse 100W и тулиевый лазера FiberLase U2, IPG Photonics.

Толщина лазерного волокна у гольмиевого и тулиевого лазеров составляла 200 мкм.

Исходная температура ирригационной жидкости составляла 22°C. В ходе исследования температура измерялась без подачи ирригационной жидкости, а также при скорости ирригации 25 мл/мин и 50 мл/мин.

В режимах распыления и фрагментации настройки тулиевого и гольмиевого лазеров были одинаковыми: $0,2 \times 30 \text{ Hz}$ и $0,6 \times 10 \text{ Hz}$ соответственно.

Все измерения проводились трехкратно. Оценивались продолжительность лазерной литотрипсии, необходимая для повышения температуры ирригационной жидкости до 43°C, а также изменения температуры ирригационной жидкости при воздействии лазерной энергии с длительностью импульса 3 секунды.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Время, необходимое для достижения температуры ирригационной жидкости 43°C при различной скорости ирригации, представлено в таблицы 1 и 2.

Данная температура была достигнута за более длительное время при использовании тулиевого лазера вне зависимости от примененного режима и скорости подачи ирригационной жидкости.

Температура ирригационной жидкости при длительности импульса 3 секунды в различных режимах и при разной скорости ирригации представлена в таблицах 3 и 4, из которых видно, что при использовании тулиевого лазера в режиме фрагментации регистрировалась более низкая температура. ■

Таблица 1. Время достижения температуры ирригационной жидкости 43°C при различной скорости ирригации в режиме распыления

Table 1. Time to reaching by irrigation fluid temperature of 43°C in different irrigation speed in the dusting mode

Лазер Laser type	Без ирригации HBO group	Скорость подачи ирригационной жидкости Irrigation velocity	
		25 мл/мин 25 ml/sec	50 мл/мин 50 ml/sec
Тулиевый, сек. Thulium, sec.	23,87	25,93	30,16
Гольмиевый, сек. Holmium, sec.	18,53	20,51	27,61
p	<0,05	<0,05	<0,05

Таблица 2. Время достижения температуры ирригационной жидкости 43°C при различной скорости ирригации в режиме фрагментации

Table 2. Time to reaching by irrigation fluid temperature of 43°C in different irrigation speed in the fragmentation mode

Лазер Laser type	Без ирригации HBO group	Скорость подачи ирригационной жидкости Irrigation velocity	
		25 мл/мин 25 ml/sec	50 мл/мин 50 ml/sec
Тулиевый, сек. Thulium, sec.	34,36	37,9	38,06
Гольмиевый, сек. Holmium, sec.	30,42	35,93	37,86
p	<0,05	<0,05	<0,05

Таблица 3. Температура ирригационной жидкости, достигаемая при длительности импульса 3 секунды, при различной скорости ирригации в режиме распыления

Table 3. The temperature of the irrigation fluid achieved with a pulse duration of 3 seconds at different irrigation speeds in the dusting mode

Лазер Laser type	Без ирригации HBO group	Скорость подачи ирригационной жидкости Irrigation velocity	
		25 мл/мин 25 ml/sec	50 мл/мин 50 ml/sec
Тулиевый, сек. Thulium, sec.	37,8	37,7	36,9
Гольмиевый, сек. Holmium, sec.	37,9	37,7	37,2
p	>0,05	>0,05	>0,05

Таблица 4. Температура ирригационной жидкости, достигаемая при длительности импульса 3 секунды, при различной скорости ирригации в режиме распыления

Table 4. The temperature of the irrigation fluid achieved with a pulse duration of 3 seconds at different irrigation speeds in the dusting mode

Лазер Laser type	Без ирригации HBO group	Скорость подачи ирригационной жидкости Irrigation velocity	
		25 мл/мин 25 ml/sec	50 мл/мин 50 ml/sec
Тулиевый, сек. Thulium, sec.	37,3	37,0	36,8
Гольмиевый, сек. Holmium, sec.	37,7	37,3	37,0
p	<0,05	<0,05	<0,05

ОБСУЖДЕНИЕ

Совершенствование малоинвазивных методов лечения мочекаменной болезни привело к широкому использованию уретеролитотрипсии с помощью гольмиевого лазера для лечения пациентов с камнями мочеточников. Однако также отмечена тенденция к увеличению частоты послеоперационных стриктур мочеточника, поэтому профилактика их формирования остается актуальной проблемой.

В качестве одного из факторов, приводящих к формированию послеоперационных стриктур мочеточника, считается термическое повреждение его стенки при использовании лазерной энергии во время уретеролитотрипсии.

С момента внедрения в клиническую практику в 1990-е годы Ho:YAG стал наиболее распространенным типом лазера, который используется для лечения пациентов с мочекаменной болезнью [7, 8].

Лазеры быстро генерируют и аккумулируют энергию в воде, стимулируя быстрое образование и расширение сферического плазменного кавитационного пузыря на конце лазерного волокна. Этот пузырь расширяется симметрично, затем интенсивно разрушается, высвобождая сильную фотоакустическую ударную волну [9, 10].

Лазеры существенно отличаются по длине волны и ширине импульса. Ho:YAG с длиной волны 2120 нм близок к пику поглощения воды (1940 нм) и обычно используется с длительностью импульса 500 мкс, более длительной, чем у предыдущих лазеров. Паровой пузырь от импульса Ho:YAG не приводит к значительным кавитационным ударным колебаниям, и литотрипсия происходит задолго до того, как паровой пузырь разрушается. Это свидетельствует о том, что акустический удар не является первичным механизмом дробления камня. Разрушение конкремента обеспечивается прямым поглощением им фотонной энергии, что вызывает его плавление и фрагментацию [11, 12].

Тулиевый лазер представляет собой очень тонкое и длинное волокно, состоящее из диоксида кремния, которое покрыто ионами тулия. Генерируемый им лазерный луч имеет длину волны 1940 нм и может работать в непрерывном или импульсном режиме с большим диапазоном различных настроек энергии, частоты и формы импульсов.

Тулиевый лазер идеально подходит для литотрипсии благодаря более высокому коэффициенту поглощения излучаемой им длины волны и способности работать при произвольных временных импульсных профилях.

Время тепловой диффузии играет важную роль в отношении безопасности литотрипсии. Если длительность лазерного импульса больше, чем время тепловой диффузии, тепловая энергия выходит за область погло-

щения, вызывая тем самым повреждения окружающих тканей, такие как коагуляция и карбонизации [13].

Эксперименты с повышением температуры в мочеточнике *in vitro* и на животных доказали возникновение клеточной деструкции при температурах в диапазоне от 41 до 47°C. Этот цитотоксический эффект экспоненциально усиливается при температурах выше 43°C («breakpoint») [14-16].

При использовании тулиевого лазера отмечается более высокая скорость фрагментации камня [16].

В исследованиях *in vitro* также доказана роль ограничения (до 39°C) повышения температуры ирригационной жидкости для снижения вероятности повреждения мочеточника [16].

Результаты нашего исследования доказали, что при использовании тулиевого лазера требуется больше времени для достижения температуры ирригационной жидкости 43°C. Более низкая температура, достигаемая при длительности импульса 3 секунды была зарегистрирована при использовании тулиевого лазера (рис. 1 и 2). Полученные данные позволяют нам предположить, что использование тулиевого лазера сопровождается меньшим термическим эффектом на стенку мочеточника. ❏

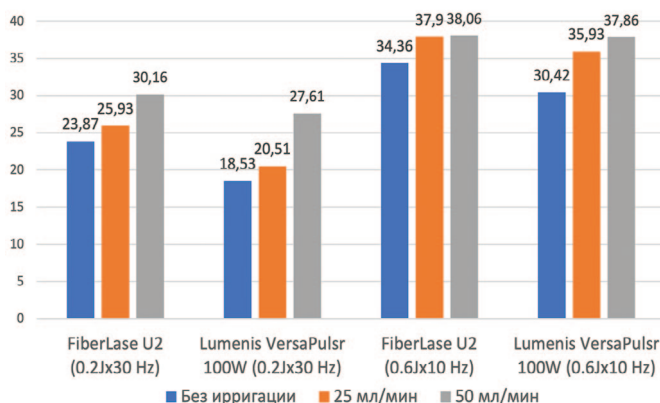


Рис. 1. Время, необходимое для достижения температуры ирригационной жидкости в 43°C при использовании режимов распыления и фрагментации

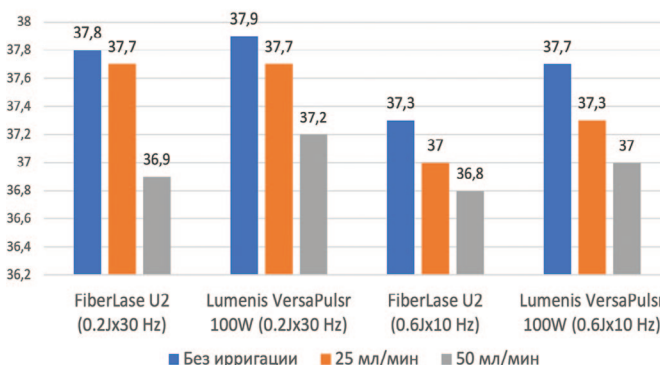


Рис. 2. Температура ирригационной жидкости при воздействии лазерной энергии длительностью в 3 секунды при использовании режимов распыления и фрагментации

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном исследовании мы выявили, что при использовании тулиевого лазера (Fiberlase U2) в режимах фрагментации и распыления наблюдается более медлен-

ное повышение температуры ирригационной жидкости, чем при использовании гольмиевого лазера (Lumenis VersaPulse 100W). При трехсекундном импульсе более низкая температура ирригационной жидкости была зарегистрирована во время использования тулиевого лазера. ■

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Vassar GJ, Chan KF, Teichman JM, Glickman RD, Weintraub ST, Pfefer TJ, et al. Holmium: YAG lithotripsy: photothermal mechanism. *J Endourol* 1999;13(3):181-90 <https://doi.org/10.1089/end.1999.13.181>.
- Teichman JM, Vassar GJ, Bishoff JT, Bellman GC. Holmium:YAG lithotripsy yields smaller fragments than lithoclast, pulsed dye laser or electrohydraulic lithotripsy. *J Urol* 1998;159(1):17-23 [https://doi.org/10.1016/s0022-5347\(01\)63998-3](https://doi.org/10.1016/s0022-5347(01)63998-3).
- Teichman JM, Rogenes VJ, McIver BD, Harris JM. Holmium:yttrium-aluminum-garnet cystolithotripsy of large bladder calculi. *Urology* 1997;50(1):44-8. [https://doi.org/10.1016/S0090-4295\(97\)00201-X](https://doi.org/10.1016/S0090-4295(97)00201-X).
- Razvi HA, Denstedt JD, Chun SS, Sales JL. Intracorporeal lithotripsy with the holmium:YAG laser. *J Urol* 1996;156(3):912-4.
- Мартов А. Г., Ергаклов Д. В., Гусейнов М. А., Андронов А. С., Дутов С. В., Винниченко В. А., Коваленко А. А. Первоначальный опыт клинического применения тулиевой контактной литотрипсии в трансуретральном лечении мочекаменной болезни. *Урология* 2018;(1):112-120. [Martov A.G., Ergakov D.V., Guseinov M.A., Andronov A.S., Dutov S.V., Vinnichenko V.A., Kovalenko A. A. Initial experience in clinical application of thulium laser contact lithotripsy for transurethral treatment of urolithiasis. *Urologia = Urology* 2018;(1):112-20. (In Russian)]. <https://dx.doi.org/10.18565/urology.2018.1.112-120>.
- Urano M, Kuroda M, Nisimura Y. For the clinical application of thermalchemotherapy given at mild temperatures. *Int Hyperthermia* 1999;15(2):79-107. <https://doi.org/10.1080/026567399285765>.
- Khalil M. Management of impacted proximal ureteral stone: Extracorporeal shock wave lithotripsy versus ureteroscopy with holmium: YAG laser lithotripsy. *Urol Ann* 2013;5(2):88-92 <https://doi.org/10.4103/0974-7796.110004>.
- Molina WR, Marchini GS, Pompeo A, Sehr D, Kim FJ, Monga M. Determinants of holmium:yttrium-aluminum-garnet laser time and energy during ureteroscopic laser lithotripsy. *Urology* 2014;83(4):738-44. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2013.11.017>.
- Aboumarzouk OM, Somani BK, Monga M. Flexible ureteroscopy and holmium:YAG laser lithotripsy for stone disease in patients with bleeding diathesis: a systematic review of the literature. *Int Braz J Urol* 2012;38(3):298-306. <https://doi.org/10.1590/s1677-55382012000300002>.
- Atis G, Gurbuz C, Arikani O, Canat L, Kilic M, Caskurlu T. Uteroscopic management with laser lithotripsy of renal pelvic stones. *J Endourol* 2012;26(8):983-7. <https://doi.org/10.1089/end.2011.0664>.
- Chan KF, Pfefer TJ, Teichman JM, Welch AJ. A perspective on laser lithotripsy: the fragmentation processes. *J Endourol* 2001;15(3):257-273. <https://doi.org/10.1089/089277901750161737>.
- Sea J, Jonat LM, Chew BH, Qiu J, Wang B, Hoopman J, et al. Optimal power settings for Holmium:YAG lithotripsy. *J Urol* 2012;187(3):914-9. <https://doi.org/10.1016/j.juro.2011.10.147>.
- Zhong P, Tong HL, Cocks FH, Pearle MS, Preminger GM. Transient cavitation and acoustic emission produced by different laser lithotripters. *J Endourol* 1998;12(4):371-8. <https://doi.org/10.1089/end.1998.12.371>.
- Teichman JM, Vassar GJ, Glickman RD. Holmium:yttrium-aluminum-garnet lithotripsy efficiency varies with stone composition. *Urology* 1998;52(3):392-397. [https://doi.org/10.1016/s0090-4295\(98\)00239-8](https://doi.org/10.1016/s0090-4295(98)00239-8).
- Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. 2nd ed. [Welch AJ, van Gemert MJC eds.]. New York: Springer 1995.13 p.
- Hardy LA, Wilson CR, Irby PB, Fried NM. Thulium fiber laser lithotripsy in an in vitro ureter model. *J Biomed Opt* 2014;19(12):128001. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.12.128001>.

Сведения об авторах:

Попов С. В. – д.м.н, профессор кафедры урологии ФГБОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова», главный врач СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; doc.popov@gmail.com; РИНЦ AuthorID 3830-9539

Орлов И. Н. – к.м.н., заведующий урологическим отделением №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; doc.orlov@gmail.com; РИНЦ AuthorID 2116-4127

Сытник Д. А. – врач-уролог отделения урологии №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; doc.dmitriysytnik@gmail.com

Сулейманов М. М. – к.м.н., врач-уролог отделения урологии №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; doc.suleimanov@gmail.com

Пазин И. С. – врач-уролог отделения урологии №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; pazin@endourocenter.ru; РИНЦ AuthorID 4259-8387

Гринь Е. А. – врач уролог-андролог отделения урологии №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; sv.lukaendouro@gmail.com; РИНЦ AuthorID 5156-4530

Пестряков И. Ю. – клинический ординатор кафедры урологии СЗГМУ им. И.И. Мечникова на базе отделения урологии №1 Городского центра эндоскопической урологии и новых технологий СПб ГБУЗ «Клиническая больница Святого Луки»; Москва, Россия; ilya_pestryakov@mail.ru

Вклад авторов:

Попов С.В. – концепция и дизайн исследования, 35%
 Орлов И.Н. – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материала, 20%
 Сытник Д.А. – концепция и дизайн исследования, сбор и статистическая обработка материала, написание текста, 15%
 Сулейманов М.М. – статистическая обработка данных, написание текста, 10%
 Пазин И.С. – статистическая обработка данных, написание текста, 10%
 Гринь Е.А. – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материала, 5%
 Пестряков И.Ю. – сбор и статистическая обработка, написание текста, 5%

Конфликт интересов: Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование: Исследование проведено без спонсорской поддержки.

Статья поступила: 27.01.21

Принята к публикации: 28.02.21

Information about authors:

Popov S. V. – Dr.Sci., professor of the department of urology of Military-medical academy named after S.M. Kirov; chief physician of Clinical Hospital of St. Luke; Moscow, Russia; doc.popov@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-2767-7153>

Orlov I. N. – PhD, Head of the urology department №1 of City centre endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital; Moscow, Russia; doc.orlov@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5566-9789>

Sytnik D. A. – urologist of department of urology №1 of City centre endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital; Moscow, Russia; doc.dmitriysytnik@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-6085-5594>

Suleimanov M. M. – PhD, urologist of department of urology №1 of City centre endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital; Moscow, Russia; doc.suleimanov@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-4617-9611>

Pazin I. S. – urologist City centre endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital pazin@endourocenter.ru; Moscow, Russia; <https://orcid.org/0000-0001-6443-9846>

Grin E. A. – urologist-andrologist of department of urology №1 of City centre endoscopic urology and new technologies of St. Luke clinical hospital; Moscow, Russia; sv.lukaendouro@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-8685-6525>

Pestriakov I. Yu. – resident of department of urology of North-Western medical university named after I. I. Mechnikov; Moscow, Russia; ilya_pestryakov@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0003-3883-3350>

Authors' contributions:

Popov S.V. – research concept and design, 35%
 Orlov I. N. – research concept and design, collection and processing of material, 20%
 Sytnik D.A. – research concept and design, data collection and statistical processing, text writing, 15%
 Suleimanov M. M. – statistical data processing, text writing, 10%
 Pazin I.S. – statistical data processing, text writing, 10%
 Grin E. A. – research concept and design, collection and processing of material, 5%
 Pestriakov I. Yu. – collecting and statistical processing, writing text, 5%

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The study was performed without external funding.

Received: 27.01.21

Accepted for publication: 28.02.21