

СЕМЕНОВ А. Ю., ФЕДОРОВ Д. А., РАСКИН В. В.
«Медицинский инновационный флебологический центр», Москва

Первые клинические результаты применения лазера с длиной волны 1940 нм

Семенов Артем Юрьевич

к. м. н., руководитель центра флебологии «МИФЦ», эндоваскулярный хирург, сердечно-сосудистый хирург, эстетический флеболог, врач-эксперт по ультразвуковой диагностике вен нижних конечностей
E-mail: phlebologsemenov@gmail.com, d_a_feodorov@list.ru, vr25000@gmail.com

Резюме. Один из путей развития эндовенозных лазерных методик – это увеличение длины волны лазерного излучения, применяемого при эндовенозной лазерной коагуляции (ЭВЛК). Это обусловлено физическими свойствами более длинных волн – более высоким коэффициентом абсорбции лазерного излучения целевыми тканями в зоне воздействия лазерного излучения внутри вены по сравнению с лазерами 1 мкм и 1,5 мкм. Это преимущество лазерного излучения 2 мкм позволяет использовать более низкие энергетические параметры при сравнимой с 1,5 мкм эффективностью облитерации. Снижение количества энергии и более высокая абсорбция целевыми тканями в теории должна снизить количество побочных эффектов после эндовенозной лазерной коагуляции. Более высокая абсорбция излучения стенкой вены и низкая проникающая способность двухмикронного излучения должна снизить количество парестезий и лимфорей при лазерной процедуре за счет снижения проникновения излучения к нецелевым тканям (окружающим стенку вены), что особенно актуально при проведении ЭВЛК магистральных вен голени, где эти структуры расположены непосредственно вокруг вены. В нашем исследовании мы представляем первые результаты клинического применения лазера с длиной волны 1940 нм.

Ключевые слова: ЭВЛО, ЭВЛК, лазер 1940 нм.

SEMENOV A. YU., FEDOROV D. A., RASKIN V. V.
«Medical innovative phlebological center», Moscow

First clinical results of using a laser with a wavelength of 1940 nm

Artem Yu. Semenov

PhD, head of the «Medical innovative phlebological center» center for phlebology, endovascular surgeon, cardiovascular surgeon, aesthetic phlebologist, expert in ultrasound diagnostics of lower limb veins
E-mail: phlebologsemenov@gmail.com, d_a_feodorov@list.ru, vr25000@gmail.com

Summary. One of the ways to improve results of endovenous laser treatment is to increase the wavelength of laser radiation. This is due to the physical properties of longer waves – a higher absorption coefficient of laser radiation for target tissues of the wall of varicose vein compared to 1 mkm and 1.5 mkm lasers. This advantage of 2 mkm laser radiation allows the use of lower energy parameters with obliteration efficiency comparable to 1.5 mkm lasers. Reducing the total amount of energy and higher absorption by target tissues, in theory, should reduce the number of side effects after endovenous laser coagulation. A higher absorption of radiation by the vein wall and a low penetrating power of two-micron radiation should reduce the number of paresthesias and lymphorrhea during the laser procedure by reducing the penetration of radiation to non-target tissues surrounding the vein wall, which is especially important when performing EVLT of GSV of the shin, where these structures are located directly around the vein. In our study, we present the first results of the clinical application of a laser with a wavelength of 1940 nm.

Key words: EVLA, EVLT, laser 1940 nm wavelength.

Введение

Начало использования эндовенозных лазерных технологий во флебологии пришлось на конец 90-х гг. 20 в. Одним из первых появилось сообщение испанского флеболога, доктора Carlos Boné, на конференции Union International of Phlebology в Бремене в октябре 1999 года. Доклад назывался Endoluminal treatment of varicose veins with diode laser. В нем был представлен клинический материал о внутрисосудистом применении диодного лазера

с длиной волны 810 нм для лечения варикозной болезни вен нижних конечностей. Метод получил название EVLT (Endovenous laser treatment). Первой публикацией по эндовенозному использованию лазера стала статья Carlos Boné [1].

Широкое использование лазеров во флебологии началось с 2001 года, когда была опубликована ставшая хрестоматийной статья Navarro L., Min R. J., Boné C. в журнале Dermatologic Surgery [4]. В публикации были представлены



результаты эндовенозного лечения варикозной болезни с помощью диодного лазера 810 нм 33 пациентов с рефлюксом по БПВ и 80 пациентов с рефлюксом вены Джи-акомини или латерального переднего притока. В статье была описана классическая методика, которая с минимальными изменениями применяется практически по сей день: пункция целевой вены с установкой катетера или секция вены в дистальном сегменте, антеградное проведение и установка лазерного волокна на 1-2 см дистальнее сафено-фemorального соустья, позиционирование световода с помощью ультразвуковой навигации и пилотного свечения, тумесцентная анестезия 0,5%-ным раствором лидокаина без адреналина, пальцевое прижатие волокна в процессе тракции. Результаты исследования также были превосходными. 100 % целевых вен было окклюзировано, при этом не наблюдалось осложнений, характерных для классических хирургических манипуляций, – гематом, парестезий, инфицирования и т. д. Кроме снижения риска осложнений классических процедур в исследовании были показаны безопасность выполнения манипуляции в амбулаторном режиме, отсутствие необходимости в специализированной анестезии.

Дальнейшее развитие эндовенозных лазерных технологий шло по пути изучения и совершенствования результатов лечения. Для этого исследователями проводился подбор оптимальных длин волн лазерного излучения, а также мощностных характеристик, которые, с одной стороны, обеспечивали бы надежную облитерацию целевой вены, а с другой – минимизировали бы травму окружающих тканей и осложнения, связанные с процедурой.

Значительный вклад в развитие методики эндовенозной облитерации внес немецкий флеболог, профессор Thomas M. Proebstle. В начале 2000-х выходят сразу несколько статей, посвященных ЭВЛК. Статья, посвященная эндовенозному лечению малой подкожной вены [5]. А также статья, посвященная механизму воздействия лазерного излучения на стенку вены [6]. В данной статье на опыте *in vitro* было показано, что одним из важных механизмов воздействия лазерного излучения с околмикронными длинами волн (810, 940 и 980 нм) на стенку вены является опосредованное воздействие вследствие генерации пузырьков нагретого пара (steam bubbles) внутри просвета вены. При этом образование этих пузырьков происходит только в крови и не происходит в водном растворе, а повреждение стенки вены более выражено при формировании данных пузырьков, что обусловлено комплексным повреждающим воздействием. Поглощение лазерного излучения компонентами крови в просвете вены приводит к появлению пузырьков нагретого пара, причем объем парогенерации имеет практически линейную зависимость от мощности подаваемого в просвет вены лазерного излучения. Это привело к тому, что для обеспечения более надежного повреждения стенки вены ряд хирургов стали использовать более высокие мощностные параметры лазерного излучения, достигающие в ряде случаев 30–40 Вт.

Использование таких высоких мощностных характеристик, с одной стороны, обеспечивало достаточно надежную облитерацию вены, но, с другой стороны, увеличивало количество побочных эффектов, таких как болевой синдром и развитие экхимозов и термическое поражение окружающих тканей, вплоть до формирования кожных рубцов по ходу вены. В частности, одной из значимых проблем гемоглобинпоглощаемых лазеров стало наличие такого достаточно частого и неприятного осложнения, как разрыв стенки вены в процессе лазерного воздействия. При этом в подкожную клетчатку попадало некоторое количество крови из просвета вены, увеличивался размер экхимоза и болевой синдром.

Во время поиска решения данной проблемы тем же Thomas M. Proebstle в 2005 году было предложено ис-

пользовать лазер с длиной волны 1320 нм [7]. В настоящем исследовании анализировались данные трех групп пациентов: в первых двух ЭВЛО проводилась на аппарате с длиной волны 940 нм, с мощностью излучения 15 и 30 Вт; в третьей группе использовался (Nd:YAG) лазер, а мощность воздействия составляла всего 8 Вт. Окклюзия целевой вены была достигнута в первой группе у 95 % пациентов, во второй и третьей группах – у 100 % пациентов. При этом в группе пациентов, которым ЭВЛК выполнялась на лазере с длиной волны 1320 нм, отмечено достоверное снижение субъективных болевых ощущений и количества экхимозов.

Параллельно развитию лазерных приборов шла эволюция световодов, использующихся для манипуляции. В начале развития эндовенозных методик использовались торцевые световоды, излучение по которым передавалось вдоль продольной оси. Однако сфокусированный в одной точке луч лазера обладал рядом существенных недостатков, в частности не обеспечивал воздействие со всей поверхностью стенки вены. Повышение мощностных характеристик лазера приводило к увеличению доли успешного клинического результата (целевой окклюзии) за счет опосредованной передачи тепла и воздействия на стенку вены через пузырьки пара, а также прямой нагрев кончика волокна при его обугливания (пригорании на нем крови). Однако это вызывало более частые осложнения, такие как перфорация стенки вены, повышенная болевая реакция пациентов в послеоперационном периоде и увеличение числа экхимозов.

Созданные в 2008 году световоды с радиальной эмиссией лазерного излучения обеспечивали хороший контакт со всей поверхностью стенки вены в процессе процедуры. Их появление было обусловлено развитием водопоглощающих лазеров с длиной волны 1470 или 1560 нм. При таком типе лазеров не требовался сильный нагрев рабочей зоны световода, а мощностные показатели, необходимые для достижения хорошего результата воздействия, были ниже, чем у гемоглобинпоглощаемых лазеров. В дальнейшем появились волокна с двумя радиальными кольцами, а также световоды с уменьшенным диаметром сечения для работы на венах, меньшего диаметра, притоках и перфорантных венах.

В настоящее время стали доступными к использованию лазерные генераторы с длиной волны 2 мкм (1920 нм или 1940 нм). Это новое поколение лазерных генераторов позволило выполнять эндовенозную лазерную коагуляцию не менее эффективно и с меньшим количеством нежелательных побочных эффектов [3].

Однако следует отметить, что, по данным метаанализа Malskat W. S. J. и соавт [2], не получено различий в эффективности ЭВЛК среди различных гемоглобин- и водопоглощающих лазеров.

Механизм действия лазера

Лазерное излучение представляет собой высокоэнергетическое монохроматическое когерентное электромагнитное излучение определенной длины волны. Эффекты лазерного излучения, происходящие в организме, в основном обусловлены поглощением его различными биологическими тканями. В зависимости от длины волны лазера те или иные ткани поглощают излучение по-разному. В результате поглощения (абсорбции) происходит передача энергии лазерного излучения поглотившему его веществу (хромофору). Основными хромофорами, участвующими в трансформации энергии во время ЭВЛК, являются гемоглобин и вода. В результате поглощения энергии кровью и тканями наблюдаются различные эффекты и реакции, наиболее важной из которых является фототермическая, т. е. связанная с нагревом. Нагрев поглотившей излучение ткани вызывает ее повреждение. Необратимое повреждение тканей венозной стенки обычно связывают



с денатурацией белковых структур. Большинство белков денатурируют уже при температуре 60–80 °С в связи с разрушением их третичной структуры. Нагрев воды в клетках и межклеточном пространстве стенки вены вызывает ее необратимые изменения и перманентную не тромботическую окклюзию.

Кроме этого, во время работы лазера внутри сосуда наблюдается ряд других эффектов, также связанных с температурным воздействием. Это карбонизация углеродсодержащих веществ, которая приводит к образованию углеродистого слоя черного цвета на кончике световода. Появление карбонизированного углерода ведет к высокому нагреву зоны воздействия (выше 1000 °С). Следствием такого нагрева является vaporization остатков крови в вене, которые сгорают с появлением пузырьков раскаленного пара. Этот эффект подробно изучен в работах Т. Proebstle. При этом показана прямая связь между мощностью воздействия и объемом выделяющегося пара. Учитывая, что одна из теорий повреждения венозной стенки связана с формированием данных пузырьков и опосредованным воздействием их на эндотелий, некоторые авторы предлагали выполнять ЭВЛО на достаточно высоких мощностных параметрах (вплоть до 30 Вт). Следует отметить, что данные рекомендации относились к торцевым световодам, а также преимущественно гемоглобинпоглощаемому лазерному излучению. При этом, несмотря на высокую эффективность больших мощностных показателей в развитии окклюзии целевой вены, количество осложнений также пропорционально выросло, в связи с чем в середине первой декады 2000-х годов было предложено использование водопоглощаемого лазерного излучения (с длиной волны около 1,5 мкм), а чуть позже – световодов с радиальной эмиссией. Все это позволило снизить мощностной порог при сохранении эффективности воздействия.

По экспериментальным данным, лазерное излучение с длиной волны около 1,5 мкм поглощается кровью и водой с коэффициентом абсорбции в несколько раз выше, чем излучение с длиной волны 1 мкм. Следующий пик абсорбции приходится на длину волны 2 мкм, которая еще более эффективна, чем 1,5 мкм (рис. 1). Обратной стороной абсорбции является длина проникновения лазерного излучения в ткани. В нашем случае при проведении лазерной облитерации вены идеальной методикой была бы та, которая максимально эффективно воздействовала на венозную стенку при минимальном проникновении за ее пределы (чтобы избежать повреждения прилежащих тканей).

Использование световодов с радиальной эмиссией позволяет произвести более равномерное распределение излучения по сосудистой стенке за счет циркулярного контакта головки световода со стенкой вены. Это позволяет снизить мощностные параметры лазера при сохранении эффективности процедуры. По данным некоторых исследований, для достижения эффективного результата – окклюзии целевой вены может быть достаточно прямого повреждения даже только эндотелиального слоя. Данная особенность имеет физиологическое обоснование, т. к. именно эндотелий обеспечивает отсутствие адгезии клеточного компонента свертывающей системы крови и тромбообразования в нативной вене.

Долгое время считалось, что формирование «пузырьков» газа является побочным «продуктом» работы лазерного излучения и не имеет прямого отношения к повреждению стенки вены. Однако современные экспериментальные работы, выполненные на лазерных генераторах с длиной волны 1,5 и 2 мкм (Федоров Д. А., Минаев В. П. и соавт., 2019, в печати) убедительно показывают, что «пузырьки» необходимы для правильной доставки излучения к стенке вены (рис. 2 и 3). Дело в том, что при проведении тумесцентной анестезии, которая направлена на изоляцию внешней стенки вены от окружающих тканей

и удаления крови из вены, сама вена складывается вокруг световода, находящегося внутри, самым причудливым образом. Это происходит за счет избытка ткани венозной стенки. Казалось бы, что при работе лазера дальняя от световода часть стенки вены не должна повреждаться, особенно учитывая тот факт, что в плотных тканях распространение лазерного излучения не происходит далее 1 мм (высокая абсорбция), что обуславливало бы высокую вероятность «расклейки» вены в послеоперационном периоде. Тем не менее на практике такого практически не наблюдается. Это происходит потому, что в процессе работы лазера образующиеся «пузырьки» раскаленного газа расправляют стенку вены, обеспечивая беспрепятственное прохождение лазерного излучения прямо к эндотелию и уменьшая коэффициент абсорбции внутри нецелевой зоны (просвета вены), т. к. этот коэффициент намного ниже внутри газовой среды, чем внутри плотных тканей или жидкости.

За счет высокого коэффициента абсорбции лазерные генераторы с увеличенной длиной волны быстрее и эффективнее нагревают окружающую жидкость и ткани, обеспечивая равномерный прогрев стенки вены и формируя необратимое повреждение эндотелия.

После процедуры ЭВЛК в результате воздействия лазера и повреждения венозной стенки в вене развиваются специфические изменения, связанные преимущественно с воспалительной реакцией, исходом которых является полное прекращение кровотока в вене. Особенности данных изменений является то, что они формируются практически на всей поверхности вены, где произошло воздействие. В экспериментах, выполненных с забором нативного материала, отмечено, что если вена извлечена непосредственно после воздействия, то в ней находят преимущественно локальные изменения, тогда как в венах, извлеченных в отдаленные сроки, воспаление охватывает практически всю стенку вены циркулярно. Таким образом, вена оказывается выключенной из кровотока, вертикальный рефлюкс по ней прекращается. Через некоторый период времени (обычно от 3 до 9 месяцев) вена полностью замещается фиброзной тканью, неотличимой при ультразвуковом исследовании от тканей ее фиброзного футляра. Дифференцировка вены через 1 год после процедуры в большинстве случаев практически не представляется возможной.

В экспериментальных исследованиях при микроскопии стенки вены, обработанной лазером 1940 нм, отмечена полная коагуляция эндотелия и мышечной оболочки вены уже при LEED 40 Дж/см (Богачев В. Ю.)

Рисунок 1. График абсорбции лазерного излучения различных длин волн кровью (гемоглобином) и водой



Материалы и методы

С 6 октября 2018 г. по февраль 2020 г. в клиниках флебологии г. Москвы и г. Обнинска выполнено 603 процеду-

Рисунок 2. Формирование пузырька вскипевшей жидкости на кончике торцевого световода (лазерный генератор 1,5 мкм, мощность 15 Вт, ex vivo, ускоренная съемка. Федоров Д. А., Минаев В. П. и соавт., 2019)

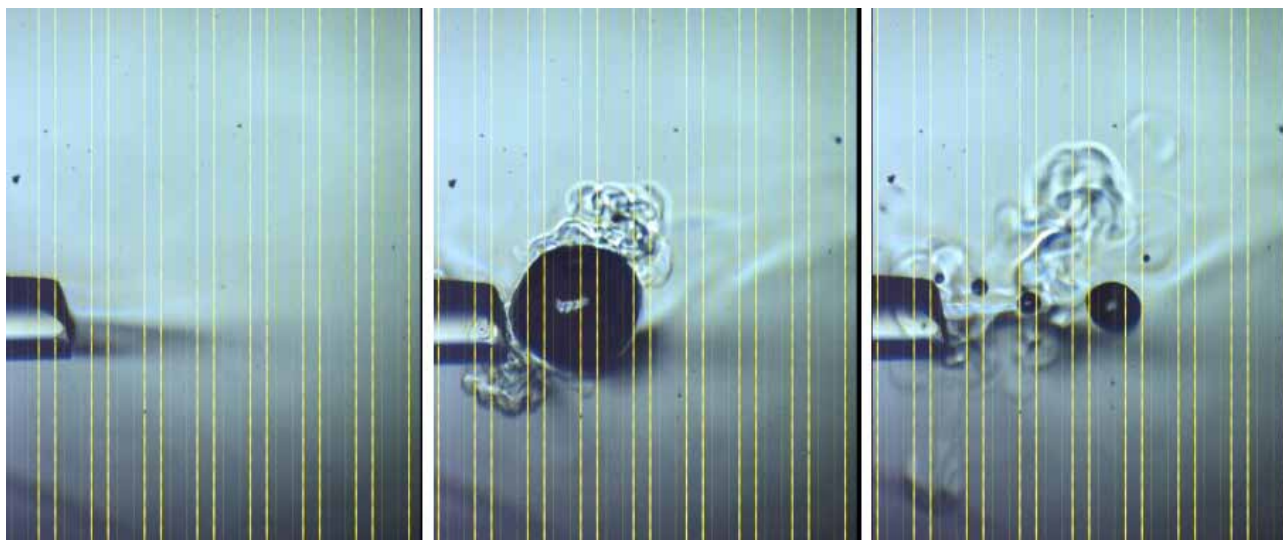


Рисунок 3. Формирование множества пузырьков вскипевшей жидкости на кончике радиального световода (лазерный генератор 2 мкм, мощность 5 Вт, ex vivo, ускоренная съемка. Федоров Д. А., Минаев В. П. и соавт., 2019)

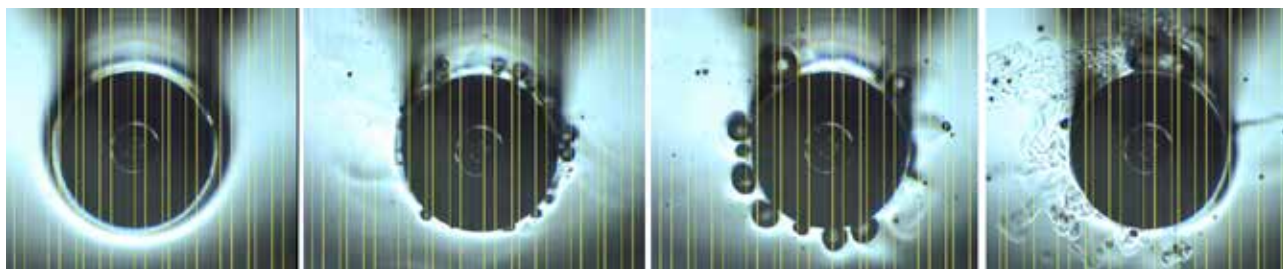


Рисунок 4. Установка браунюли для ЭВЛК варикозных притоков



Рисунок 5. Внешний вид конечности после установки браунюлей вдоль варикозного притока



ры эндовенозной лазерной облитерации у 490 пациентов с использованием лазерного генератора с длиной волны 1940 нм. Из них 456 процедур – на БПВ, 78 – на МПВ, в 69 случаях – на других венозных бассейнах.

ЭВЛК магистральной целевой вены во всех случаях выполнялась по классической общепринятой методике. Установка и проведение световода в вене осуществлялись через интродьюсер 6F в проксимальном направлении из дистальной точки рефлюкса. После позиционирования световода в соустье с глубокой венозной системой выполнялась тумесцентная анестезия. При

проведении эндовенозной лазерной облитерации стволовых магистральных вен во всех случаях использовались световоды с радиальной эмиссией излучения. Мощность лазерного излучения составила от 2,5 до 6 Вт (в среднем 4,3 Вт), LEED 20-97 Дж/см (в среднем 43 + 9 Дж/см). Тракция световода проводилась в автоматическом режиме со скоростью 0,7–1 мм/с. Все этапы операции проводились под ультразвуковым контролем.

Сочетанная мини-флебэктомия варикозных притоков по Варади из микропроколов кожи выполнена у 393 пациентов. Удаление притоков проводилось под тумесцентной



анестезией крючками Варади без наложения швов. У 181 пациента проводилась интраоперационная или отсроченная склеротерапия притоков. В 29 процедурах выполнена ЭВЛК варикозных притоков (Тотал ЭВЛК по методике Ints Udris в модификации Федорова Д. А.). Метод удаления притоков зависел от предпочтений оперирующего хирурга.

Особенностью лазерного излучения с длиной волны 1940 нм является техническая возможность проведения ЭВЛК варикозных притоков. За счет минимальной абсорбции лазерного излучения нецелевыми тканями при ЭВЛК притоков ни в одном случае не наблюдалось термического повреждения кожи.

Для выполнения процедуры Тотал ЭВЛК после установки световода в магистральный ствол целевой вены проводилась установка браунюль 16G или 18G в предварительно маркированные целевые притоки под ультразвуковым контролем. Учитывая извитой ход притоков, проведение всей браунюли строго внутри вены технически невыполнимо, в связи с этим во время пункции преследовалась цель «нанизать» на браунюлю как можно большее количество венозной массы (рис. 4).

После установки браунюли пункционная игла не извлекалась, чтобы избежать тромбоза просвета браунюли. ЭВЛК притоков выполнялась сразу после проведения ЭВЛК ствола магистральной вены. Для этого из крайней браунюли извлекалась пункционная игла и в просвет проводился торцевой световод. Выбор торцевого световода в данной ситуации обусловлен малым диаметром волокна (400 нм) и малым диаметром браунюли, что снижает болевой эффект от проведения браунюли. После проведения световода браунюля извлекалась, выполнялись тумесцентная анестезия вокруг притока и лазерное воздействие. Тракция осуществлялась в ручном режиме, скорость тракции 1-2 мм/с, мощность 5 Вт (рис. 5).

Результаты

Отдаленные результаты прослежены в сроки до 1,5 лет (в среднем 9,2 + 3 мес). Окклюзия целевой вены выявлена в 100 % случаев на сроках 1, 6 и 12 месяцев. Полная резорбция целевой вены через 3–6 месяцев после вмешательства выявлена у 87 % пациентов. Не наблюдалось тромбозов глубоких вен, ЕНПТ, ожогов кожи, клинически значимых гематом, лимфореи. Незначительная парестезия отмечена в 5,6 % случаев (большинство в зоне минифлебэктомии). Гиперпигментация эпифасциальных участков (небольшой выраженности) отмечена у 3 пациентов (0,85 %).

Выводы

Послеоперационные наблюдения показывают высокую эффективность и безопасность применения лазерного генератора 1940 нм. При этом мощность лазерного излучения и LEED может быть ниже, чем рекомендовано при использовании 1,5 мкм генераторов. Снижение количества энергии и более высокая абсорбция ее целевой тканью стенки вены уменьшают количество побочных эффектов после эндовенозной лазерной коагуляции, а также позволяет безопасно использовать лазерное воздействие вблизи поверхностных нервов голени, лимфатических капилляров и кожи при проведении ЭВЛК варикозных притоков.

Литература

1. Boné C. Tratamiento endoluminal de las varicose veins con laser de Diodo: estudio preliminar. *Rev Patol Vasc.* 1999. Vol. 5. Pp. 35–46.
2. Malskat W. S. J., Engels L. K., Hollestein L. M., Nijsten T., van den Bos R. R. Commonly used endovenous laser ablation (evla) parameters do not influence efficacy: results of a systematic review and meta-analysis. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery.* 2019. doi:10.1016/j.ejvs.2018.10.036.
3. Mendes-Pinto D., Bastianetto P., Cavalcanti Braga Lyra L., Kikuchi R., Kabnick L. Endovenous laser ablation of the great saphenous vein comparing 1920-nm and 1470-nm diode laser. *Int Angiol.* 2016. Vol. 35. Pp. 599–604.
4. Navarro L., Min R. J., Bone C. Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins – preliminary observations using an 810 nm diode laser. *Dermatologic Surgery.* 2001. Vol. 27 (2). Pp. 117–122. doi:10.1046/j.1524-4725.2001.00134.x.
5. Proebstle T. M., Gül D., Kargl A., Knop J. Endovenous laser treatment of the lesser saphenous vein with a 940 nm diode laser – early results. *Dermatol Surg.* 2003. Vol. 29. Pp. 357–361.
6. Proebstle T. M., Sandhofer M., Kargl A., Gül D., Rother W., Knop J., Lehr H. A. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg.* 2002. Vol. 28. Pp. 596–600.
7. Proebstle T. M., Moehler T., Guel D., Herdemann S. Endovenous laser treatment of the greater saphenous vein using a 1320 nm laser causes less side effects than using a 940 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2005. Vol. 31. Pp. 1678–1683.