

УДК 621.373.826:616.62-003.7

Влияние конструктивных особенностей волоконного тулиевого лазера на клинические характеристики литотриптера¹

¹ Чернега В. С., ² Арбузов И. А.

¹ Севастопольский государственный университет
ул. Университетская, 33, Севастополь, 299053, Российская Федерация
v.chernega@rambler.ru

² Городская больница № 9
ул. Мира, 5, Севастополь, 299018, Российская Федерация
arbuzov-007@mail.ru

Получено: 21 ноября 2021 г.

Отрецензировано: 24 ноября 2021 г.

Принято к публикации: 24 ноября 2021 г.

Аннотация: Проведено сравнение конструктивных особенностей литотриптеров, построенных на основе твердотельных гольмиевых и волоконных тулиевых лазеров. Показано, что благодаря использованию в тулиевых литотриптерах в качестве рабочего тела оптического волокна, легированного ионами тулия, излучения оптических колебаний с длиной волны 1940 нм, оптических зондов с сердцевинной диаметром 50—100 мкм, а также уменьшению энергии оптических импульсов при повышении их частоты, сокращается время операции по удалению мочевого камней лазера и, вследствие этого, снижается вероятность возникновения осложнений и вероятность повреждения окружающих тканей.

Ключевые слова: гольмиевый твердотельный литотриптер, волоконный тулиевый литотриптер, конструктивное исполнение литотриптеров, клинические параметры.

Для цитирования (ГОСТ 7.0.5—2008): Чернега В. С., Арбузов И. А. Влияние конструктивных особенностей волоконного тулиевого лазера на клинические характеристики литотриптера // *Инфокоммуникационные и радиоэлектронные технологии*. 2021. Т. 4, № 1. С. 31—41.

Для цитирования (ГОСТ 7.0.11—2011): Чернега, В. С. Влияние конструктивных особенностей волоконного тулиевого лазера на клинические характеристики литотриптера / В. С. Чернега, И. А. Арбузов // *Инфокоммуникационные и радиоэлектронные технологии*. — 2021. — Т. 4, № 1. — С. 31—41.

¹ Статья является расширенной версией доклада, представленного на 31-й Международной Крымской конференции «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» — КрыМиКо'2021 (Севастополь, РФ, 5—11 сентября 2021 г.).

Influence of design features of thulium fiber laser on clinical characteristics of lithotripter

V. S. Chernega¹ and I. A. Arbuзов²

¹Sevastopol State University
33, Universitetskaya Str., Sevastopol, 299053, Russian Federation
v_chernega@rambler.ru

²City Clinical Hospital № 9, Department of Urology
5, Mira Str., Sevastopol, 299018, Russian Federation
arbuзов-007@mail.ru

Received: November 21, 2021

Peer-reviewed: November 24, 2021

Accepted: November 24, 2021

Abstract: Design features of lithotripters built on the basis of solid-state holmium and fiber thulium lasers have been compared. It is shown that due to the use of optical fiber as a working medium in thulium lithotripters, doped with thulium ions, radiation of optical oscillations with a wavelength of 1940 nm, optical probes with a core with a diameter of 50–100 μm , as well as a decrease in the energy of optical pulses while increasing their frequency, reduced operation time for removal of laser urinary stones and, as a result, reduced probability of complications and probability of damage to surrounding tissues.

Keywords: holmium laser, specific stone loss, duration of calculus destruction, lithotripsy.

For citation (IEEE): V. S. Chernega et al. “Influence of design features of thulium fiber laser on clinical characteristics of lithotripter”, *Infocommunications and Radio Technologies*, vol. 4, no. 1, pp. 31–41, 2021. (In Russ.).

1. Введение

В современной урологии для лечения мочекаменной болезни (МКБ) путем дробления мочевых конкрементов (камней) используются литотриптеры, построенные на основе квантовых генераторов различного типа. В настоящее время для фрагментации мочевых камней наиболее широко применяется литотрипсия на основе гольмиевого лазера. Дробление мочевых конкрементов с использованием гольмиевого лазера считается «золотым стандартом» лазерной литотрипсии [1, 2, 3].

В качестве рабочего тела в гольмиевых лазерах используется алюмоиттриевый гранат, легированный ионами редкоземельного элемента гольмия Ho:YAG (*Holmium:yttrium-aluminum-garnet*). Источником накачки

служит ксеноновая или криптоновая импульсная лампа, излучающая белый свет в широком спектральном диапазоне. Типовыми параметрами гольмиевого лазера являются: длина волны оптических колебаний 2100 нм; максимальная мощность излучения 30 Вт; энергия импульсов может регулироваться от 0,2 до 4 Дж; частота импульсов может устанавливаться от 3 до 25 Гц, а длительность импульсов — от 150 до 850 мкс. Особенности лечения мочекаменной болезни с помощью гольмиевого литотриптера освещена в [4].

Несмотря на ряд преимуществ гольмиевых литотриптеров по сравнению с ультразвуковыми и пневматическими устройствами для дробления мочевых камней, гольмиевые лазеры обладают рядом недостатков, существенно влияющих на их клинические параметры, а также на затраты на эксплуатацию, что приводит к снижению качества и увеличению стоимости операции. На клинические параметры, стоимость литотриптера и затраты на его эксплуатацию влияют следующие факторы.

1. Сравнительно малая глубина проникновения оптического излучения в биоткань (до 0,4 мм) не соответствует современным потребности урологии из-за достаточно высокой вероятности повреждения окружающей слизистой оболочки.

2. Большая часть энергии, излучаемой импульсной лампой системы накачки, тратится впустую и вызывает нагрев резонатора лазера. Это вызвано тем, что импульсная лампа излучает энергию в широком спектре, тогда как рабочее тело Ho:YAG поглощает энергию в узком спектральном диапазоне, причем перекрытие между ними не превышает 7—8 %. Следовательно, генераторы гольмиевых лазеров обладают низким коэффициентом полезного действия (к. п. д) и нуждаются в громоздкой системе водяного охлаждения. В связи с этим гольмиевые литотриптеры потребляют довольно значительную энергию (около 2000 Вт), имеют большой вес (75—90 кг) и габариты 25(Ш)×90(В)×80(Г) см. Кроме того, максимальный температурный диапазон внутри лазерного кристалла ограничивает предел мощности и частоты, при которых может работать один резонатор Ho:YAG (<30 Вт, <30 Гц).

3. Другим ограничением литотриптера на основе гольмиевого лазера является то, что пространственный профиль выходного луча является мультимодальным и неоднородным. Такой луч труднее сфокусировать в небольшом пятне, поэтому в гольмиевом лазере минимально возможный диаметр сердцевинной зонды не может быть меньше 200 мкм [5].

4. Следует также учитывать, что гольмиевые литотриптеры весьма чувствительны к внешним ударам, которые могут привести к смещению

зеркал внутри полости и вызвать необратимые повреждения лазерного генератора. Поэтому при работе или транспортировке такого литотриптера требуется большая осторожность и внимание.

Более перспективными для лечения МКБ являются литотриптеры, построенные на основе волоконных тулиевых лазеров [1, 2, 6, 7].

Целью настоящей статьи является анализ конструктивных особенностей волоконных тулиевых литотриптеров, которые позволили улучшить по сравнению с гольмиевыми лазерами клинические параметры лечения МКБ, существенно повысить к. п. д устройств, снизить стоимость и габариты литотриптеров.

2. Конструктивные особенности волоконного тулиевого литотриптера

В тулиевых волоконных лазерах TFL (*Thulium Fiber Laser*), которые являются основой литотриптера, рабочим телом является кварцевое оптическое волокно, легированное ионами тулия (Tu_2O_3). Сердцевина волокна имеет диаметр 10—20 мкм, а его длина варьируется в пределах от 10 до 30 м. Оболочка выполнена из чистого кварца, а самая внешняя оболочка представляет собой полимерное покрытие. В качестве источника оптической накачки используется один или несколько мощных лазерных диодов. Длина волны излучаемого колебания в волоконных тулиевых лазерах равна 1940 нм.

Для лазерной литотрипсии тулиевый волоконный лазер оптимизирован для излучения на длине волны 1940 нм, что соответствует пику поглощения воды в ближнем инфракрасном диапазоне при 22 °С. Выполнение литотрипсии при длине волны 1940 нм существенно повышает качество проведения операции. Это связано с тем, что поглощение энергии инфракрасных колебаний при такой длине волны в 4,5 раза выше, чем у гольмиевого Ho:YAG лазера с длиной волны 2100 нм и в 2,3 выше, чем у твердотельного лазера с рабочим телом на основе Tm:YAG [3].

С коэффициентом поглощения связан важнейший клинический параметр «глубина проникновения». Чем выше коэффициент поглощения, тем меньше глубина проникновения лазерных лучей в окружающие ткани и меньше вероятность их коагуляции. Под оптической глубиной проникновения принимается глубина, на которой излучение ослабляется в « $e = 2,7$ » раз относительно своего первоначального значения. В гольмиевых Ho:YAG-лазерах глубина оптического проникновения достигает 400 мкм, а в волоконных тулиевых она составляет всего лишь около 15 мкм [6].

Энергия импульсов в TFL-лазерах может устанавливаться от 0,025 до 6 Джоулей. Дробление конкремента при низких уровнях энергии импульсов приводит к распылению его на более мелкие частицы и уменьшению ретропульсии камня.

Схематическое изображение устройства тулиевого волоконного лазера показано на рис. 1. Для многократного отражения оптических колебаний в тулиевом световоде используются волоконные дифракционные брэгговские решетки, формируемые в фоточувствительной сердцевине световода. Дифракционные решетки играют роль, аналогичную зеркалам в гольмиевом лазере.

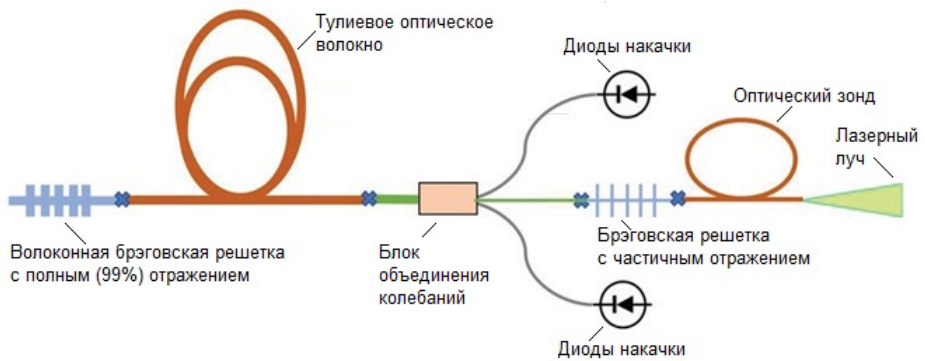


Рис. 1. Устройство тулиевого волоконного литотриптера.

Fig. 1. Tulium Fiber Lithotripter Device

Коэффициент полезного действия тулиевого волоконного лазера значительно выше, чем у твердотельного гольмиевого с накачкой от импульсной лампы, поскольку спектр излучения диодного лазера, используемого для лазерной накачки, практически совпадает с линией поглощения ионов тулия. Следовательно, тулиевый волоконный лазер выделяет значительно меньше тепла, в связи с чем он может работать в диапазонах большей мощности (> 50 Вт) и на высоких частотах (до 2000 Гц). Для его охлаждения достаточно простого воздушного вентилятора, размещенного внутри генератора. Кроме того, волоконные литотриптеры нечувствительны к повреждениям, связанным с ударами, в отличие от гольмиевых, поскольку в конструкции волоконного лазера не применяются зеркала. Благодаря использованию в TFL-литотриптерах в качестве источников накачки лазерных диодов с электронной модуляцией, появилась возможность сравнительно просто и более гибко изменять энергию и длительность излучаемых импульсов.

Пространственный профиль лазерного луча, излучаемого тулиевым волоконным лазером, из-за небольшого размера сердцевины волокна, в котором возникает свет, состоит всего из нескольких мод и имеет колоколообразную форму. Этот более равномерный пространственный профиль луча позволяет упростить фокусировку луча в очень маленькую точку для передачи оптических колебаний высокой мощности через сверхтонкие световоды с диаметром сердцевины 50—100 мкм [8].

Использование в литотриптере более тонких волокон позволяет уменьшить радиус изгиба гибкого уретероскопа и тем самым обеспечить доступ к нижнему полюсу почки. Кроме того, применение более тонких световодов оказывает возможность уменьшить диаметр рабочего канала уретероскопов, что позволяет увеличить пространство между уретероскопом и мочеточником или оболочкой доступа, тем самым повысить поток ирригации и улучшить видимость в зоне дробления конкремента. Практически одномодовый профиль пространственного луча TFL обеспечивает передачу более высокой мощности лазера по оптическому волокну меньшего диаметра, по сравнению с HO:YAG лазером. Это свойство в свою очередь стимулировало разработку различных волоконно-оптических зондов для TFL с индивидуальными наконечниками дистальных волокон для возможности применения при гибкой уретероскопии.

3. Клинические характеристики литотрипсии

Рассмотренные выше конструктивные особенности гольмиевых и тулиевых волоконных лазеров оказывают существенное влияние на клинические параметры литотриптеров. К таким параметрам относятся порог абляции, скорость фрагментации (абляции) конкрементов и величина ретропульсии [7, 9]. Под *абляцией* понимают удаление участка мочевого конкремента под непосредственным воздействием лазерного луча. Минимальная плотность энергии, при которой начинает происходить удаление материала конкремента, называется порогом абляции. Для определения порога абляции на практике измеряется зависимость потери массы конкремента от плотности энергии излучения лазерных импульсов.

Зависимость потери массы камня при гольмиевой литотрипсии имеет линейный характер [7, 8], а уменьшение массы конкремента начинается при плотности излучения около 83 Дж/см^2 . Потеря массы при этом при плотности энергии излучения 500 Дж/см^2 составила 50 мг. При волоконной тулиевой литотрипсии зависимость потери массы конкремента от плотности энергии излучения также линейная, однако порог абляции существенно меньше и имеет значение $20,8 \text{ Дж/см}^2$. При этом потеря массы

конкремента при плотности излучения 100 Дж/см^2 составила 9,6 мг. Эти данные получены при относительно низком уровне энергии импульсов и при низкой частоте импульсов (10 Гц) для обоих лазеров.

Скорость абляции при гольмиевой литотрипсии с увеличением энергии импульсов линейно возрастает и при энергии равной 165 мДж скорость абляции оксалатного камня составляет 100 мкг/с. При тулиевой литотрипсии скорость абляции возрастает с увеличением частоты импульсов, однако зависимость имеет нелинейный вид, причем крутизна графика с ростом частоты снижается. Так, при увеличении частоты импульсов с 10 до 100 Гц наблюдается только 5-кратное увеличение скорости абляции с 28 до 140 мкг/с. Однако и в этом случае скорость разрушения камней при тулиевой литотрипсии выше, чем при гольмиевой [8]. Следует заметить, что скорость абляции при тулиевой литотрипсии может быть еще увеличена, поскольку волоконный лазер с диодной накачкой способен работать с частотой импульсов до 1000 Гц. Максимально допустимая частота импульсов гольмиевого лазера ограничена величиной 30 Гц из-за возможности его перегрева.

Сравнение отечественного промышленного волоконного тулиевого литотриптера типа «FiberLase U2»² с гольмиевыми литотриптерами различных производителей показало, что скорость дробления камней в режиме «Распыление» тулиевого волоконного лазера в 2 или более раз выше, чем у лучших гольмиевых лазерных систем.

В статье [9] приводятся данные исследований *in vitro* скорости абляции при работе волоконного тулиевого лазера в режимах фрагментации и распыления при более высоких значениях энергии излучения. Измерения выполнялись с использованием реальных мочевого камней, удаленных у пациентов хирургическим путем. В частности, авторами статьи было установлено, что скорость абляции составляет 1,1; 1,4 и 1,9 мг/с при выполнении литотрипсии в режиме фрагментации и параметрах излучения 0,6 Дж/3,6 Вт; 0,8 Дж/6,4 Вт и 1,0 Дж/10 Вт соответственно. В случае выполнения литотрипсии в режиме «распыления» скорость абляции составила 0,3; 0,6 и 1,1 мг/с при установлении следующих параметров излучения 0,2 Дж/4 Вт; 0,2 Дж/8 Вт и 0,6 Дж/30 Вт соответственно. Зависимость скорости абляции при повышении энергии импульсов является нелинейной. Эти данные сопоставимы с результатами, полученными в [7].

К существенному недостатку контактной литотрипсии относится явление ретропульсии [8, 9], которое характеризуется смещением и ми-

² Fiberlase U2. Инновационный лазерный аппарат для литотрипсии. URL: <https://fiberlase-u2.ru> (дата обращения: 17.12.2021).

грацией камня, происходящих за счет образования ударных волн при схлопывании газового пузыря в месте воздействия лазерного излучения. Ретропульсия и миграция камней зачастую приводит к увеличению длительности литотрипсии в связи с необходимостью перемещения оптического зонда для восстановления контакта с камнем, а также за счет необходимости перехода от полужесткого уретероскопа к гибкому.

В статье [7] приведены результаты исследований *in vitro* влияния на величину ретропульсии искусственного камня, выполненного из стоматологического гипса (Plaster-of-Paris) диаметром 6 мм, энергии и частоты импульсов гольмиевого и тулиевого лазеров. При этом в гольмиевом литотриптере была установлена частота следования импульсов 10 Гц, длительность импульсов 350 мкс, а диаметр используемого оптического волокна равнялся 270 мкм. Энергия импульсов изменялась от 30 до 500 мДж. В волоконном тулиевом литотриптере энергия импульсов изменялась от 5 до 37 мДж. Длительность импульсов задавалась равной 350 мкс, а частота их следования варьировалась от 10 до 400 Гц, диаметр оптического волокна равнялся 200 мкм. Выполненными *in vitro* исследованиями влияния на величину ретропульсии искусственного камня энергии и частоты импульсов гольмиевого и тулиевого лазеров установлено, что величина смещения камня при гольмиевой литотрипсии линейно возрастает с увеличением энергии импульсов. Так, при энергии импульсов 100 мДж смещение равно около 1 мм, а при энергии импульсов 500 мДж смещение камня достигает 4,5 мм. Если учесть, что типичным режимом при гольмиевой литотрипсии является установка энергии импульсов 600—800 мДж, то урологам приходится считаться с эффектом ретропульсии, который приводит к увеличению времени операции и опасности миграции камня в чашечно-лоханочную систему почки.

Величину ретропульсии мочевого конкремента, которая считается приемлемой в клиническом исследовании, трудно определить количественно. Однако в процессе экспериментальных исследований авторами [7] установлено, что минимально допустимый интервал ретропульсии не должен превышать 2 мм. Это значение частично основано на наблюдении, в котором рабочее расстояние между наконечником волокна и поверхностью камня должно быть достаточно малым, чтобы гарантировать условия для эффективного разрушения камня во время литотрипсии гольмиевым литотриптером.

При использовании волоконного тулиевого литотриптера основным фактором, влияющим на величину ретропульсии, является частота следования лазерных импульсов. При этом обнаружено, что ретропульсия при

дроблении тулиевым литотриптером практически отсутствовала при частотах импульсов менее 150 Гц, а затем линейно увеличивалась с ростом частоты импульсов. Величина смещения конкремента при частоте импульсов 400 Гц достигала 10 мм.

Исследованиями, проведенными [9] установлено, что при воздействии на мочевого конкремент импульсов тулиевого лазера с энергиями импульсов 0,5; 1,0; 2,0 и 3 Дж эффект смещения камня от одного импульса составил соответственно 0,5; 1,0; 2,0 и 3 мм.

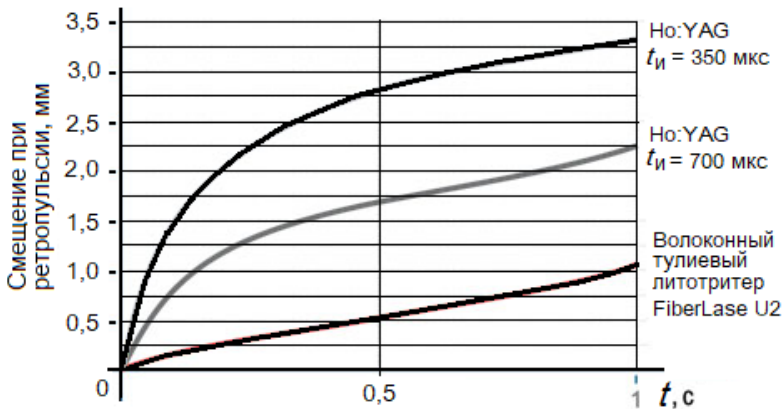


Рис. 2. Зависимости смещения камня при использовании гольмиевого и тулиевого лазерных литотриптеров.

Fig. 2. Dependence of stone displacement when using of holmium and thulium laser lithotripters

На рис. 2 приведены результаты исследований параметров отечественного волоконного тулиевого лазерного литотриптера типа FiberLase U2. В процессе измерений установлено³, что величина ретропульсии при воздействии на камень импульсов волоконного тулиевого лазера примерно в 4 раза меньше ретропульсии, вызванной при аналогичных условиях гольмиевым лазером при использовании коротких импульсов ($t_{И} = 350$ мкс) и в 2,3 раза меньше по сравнению дроблениями гольмиевым лазером в режиме длинных импульсов ($t_{И} = 700$ мкс).

4. Заключение

В результате проведенных исследований установлено, что благодаря использованию в тулиевых литотриптерах в качестве рабочего тела оптического волокна, легированного ионами тулия, излучения оптических ко-

³ См. сноску на с. 37.

лебаний с длиной волны 1940 нм, оптических зондов с сердцевиной диаметром 50—100 мкм, а также уменьшению энергии оптических импульсов при повышении их частоты до 150 Гц, сокращается время операции по удалению мочевого камня и, вследствие этого, снижается вероятность возникновения осложнений, а также вероятность повреждения окружающих тканей. Таким образом, тулиевые литотриптеры являются реальной альтернативой литотриптеров, построенных на основе гольмиевых лазеров.

Список литературы

1. Маргов А. Г., Диамант В. М., Борисик А. В. и др. Сравнительное исследование эффективности электроимпульсного и лазерного литотриптеров *in vitro* // Урология. 2013. № 2. С. 61—70.
2. Kronenberg P., Traxer O. The laser of the future : reality and expectations about the new thulium fiber laser — a systematic review // *Transl. Androl. Urol.* 2019. Vol. 8, S. 4. P. 398—417.
3. Traxer O., Keller E. X. Thulium fiber laser : the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium:YAG laser // *World Journal of Urology.* 2020. Vol. 38. P. 1883—1894.
4. Чернега В. С., Еременко А. Н. Особенности использования твердотельных лазеров при лечении мочекаменной болезни // *Инфокоммуникационные и радиоэлектронные технологии.* 2020. Т. 3, № 3. С. 287—295.
5. Nazif O. A., Teichman J. M., Glickman R. D. [et al.]. J. Review of laser fibers : a practical guide for urologists // *J. Endourol.* 2004. Vol. 18(9). P. 818—829.
6. Замятина В. А., Винниченко А. В., Минаев В. П. [и др.]. О возможности применения импульсных волоконных лазеров с длиной волны излучения 1,94 мкм для лазерной литотрипсии // *Радиооптика. МГТУ им. Н. Э. Баумана. Электрон. журн.* 2015. № 04. С. 20—35. URL: <https://doi.org/10.7463/rdopt.0415.0799055> (дата обращения: 25.11.2021).
7. Blackmon R., Irby P., Fried N. Comparison of holmium:YAG and thulium fiber laser lithotripsy : ablation thresholds, ablation rates, and retropulsion effects // *Journal of biomedical optics.* 2011. Vol. 16(7). P. 071403. URL: [10.1117/1.3564884](https://doi.org/10.1117/1.3564884) (дата обращения: 25.11.2021).
8. Blackmon R. L., Hutchens T. C., Hardy L. A., Wilson C. R. [et al.]. Thulium fiber laser ablation of kidney stones using a 50- μ m-core silica optical fiber // *Opt. Eng.* 2014. Vol. 54, iss. 1. 7 p. URL: <https://doi.org/10.1117/1.oe.54.1.011004> (дата обращения: 25.11.2021).
9. Тулиевая (Тm) лазерная литотрипсия. Экспериментальное исследование / Глыбочко П. В., Альтшулер Г. Б., Винаров А. З. [и др.] // *V Российский Конгресс по эндоурологии и новым технологиям : материалы конгресса (Ростов-на-Дону, 8—10 сентября 2016 г.).* URL: https://uroweb.ru/article/tulievaya_tm_lazernaya_litotripsiya_eksperimentalnoe_issledovanie (дата обращения: 19.12.2021).

Информация об авторах

Чернега Виктор Степанович, к. т. н., доцент кафедры «Информационные системы» Севастопольского государственного университета, г. Севастополь, Российская Федерация. ORCID 0000-0001-5054-0396.

Арбузов Игорь Анатольевич, заведующий урологическим отделением городской больницы № 9 г. Севастополь, Российская Федерация. ORCID 0000-0002-6652-0231.

Information about the authors

Viktor S. Chernega, Associate Professor on Department of Information Systems. Sevastopol State University, Sevastopol, Russian Federation. ORCID 0000-0001-5054-0396.

Igor A. Arbuzov, Head of the Department of Urology of City Clinical Hospital No. 9, Sevastopol, Russian Federation. ORCID 0000-0002-6652-0231.