В. А. Янушко[1], Н. А. Роговой[2], Д. В. Турлюк[1], И. П. Климчук[2], С. С. Калинин[2]

ЭНДОВЕНОЗНАЯ ЛАЗЕРНАЯ КОАГУЛЯЦИЯ ПОДКОЖНЫХ ВЕН НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ (1470 нм И 1560 нм) В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ВАРИКОЗНОЙ БОЛЕЗНИ

Республиканский научно-практический центр «Кардиология», г. Минск, Республика Беларусь[1], УЗ «4-я городская клиническая больница им. Н. Е. Савченко», г.Минск, Республика Беларусь[2]

В публикации проанализированы отличия эффектов воздействия набиоткань лазерного излучения с длинами волн 1470 и 1560 нм с позиций их физических свойств.Определено клиническое значение выявленных отличий на основе опыта применения указанных длин волн лазерного излучения при лечении варикозной болезни нижней конечности.

Ключевые слова: *варикозная болезнь, лазерное излучение, эндовенозная лазерная коагуляция.*

V. A. Yanushko, Rogovoy N. A., D. V. Turliuk, I. P. Klimchuk, S. S. Kalinin

ENDOVENOUS LASER COAGULATION OF VEINS OF THE LOWER LIMBS IN COMPLEX TREATMENT OF VARICOSIS

In article have analyzed the differences between the effects of laser radiation impact with wavelengths of 1470 and 1560 nm on biological tissue from the standpoint of their physical properties, have determined clinical value of the detected differences based on usage of the mentioned LR wavelengths in treatment of varicosis of the lower limbs.

Keywords: *varicose veins, laser radiation, endovenous laser coagulation.*

Актуальность. Варикозная болезнь нижних конечностей (ВБ) является наиболее распространенным хирургическим заболеванием, которое встречается у 25–33% женщин и 10–20% мужчин трудоспособного возраста [1]. В течение последнего столетия хирургическоелечение ВБ основывается на удалении варикозных поверхностных вен с целью ликвидации патологических венозных рефлюксов. При этом флебэктомия нередко сопровождается длительным периодом нетрудоспособности, определенным процентом осложнений в послеоперационном периоде, неудовлетворительным косметическими результатами [5]. Одним из современных методов лечения ВБ является эндовенозная лазерная коагуляция (ЭВЛК). ЭВЛК — это малоинвазивное вмешательство, суть которого заключается в термическом повреждении стенки вены путем воздействия контролируемой дозы тепловой энергии, которую создает в просвете вены лазер, что в конечном итоге вызывает окклюзию варикозно измененной вены без ее анатомического выделения и удаления. Эта процедура выполняется под ультразвуковым контролем, которая может быть проведена как в стационаре, так и в амбулаторных условиях.

Цель исследования:

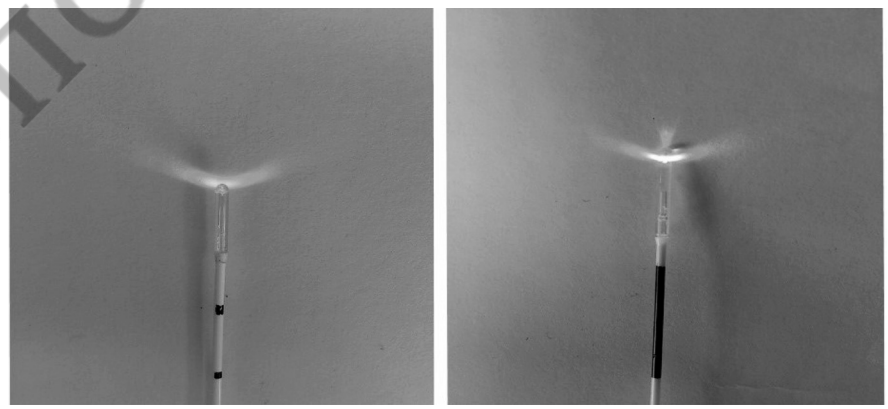
1. Оценить отличия эффектов воздействия на биоткань лазерного излучения (ЛИ) с длинами волн 1470 и 1560 нм (рис. 1) с позиций их физических свойств.

2. Определить клиническое значение выявленных отличий на основе опыта применения указанных длин волн лазерного излучения при лечении ВБ в системе малой подкожной вены (МПВ).

Материалы и методы. За 2014–2016 годы нами было выполнено 394 операций ЭВЛК в системе МПВ. Пациенты были разделены на две группы. 1 группа 210 операций ЭВЛК с использованием медицинского лазера с длинной волны 1560 нм («Mediola Compact», ЗАО «ФОТЭК», РБ). Средний диаметр МПВ 0,65±0,2 см. Средняя длительность операции 44±13 мин. Средняя линейная плотность энергии (ЛПЭ) на 1 см длинны вены составила 74±4 Дж. Вторая группа 184 операции ЭВЛК с использованием медицинского лазера с длинной волны 1470 нм («CERALAS E15 ELVES PREMIUM», BIOLITEC AG, Германия). Средний диаметр МПВ 0,75±0,15 см. Средняя длительность операции 38±18 мин. Средняя линейная плотность энергии (ЛПЭ) на 1 см длинны вены составила 68±4 Дж. Все ЭВЛК выполняли под интраоперационым ультразвуковым контролем. По клиническим классам пациенты распределились следующим образом: С2 – 54%, С3 – 20, 4%, С4 – 16%, С5 – 5,3%, С6 – 4,3%. В возрасте 18–30 лет – 10,1%, 31–40 лет – 21,2%, 41–50 лет – 23,3%, 51–60 лет – 23,7%, 61–70 лет – 14,4%, 71–80 лет – 7,3%.

Результаты и обсуждения. Данные виды ЛИ относятся к водоспецифичному диапазону (от 1340 нм) [7]. Механизм воздействия ЛИ водоспецифичного диапазона состоит в том, что первичный термический эффект от поглощения водной средой вызывает локальное закипание воды с образованием пузырьков пара, которые и повреждают клетки тепловой энергией (вторичный тепловой эффект). При этом осуществляется тепловое воздействие на кровь и венозную стенку, вызывая коагуляцию крови, сокращение коллагеновых волокон, содержащихся в венозной стенке, ведущее к уменьшению диаметра вены, и тепловое повреждение венозной стенки, запускающее процесс трансформации вены в соединительные ткани. Происходит более равномерное распределение лазерной энергии и для эффективной термокоагуляции нужна меньшая мощность излучения по сравнению с гемоглобинпоглощаемым ЛИ [4].

Первичный термический эффект – нагрев объема поглощающей среды, вызванный непосредственной абсорбцией ЛИ. Вторичный термический эффект – нагрев среды, вызванный эффектом вторичной передачи тепловой энергии [7].



световод 1560 нм световод 1470 нм

Рис. 1. Лазерные световоды

Репозиторий БГМУ

Цель воздействияЛИ является локальный нагрев стенки сосуда в пределах интимы и медии до 95–100 °С (необратимое повреждение) с его последующей окклюзией, не допуская чрезмерного перегрева ткани (обугливания) и не подвергая при этом термическому повреждению окружающие ткани. Излучение, вышедшее за пределы вены (и частично поглощенное в ее стенке), продолжает поглощаться в окружающей вену «подушке», образованной тумисцентным раствором и меньше проникает в ткани, что снижает вероятность повреждения окружающих тканей [2, 6].

Физико-биологическая активность ЛИ определяется следующими основными характеристиками:

1. Эффективность утилизации энергии ЛИ: доля энергии ЛИ, поглощенного единицей объема поглощающей среды, в которой возникает первичный термический эффект.

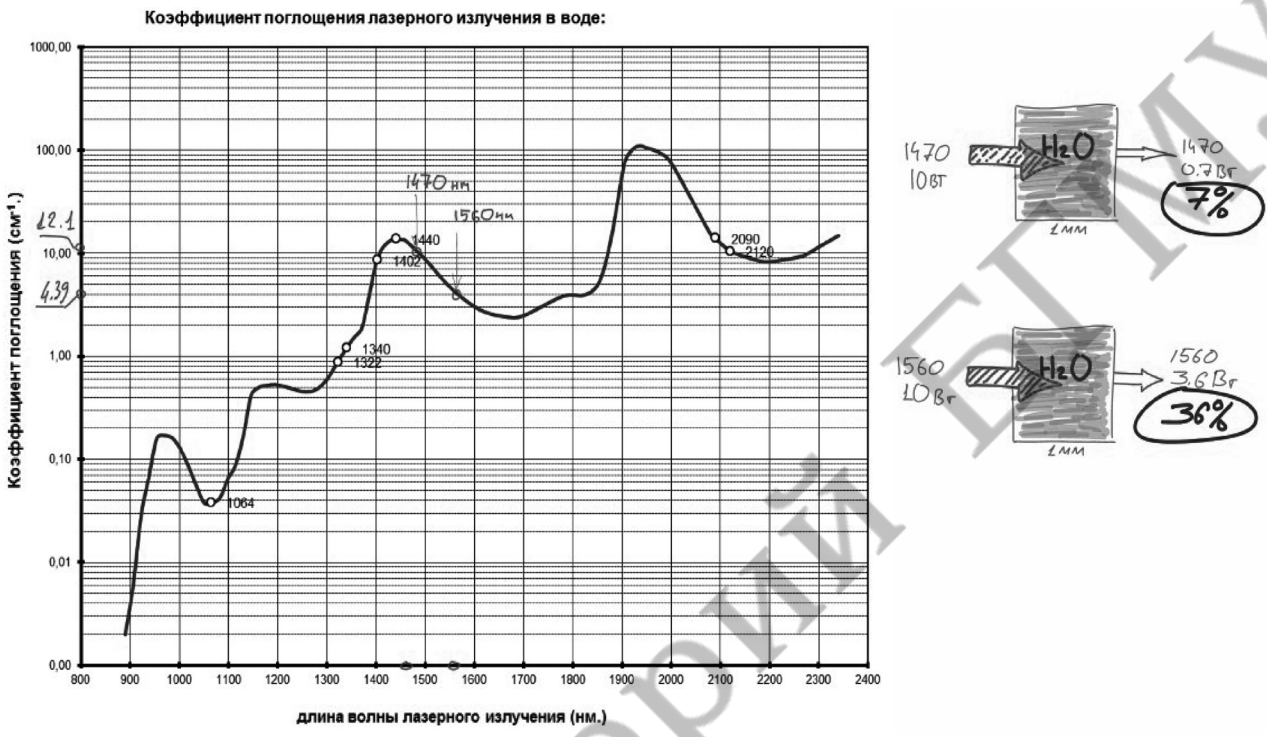


Рис. 2. Коэффициент поглощения ЛИ в воде

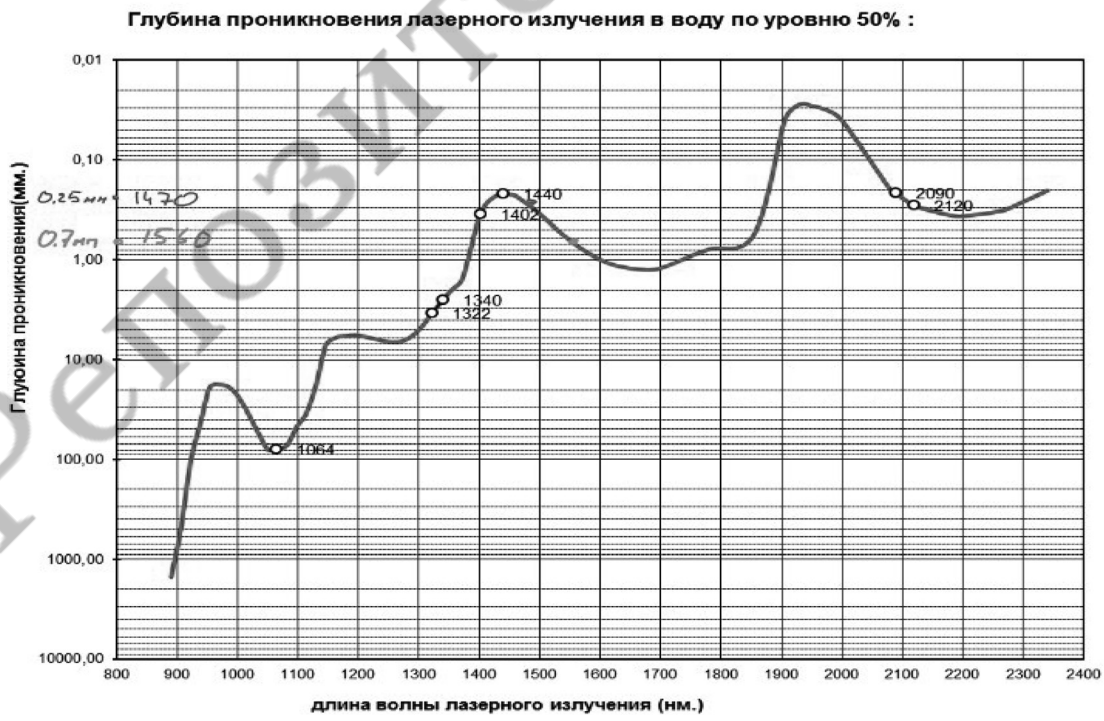


Рис. 3. Глубина проникновения ЛИ в воду

Репозиторий БГМУ

Фактор клинических различий исследуемых длин волн – коэффициент поглощения водой**.** Эффективность утилизации энергии лазерного излучения на 1 мм водной среды составляет: для ЛИ 1470 нм – 93%; ЛИ 1560 нм – 64% (рис. 2) [3].

2. Объем эффективной утилизации энергии ЛИ: объем поглощающей среды, в котором возникает первичный термический эффект.

Глубина проникновения излучения в воду (рис. 3) и водосодержащие ткани составляет величину от нескольких десятых миллиметра до 1–2 мм. При избыточном энергетическом воздействии ЛИ проникает в окружающие вену ткани и вызывать их повреждение и болевой синдром, при меньшем излучение будет поглощаться в малом объеме. При этом быстрее будет достигаться порог карбонизации [7, 8].

Объем эффективной утилизации энергии лазерного излучения: для 1470 нм составляет 1,6 мм^3; ЛИ 1560 нм – 5,8 мм^3.

Таким образом, динамика первичного нагрева ЛИ 1470 нм выше в 3.6 раза, а доза необходимой энергии на 10–12 % меньше, чем у ЛИ 1560 нм, за счет меньшего объема эффективной утилизации феномена тепловой реабилитации.

3. Целевая температура (ЦТ – °С) и целевой объем (ЦО). ЦТ (температура среды, в которой наступает необходимый термический эффект) не зависит от типа передаваемой энергии.

ЦО (объем поглощающей среды, который необходимо нагреть) водной среды, превышающий объем эффективной утилизации нагревается за счет эффекта вторичной теплопроводности (рис. 4).

Размерность времени нагрева объема эффективной утилизации – наносекунды. Размерность времени нагрева за счет эффекта вторичной теплопроводности – секунды.

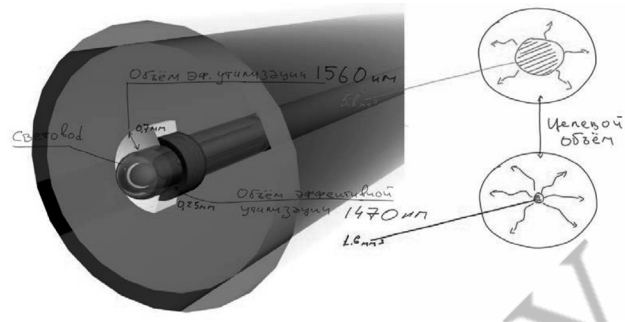


Рис. 4. Целевой объем среды

Следовательно, время нагрева в целевом объеме определяется временем вторичной теплопередачи. Обращает на себя внимание тот факт, что при увеличении диаметра вены тепловой эффект определяется вторичной теплопроводностью и не зависит от вида ЛИ.

Схематическое представление данных позволяет наглядно определить клинические факторы утилизации энергии ЛИ (рис. 5).

Таким образом, при целевых объемах среды существенно превышающих объемы эффективной утилизации:

1) достижение целевой температуры будет обеспечиваться вторичным тепловым эффектом для обоих видов ЛИ;

2) для нагрева равных целевых объемов необходимо сообщить одинаковые дозы энергии при равных параметрах мощности ЛИ.

Качество облитерации коагулированной вены оценивалась на контрольном осмотре на 1, 7 сутки и 1, 3, 6 месяцев после ЭВЛК с помощью ультразвукового исследования. Резорбция коагулированной вены представлена в табл. 1.

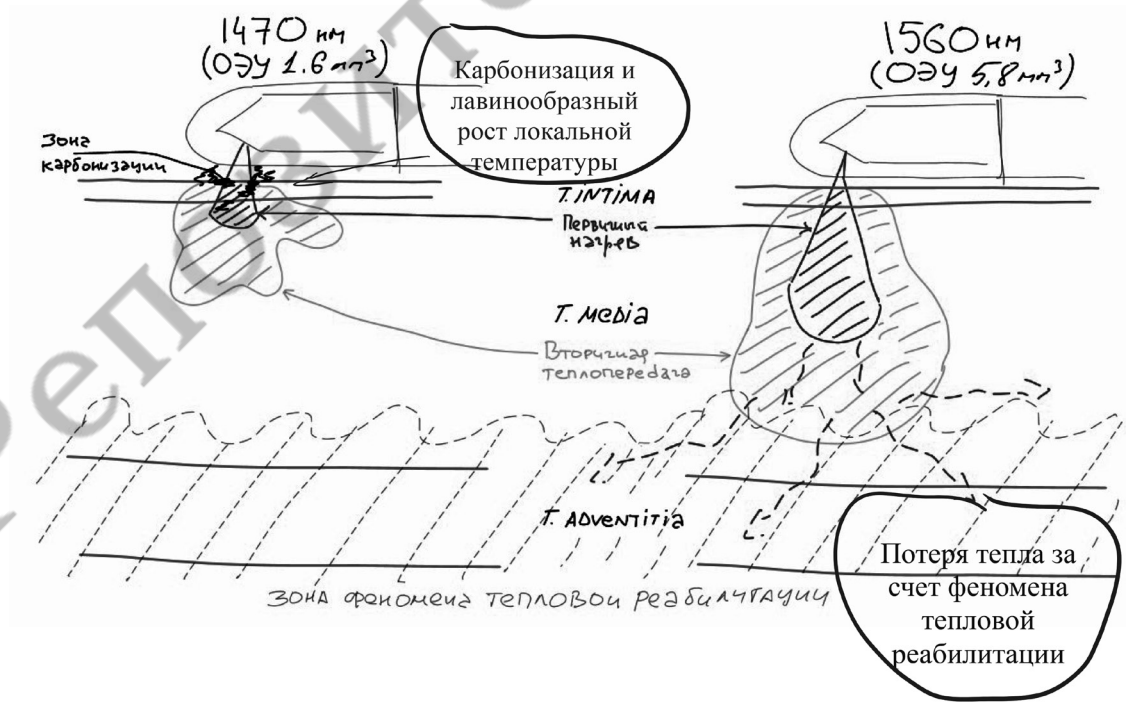


Рис. 5. Клинические факторы утилизации энергии ЛИ

Репозиторий ВГМУ

Таблица 1. **Резорбция МПВ в первой группе и второй группах**

	Исходный диаметр	1-е сутки п/о	7-е сутки п/о	1 месяц п/о	3 месяца п/о	6 месяцев п/о
1 группа: средний диаметр МПВ (см) / количество наблюдений	0,65±0,2 / 210	0,65±0,2 / 210	0,6±0,3 / 164	0,55±0,2 / 133	0,4±0,2 / 102	0,3±0,1 / 94
2 группа: средний диаметр МПВ (см) / количество наблюдений	0,75±0,2 / 184	0,75±0,2 / 184	0,7±0,2 / 136	0,65±0,1 / 126	0,5±0,1 / 121	0,3±0,1 / 115

Существенного различия по количеству реканализаций между двумя группами (5 случаев в первой группе против 4 во второй) выявлено не было. Эффективность составила 97,6% для пациентов первой группы и 97,8% для пациентов второй группы.

Количество ранних послеоперационных осложнений: 4,3% (9 случаев) в первой группе. Из них: парестезии – 6 случаев, гиперпигментации по ходу коагулированной вены – 3 случая. И 3,2% (6 пациентов) во второй группе: парестезии – 4 пациента, гиперпигментации по ходу коагулированной вены – 2 пациента.

Выводы

1. Для достижения целевой температуры с использованием ЛИ 1560 нм необходимо большее время (в 3.6 раза) и на 10–12% больше энергии, чем при ЛИ 1470 нм.

2. Феномен «залипания» световода в вене, вследствие локальной карбонизации, меньше при длине волны 1560 нм учитывая больший объем эффективной утилизации и феномен тепловой реабилитации.

3. Различий в клинической эффективности ЛИ 1470 и 1560 нм ЭВЛК при ВБ не выявлено.

Литература

1. *Богачев, В. Ю.,* Кириенко А. И., Золотухин И. А., Брюшко А. Ю., Журавлева О. В. Эндовазальная лазерная коагуляция большой подкожной вены при варикозной болезни // Ангиология и сосудистая хирургия. – 2014. – № 2. – С. 93–100.

2. *Жилин, К. М.,* Минаев В. П. О процессах, происходящих при эндовенозной лазерной облитерации варикозно-расширенных вен при использовании лазерных излучений с длинами волн 0,97 и 1,56 мкм // Аннотации докладов.Научнаясессия МИФИ-2010. Москва: 2010. Т. 2. С. 190.

3. *Жилин, К. М.,* Минаев В. П., Соколов А. Л. О влиянии особенностей поглощения в воде и крови на выбор рабочей длины волны лазерного излучения для эндовазальной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. 2009. Т. 39, № 8. С. 781–784.

4. *Соколов, А. Л.,* Лядов К. В., Луценко М. М., Лавренко С. В., Любимова А. А., Вербицкая Г. О., Минаев В. П. Применение лазерного излучения 1,56 mkm для эндовазальной облитерации вен в лечении варикозной болезни/ Angiology and Vascular Surgery. Vol. 15 No1/2009.

5. *Chernookov, A. I.,* Kotaev A. Yu., Vakhratyan P. E., Nikolaev A. M. Surgical treatment of varicose modified tributaries of the saphenous veins, Angiology and vascular surgery, 2013, Vol. 19, no 4, pp. 77–81.

6. *Maurins, U.* / Conf. Controversies and Update in Venous Disease. Paris. 2007. P. 391.

7. *Roggan, A.,* Friebel M., Dorschel K. et al. Optical properties of circulating human blood in the wavelength range 400-2500 nm // Journal of Biomedical Optics. 1999. Vol. 4, no. 1. P. 36–46.

8. *Zhilin, K.,* Minaev V., Sviridov A., Uzhakov A. Dynamics of blood optical properties during laser heating with 1.56 and 1.68 microns // Technical program of 15th International Conference on Laser Optics. LO–2012.St.Petersburg: 2012. P. 71.

Поступила 26.07.2017 г.