



УДК 616.14-007.64:615.849.19

Возможности новой in vivo модели в изучении механизмов воздействия лазерной энергии на венозную стенку при эндовазальной лазерной облитерации большой подкожной вены

М.А. ПАРИКОВ, Д.А. СЛАВИН, А.Н. ЧУГУНОВ

Казанская государственная медицинская академия
«Инновационный сосудистый центр», г. Санкт-Петербург

Славин Дмитрий Александрович

кандидат медицинских наук, доцент кафедры эндоскопии,
общей и эндоскопической хирургии КГМА
420088, г. Казань, ул. Губкина, д. 37, кв. 63
тел. 8-903-306-93-60, e-mail: daslavin@mail.ru

Для достижения конечного результата при эндовенозной лазерной облитерации необходимо, чтобы лазерная энергия наиболее эффективно достигла своей непосредственной цели — венозной стенки. Использование новой in vivo модели наглядно показало, что существует несколько важных механизмов воздействия лазерной энергии на вену, наиболее эффективным из которых является ее непосредственное поглощение венозной стенкой в условиях отсутствия карбонизации. Таким образом, для достижения оптимального результата в виде абляции вены при эндовенозной лазерной облитерации предпочтительно использовать «водопоглощаемые» лазеры (1470 нм) и радиальные световоды.

Ключевые слова: венозная стенка, лазерная энергия, эндовенозная лазерная облитерация.

Possibilities of a new in vivo model for the study of mechanisms of action energy on the venous wall at endovasal laser obliteration of the great saphenous vein

M.A. PARIKOV, D.A. SLAVIN, A.N. CHUGUNOV

Kazan State Medical Academy
«Innovative vascular centre», St. Petersburg

To obtain the final result after endovenous laser obliteration it is necessary for the laser energy to reach the venous wall. Using a new in vivo model shows that there are several important mechanisms of effect of laser energy on vein, the most effective of which is its direct absorption by the venous wall in the absence of carbonation. Therefore, for optimum results of the venous ablation at endovenous laser obliteration are preferably used «water-absorbent» lasers (1470 nm) and radial fibers.

Key words: venous wall, laser energy, endovenous laser obliteration.

Хронические заболевания вен (ХЗВ) называют болезнями цивилизации, так как они являются наиболее распространенной патологией периферических сосудов с максимальной частотой в индустриально развитых странах. В Европе эта

патология определяется у 25-33% женщин и 10-20% мужчин, достигая 80% у лиц пожилого и старческого возраста [1, 2, 3]. Основными нозологическими формами ХЗВ являются варикозная болезнь, посттромботическая болезнь нижних

конечностей и ангиодисплазии. На протяжении последнего столетия основным методом лечения варикозной болезни было хирургическое вмешательство. Основной целью операции является устранение патологических рефлюксов крови в поверхностных венах и удаление варикозных вен. С развитием методов ультразвуковой диагностики значительно изменились представления о венозной патологии, на этом основании пересматривались лечебная тактика и необходимый объем операции. В результате с расширением показаний к хирургическому лечению, особенно при неосложненных формах варикозной болезни, возникло определенное несоответствие между тяжестью заболевания и травматичностью вмешательства.

Одним из последних достижений в лечении варикозной болезни является применение высокоэнергетических лазеров. Эндовенозная лазерная облитерация (ЭВЛО) — метод термического внутрисосудистого воздействия лазера на несостоятельные подкожные вены, в результате чего они подвергаются фиброзной трансформации и выключаются из патологического кровотока. Вмешательство проводится без приустьевого высокого лигирования большой или малой подкожной вены, под местной анестезией в амбулаторных условиях. Для ЭВЛО нет необходимости выполнять разрезы кожи, достаточно через единственный прокол установить в вену сверхтонкий световод, подключенный к лазерному аппарату. Все этапы процедуры, от диагностики до интраоперационной навигации, контролируются с помощью ультразвукового ангиосканирования. На сегодняшний день данный метод лечения можно применить у большинства пациентов с варикозной болезнью. Эффективность ЭВЛО в устранении патологического венозного кровотока при варикозной болезни превосходит традиционные хирургические методы и составляет от 87 до 100% [1, 2, 4]. Однако, несмотря на достигнутые успехи, остаются актуальными вопросы о причинах реканализации вен, послеоперационных осложнений, возможности применения ЭВЛО при больших диаметрах вен, выборе оптимальных энергетических параметров и снижении болевого синдрома после операции.

Для решения указанных проблем были предложены различные длины волн и типы световодов. В связи с чем, не утихают дискуссии о преимуществах той или иной длины волны или световода, что связано с отсутствием четких представлений о механизмах воздействия лазера на венозную стенку. Было проведено множество экспериментов и предложено несколько моделей для подтверждения той или иной гипотезы. Большинство исследований выполнено с «гемоглобиновыми» лазерами с длиной волны 810 – 1064 нм и торцевыми световодами, которые первоначально применялись для ЭВЛО. Экспериментальные работы проводились на удаленных сегментах вен человека и животных, заполненных кровью (T. Proebstle et al., B. Disselhof et al., C. Schmedt et al.), а также в стеклянных трубках (R. van den Bos et al.) [5, 6, 7]. Исследователи также измеряли температурный профиль во время лазерного воздействия с помощью термокатетера, расположенного внутри вены (B. Disselhof et al.), изменения температуры на различной дистанции от кончика лазерного волокна внутри стеклянной трубки (R.

van den Bos et al.) [6, 8], изучали макроскопическую и микроскопическую картину изменений в стенке вены. Полученные результаты показали определенный уровень повреждения тканей и изменения температуры в зависимости от расстояния до источника лазерного излучения. При этом большинство экспериментов можно признать искусственными и далекими от реальной картины и клинической практики. Как было справедливо отмечено S. Mordon et al., вена заполненная кровью не может служить адекватной моделью для изучения воздействия лазера на венозную стенку и не соответствуют условиям, которые происходят при ЭВЛО [9]. Это связано с тем, что такой хромофор как кровь активно поглощает лазерную энергию, что приводит к кипению с образованием пузырьков и карбонизации на кончике световода. В этом аспекте наибольший интерес представляет работа G. Spreafico et al., которая максимально приближена к реальным условиям [10]. Автор выполнял ЭВЛО большой подкожной вены (БПВ) на диодном лазере 1470 нм с радиальным световодом при линейной плотности энергии 50–100 Дж/см, затем вена удалялась при помощи зонда (5 пациентов), изучался обработанный и интактный сегмент вены. В результате удалось выявить характерные повреждения в стенке вены. Однако недостатком данной работы является небольшое количество наблюдений, при котором невозможно сделать выводов об адекватном уровне лазерной энергии для ЭВЛО и достаточно травматичный забор вены зондом, который может вызывать дополнительное механическое повреждение стенки вены.

Цель исследования — изучение механизмов воздействия лазерной энергии (1470 нм) на венозную стенку при эндоваскулярной лазерной облитерации большой подкожной вены *in vivo* в условиях стандартизированного протокола проведения ЭВЛО.

Материалы и методы

В исследование вошли тридцать пациентов с варикозной болезнью нижних конечностей (CEAP C2, C3) с S-типом клапанной несостоятельности большой подкожной вены на бедре. Критериями исключения служили предшествующая стволовая склеротерапия и тромбофлебит в анамнезе. Диагноз был подтвержден предоперационным ультразвуковым ангиосканированием. Эндовенозная лазерная облитерация проводилась амбулаторно под тумесцентной анестезией на диодных лазерах «Лами» (Россия) 1470 нм и Ceralas 15E «Biolitec» (Германия) 1470 нм с использованием у 10 пациентов торцевых (Лами), а у 20 — радиальных (Biolitec) световодов. Мощность лазерной энергии варьировала от 3 до 9 Ватт, подавалась в непрерывном режиме. Важно, что перед каждой ЭВЛО для определения точного уровня линейной плотности лазерной энергии мы определяли реальную мощность на кончике световода при помощи измерителя мощности «Orphir» (Израиль). Во время процедуры световод извлекался устройством автоматической тракции со скоростью 0,7 мм в секунду (СДПС-01, Лами). Таким образом, был установлен стандартизированный протокол ЭВЛО, при котором использовались значения линейной плотности лазерной энергии от 40 до 130 Дж/см.

Первым этапом операции выполняли пункцию экстрафасциальной части ствола БПВ перифе-

рическим венозным катетером (16/17G) в нижней трети бедра через который вводили торцевой световод, для радиального световода дополнительно устанавливали интродьюсер 6 Fr. Лазерное волокно проводили внутри БПВ под ультразвуковым контролем и позиционировали у сафено-фemorального соустья сразу за устьем поверхностной надчревной вены. Следующим этапом выполняли тумесцентную анестезию. Под ультразвуковым контролем по ходу вены со световодом вводили раствор анестетика, в результате вокруг сосуда формировалась тумесцентная «подушка». Она необходима для обезболивания, защиты окружающих тканей от теплового воздействия лазерного излучения, уменьшения диаметра вены и вытеснения крови из ее просвета. Затем проводили непосредственно эндовенозную лазерную облитерацию. На выбор тех или иных показателей линейной плотности лазерной энергии влияли такие факторы как диаметр вены, наличие крупных притоков, выраженность подкожной клетчатки и тип световода. Тракцию световода осуществляли автоматически со ско-

Рисунок 1.
Экспериментальная модель, забор вены флебэкстракторами Варади

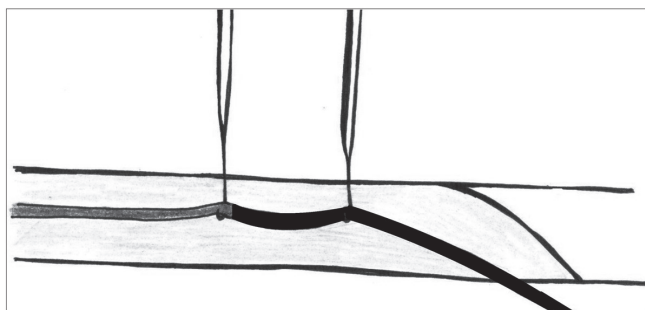
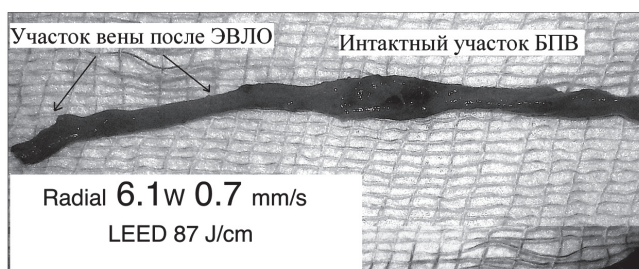


Рисунок 2.
Макроскопические изменения в вене после ЭВЛО



ростью 0,7 мм в секунду. Лазерное воздействие прекращали на расстоянии 10 см от места пункции для того, чтобы была возможность изучить интактную часть вены. Сразу после процедуры осуществлялся забор экстрафасциального участка большой подкожной вены через микропроколы кожи флебэкстракторами Варади (рис. 1). Оценивали макроскопические изменения в вене со стороны эндотелия и адвентиции, сравнивали их с необработанным лазером участком.

Результаты

Макроскопическая картина обработанной лазером вены менялась в зависимости от величины линейной плотности лазерной энергии и типа световода. При сравнении с интактным участком нами были отмечены следующие признаки по-

Рисунок 3.
Вена, обработанная при помощи радиального световода (отсутствие карбонизации и перфораций)

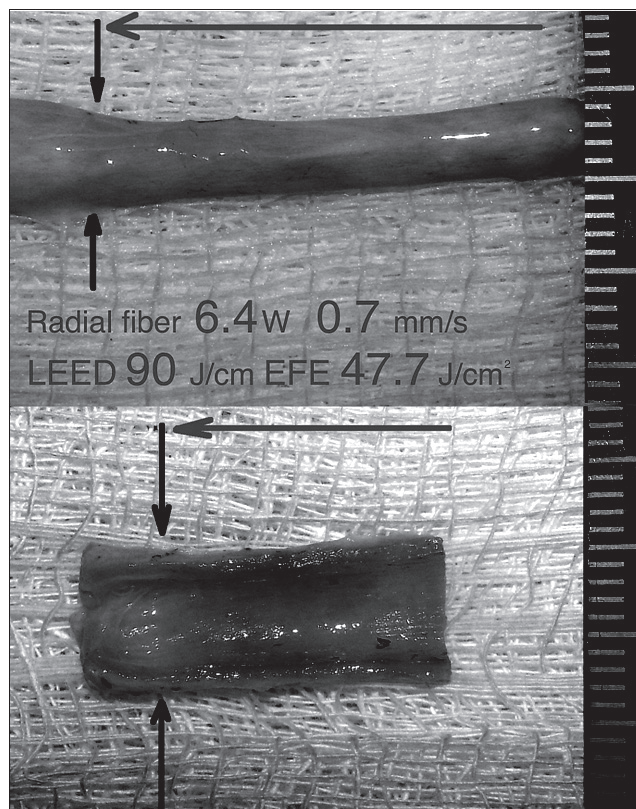
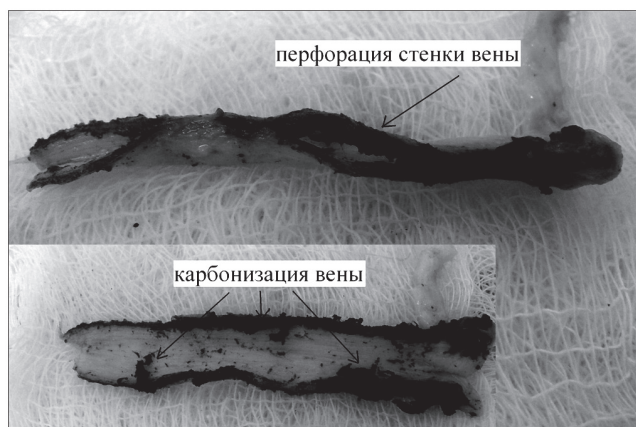


Рисунок 4.
Вена, обработанная торцевым световодом (признаки карбонизации, выраженное локальное повреждение стенки вены, перфорации стенки)



вреждения стенки вены: изменения цвета, консистенции, уменьшение диаметра, наличие карбонизации, перфораций стенки. Указанные критерии оценивали как со стороны эндотелия, так и со стороны адвентиции вены (рис. 2). При использовании радиального световода и линейной плотности лазерной энергии от 72 до 90 Дж/см мы наблюдали характерную картину: вена равномерно меняла свой цвет с розового на серый, становилась плотной, резиноподобной консистенции, значительно уменьшался ее диаметр, увеличивалась толщина стенок. Признаков кар-

бонизации или перфораций отмечено не было (рис. 3). Для получения подобных изменений в стенке вены с использованием торцевого световода требовалось примерно на 25% больше энергии 110-120 Дж/см. При этом всегда можно было наблюдать характерную выраженную карбонизацию внутри просвета вены и более глубокое локальное повреждение вены вплоть до перфорации в зоне контакта ее стенки с кончиком световода (рис. 4). При использовании радиального световода и плотности энергии более 95 Дж/см в ряде наблюдений были также выявлены признаки карбонизации как внутри просвета вены, так и на самом волокне, что свидетельствует об избыточности таких параметров. Применение меньших для каждого типа световодов энергетических параметров, сопровождалось признаками недостаточного повреждения стенки вены в виде неравномерного, частичного изменения цвета, незначительного уменьшения диаметра, отсутствия изменений со стороны адвентиции. Таким образом, оценивая макроскопическую картину и используя различные уровни линейной плотности энергии и типы световодов, нами были получены определенные характерные макроскопические изменения в стенке вены. Учитывая тот факт, что мы использовали автоматическую тракцию световода с заданной скоростью и знали точный уровень мощности и линейной плотности лазерной энергии, можно говорить о достоверности полученных нами результатов по такому стандартизированному протоколу ЭВЛО.

Обсуждение

В настоящее время обсуждается несколько возможных теорий о механизмах воздействия лазерной энергии на стенку вены: за счет вскипания крови, непосредственный контакт со световодом, температурное воздействие карбонизированного кончика световода, прямое поглощение лазерной энергии венозной стенкой. Первоначально для ЭВЛО широко использовались лазеры с длиной волны 810 – 1064 нм. Лазерное излучение в этом диапазоне характеризуется высоким поглощением в гемоглобине крови и низким поглощением в воде. Указанные длины волн R. Weiss. и H. Valley отнесли к гемоглобинпоглощаемым (H-лазеры) [1, 4]. Экспериментальные работы T. Proebstle на удаленных сегментах БПВ человека, заполненных кровью продемонстрировали, что выделяющееся при поглощении лазерной энергии тепло внутри сосуда приводило к локальному кипению крови с образованием пузырьков пара, которые в свою очередь осуществляли термическое повреждение венозной стенки, начиная с эндотелия. Это в свою очередь, обеспечивало условия для формирования окклюзивного фиксированного тромбоза в зоне воздействия с последующим фиброзным перерождением вены и прекращением патологического кровотока [1, 4, 11]. Эта теория долгое время оставалась ведущей в объяснении механизмов лазерного воздействия на венозную стенку, но как показало время, являлась ошибочной, что во многом было связано с несоответствием условий эксперимента реальной картине происходящей при ЭВЛО. Дальнейшими исследованиями было выявлено, что пузырьки кипящей крови очень быстро схлопываются и не могут вызывать значимого повреждения стенки вены [12]. Математические расчеты показали, что для вскипания крови в просвете вены требу-

ется всего около 0,25 Дж, а для ЭВЛО использовалось гораздо больше энергии. Данные гистологического исследования выявили, что основной повреждающий эффект был связан с прямым контактом кончика световода и стенки вены, именно туда и уходила приложенная энергия лазера. Этот механизм воздействия на вену является ведущим при использовании торцевого световода, что неизбежно приводит к неравномерному повреждению венозной стенки, карбонизации, и, как следствие, к значительному повышению температуры с перфорациями венозной стенки и повреждением перивенозных тканей. Клинически это проявляется значительными экхимозами, выраженной воспалительной реакцией и болевым синдромом после операции [1, 13, 14].

В последние годы появилось много работ о положительном опыте применения для ЭВЛО лазеров с длинами волн 1470 – 1560 нм, в которых поглощение в воде является преобладающим (водопоглощаемые, W-лазеры). При этом основным хромофором венозной стенки является именно вода. Таким образом, лазерная энергия может быть поглощена непосредственно стенкой вены и для этого не требуется вскипания крови и прямого контакта с кончиком световода. Это обеспечивает циркулярное воздействие на все слои стенки вены и термическое повреждение всей ее толщи, в отличие от H-лазеров. Такое, более эффективное использование лазерной энергии позволяет проводить ЭВЛО на значительно меньших мощностях, а применение радиального световода в определенном энергетическом коридоре помогает избежать его прямого контакта со стенкой вены и карбонизации. Клинически это проявляется значительным уменьшением выраженности болевого синдрома, уменьшением экхимозов после операции, возможностью надежно облитерировать вены большого диаметра (более 1 см) [1, 4, 15, 16]. Использование торцевого световода для ЭВЛО лазером 1470 нм во многом нивелирует преимущества его длины волны в связи с прямым контактом горячего кончика световода со стенкой вены, что приводит к карбонизации, повышению внутрипросветной температуры, перфорациям и другим побочным эффектам, требует большей линейной плотности энергии для достижения конечного результата. Это связано с тем, что обугливание световода и интимального слоя вены, является мощным хромофором, активно поглощающим лазерную энергию, что препятствует ее проникновению в медию и адвентицию.

Полученные нами результаты и экспериментальные работы G. Spreafico et al. позволяют провести корреляцию между макроскопическими изменениями (консистенция, изменение цвета, диаметра вены и т.д.) с данными гистологических исследований. Серый цвет вены, плотная, резиноподобная консистенция, значительное уменьшение диаметра вены и утолщение стенок свидетельствуют о глубоком коагуляционном некрозе всех ее слоев с разрушением коллаген-эластинового каркаса в tunica media в результате лазерного воздействия. Визуально такая вена выглядит также как вена, помещенная в горячую воду (85°C) на 30 секунд [17].

Заключение

Для достижения конечного результата при эндовенозной лазерной облитерации необходимо, чтобы лазерная энергия наиболее эффективно



достигла своей непосредственной цели - венозной стенки. Этому могут препятствовать следующие факторы: неподходящая длина волны с максимальным поглощением в крови, неадекватная тумесцентная анестезия и как результат, наличие крови в просвете вены, карбонизация на кончике световода и его непосредственный контакт с венозной стенкой, приводящий к ее перфорациям, неправильно подобранные энергетические параметры. Использование новой in vivo модели наглядно показало, что существует несколько важных механизмов воздействия лазерной энергии на вену, наиболее эффективным из которых является ее непосредственное поглощение венозной стенкой в условиях отсутствия карбонизации. Кроме того, она позволяет увидеть изменения, которые происходят с веной в результате ЭВЛО при тех или иных энергетических параметрах и типах световодов.

Таким образом, для достижения оптимального результата в виде абляции вены при эндовенозной лазерной облитерации предпочтительно использовать «водопоглощаемые» лазеры (1470 нм) и радиальные световоды.

ЛИТЕРАТУРА

1. Соколов А.Л., Лядов К.В., Луценко М.М. Лазерная облитерация вен для практических врачей. — М.: Медпрактика-М, 2011. — 136 с.
2. Management of Chronic Venous Disorders of the Lower Limbs Guidelines According to Scientific Evidence // International Angiology. — 2008. — Vol. 27. — 59 p.
3. Российские клинические рекомендации по диагностике и лечению хронических заболеваний вен // Флебология. — 2013. — Т. 7, № 2. — С. 6-47.
4. Шевченко Ю.Л., Стойко Ю.М., Мазайшвили К.В. Лазерная хирургия варикозной болезни. — М.: Боргес, 2010. — 195 с.

5. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A. et al. Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles // J Vasc. Surg. — 2002. — 35. — P. 729-736.
6. Disselhof B.C., Rem A.I., Verdaasdonk R.M. et al. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action // Phlebology. — 2008. — 23. — P. 69-76.
7. Schmedt C.G., Sroka R., Steckmeier S. et al. Investigation on radiofrequency and laser (980 nm) effects after endoluminal treatment of saphenous vein insufficiency in an ex-vivo model // Eur J Vasc. Endovasc. Surg. — 2006. — 32. — P. 318-325.
8. van den Bos R.R., Kockaert M., Neumann H.A. et al. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins // Lasers Med. Sci. — 2009. — 24. — P. 247-251.
9. Mordon S., Wassmer B., Servell P. et al. Is a vein filled with blood a good model for studying endovenous laser ablation? // Lasers Surg. Med. — 2009. — 41. — P. 543-544.
10. Spreafico G., Giordano R., Piccoli A. et al. Histological damage of saphenous venous wall treated in vivo with radial fiber and 1470 nm diode laser // J Vasc. Endovasc. Surg. — 2011. — 18. — P. 241-7.
11. Proebstle T.M., Sandhofer M., Kargl A. et al. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood // Dermatol Surg. — 2002. — 28. — P. 596-600.
12. Fan C.M., Rox-Anderson R. Endovenous laser ablation: mechanism of action // Phlebology. — 2008. — 23. — P. 206-213.
13. Vuylsteke M., Van Dorpe J., Roelens J. et al. Endovenous laser treatment: a morphological study in an animal model // Phlebology. — 2009. — 24. — P. 166-175.
14. Pannier F., Rabe E., Rits J. et al. Endovenous laser ablation of great saphenous veins using a 1470 nm diode laser and the radial fibre follow-up after six months // Phlebology. — 2011. — 26. — P. 35-9.
15. Соколов А.Л., Лядов К.В., Луценко М.М. и соавт. Применение лазерного излучения 1,56 мкм для эндовазальной облитерации вен в лечении варикозной болезни // Ангиол. и сос. хир. — 2009. — Т. 15, № 1. — С. 68-76.
16. Beck T., Burgmeier C., Blagova R. et al. Thermal induced effects on vein tissue - A basic ex-vivo investigation for EVLT // Medical laser application. — 2007. — 22. — С. 238-41.

ПОДПИСНОЙ ИНДЕКС ЖУРНАЛА «ПРАКТИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА»

В КАТАЛОГЕ «РОСПЕЧАТЬ» 37140

В РЕСПУБЛИКАНСКОМ КАТАЛОГЕ ФПС «ТАТАРСТАН ПОЧТАСЫ» 16848