

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ 1,56 МКМ ДЛЯ ЭНДОВАЗАЛЬНОЙ ОБЛИТЕРАЦИИ ВЕН В ЛЕЧЕНИИ ВАРИКОЗНОЙ БОЛЕЗНИ

СОКОЛОВ А. Л., ЛЯДОВ К. В., ЛУЦЕНКО М. М., ЛАВРЕНКО С. В.,
ЛЮБИМОВА А. А., ВЕРБИЦКАЯ Г. О., МИНАЕВ В. П.

ФГУ «Лечебно-реабилитационный центр Росздрави»,
НТО «ИРЭ-Полус»,
Фрязино, Москва, Россия

За 2002-2008 гг. в Лечебно-реабилитационном центре Росздрави эндовенозная лазерная коагуляция (ЭВЛК) подкожных и перфорантных вен применена в лечении более 1000 пациентов с варикозной болезнью вен нижних конечностей (ВБ), для чего использовалось лазерное излучение в диапазоне 0,915-0,98 мкм. Лазерное излучение с длиной волны 1,56 мкм, физические характеристики которого имеют существенные отличия от ранее применявшегося было использовано в лечении 43 пациентов с ВБ: выполнено 49 ЭВЛК большой и малой подкожных вен (БПВ и МПВ), и 15 коагуляций перфорантных вен (ПВ). Техника выполнения операций не отличалась от применявшейся ранее. В послеоперационном периоде отмечена незначительная выраженность и быстрый регресс болевого синдрома, более чем в 2 раза меньшая выраженность экхимозов и отсутствие болезненности по ходу коагулированной вены, что определило более легкое течение посткоагуляционного периода и раннюю активизацию пациентов. Осложнений не отмечено. Особенностью ультразвуковой картины после эндовазального применения лазерного излучения 1,56 мкм является равномерное утолщение стенки, уплотнение интимы, концентрическое сужение просвета вены. При гистологическом исследовании фрагментов БПВ отмечено значительное утолщение венозной стенки за счет ее отека и циркулярного сокращения, наличие участков некролиза, зон кариолизиса. В сроки от 4-х до 6,5 месяцев после ЭВЛК обследовано 23 пациента, у которых ранее было выполнено 35 коагуляций БПВ, МПВ и ПВ. Во всех наблюдениях подвергнутые лазерному воздействию вены были полностью облитерированы, зон сохраненного кровотока и патологических рефлюксов не выявлено. Применение для ЭВЛК излучения, характеризующегося высоким поглощением водой, сопровождается более легким течением послеоперационного периода и высокой эффективностью облитерации.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: варикозная болезнь, эндовенозная лазерная коагуляция.

В основе лечения гемодинамических нарушений при варикозной болезни вен нижних конечностей (ВБ), лежит устранение патологического рефлюксного тока крови и выключение из кровотока патологически измененных участков венозной системы нижних конечностей. С этой целью обычно применяются хирургические вмешательства, рекомендованные во многих учебниках и руководствах [1, 2]. В настоящее время, наряду с традиционными хирургическими операциями, в лечении варикозной болезни вен нижних конечностей все чаще используются эндовазальные методы облитерации вен, к которым относятся различные варианты склерозирования, радиочастотная и лазерная коагуляция. Помимо высокой эффективности, сопоставимой с результатами хирургического лечения, несомненными преимуществами этих методик являются меньшая травматичность, возможность выполнения в амбулаторных условиях и хороший эстетический результат [3, 4].

Эндовенозная лазерная коагуляция (ЭВЛК) — метод облитерации подкожных вен путем внутрисосудистого термического воздействия лазерным излучением — применяется в клинической практике

с начала 2000 года [5, 6]. Целью ЭВЛК является фиброзная трансформация вен, приводящая к стойкому выключению их из патологического кровотока. Для первых аппаратов с длиной волны 0,81 мкм, применявшихся для эндовенозной коагуляции, хромофором-мишенью являлся оксигемоглобин. Выделяющееся при поглощении лазерной энергии внутри сосуда тепло приводило к локальному «кипению» крови с образованием пузырьков пара, которые в свою очередь осуществляли термическое повреждение венозной стенки, начиная с эндотелия. Повреждение внутренних слоев стенки вены обеспечивало условия для формирования окклюзивного фиксированного протяженного тромбоза с последующим фиброзным перерождением вены и прекращением патологического кровотока. Лазерное излучение с длиной волны в диапазоне 0,81 - 1,06 мкм, характеризуется высоким поглощением в гемоглобине крови и низким поглощением в воде. До настоящего времени оно наиболее часто применяется для ЭВЛК [4-6]. Указанные длины волн Weiss R.A. и Valley H. в комментарии к статье Proebstle T.M. с соавт. (2005 г.) отнесли к «гемоглобинпоглощаемым» [7], условно будем называть их Н-лазеры. Выполнение

ЭВЛК с помощью Н-лазеров приводило к успешной облитерации вен более чем в 90-97% случаев, особенно при небольшом диаметре вен [4, 8, 9]. Однако попытки ЭВЛК вен большего диаметра сопровождались повышением болезненности самой процедуры, существенным ростом паравазальных экхимозов, инфильтратов, увеличением частоты ощущения «болезненного тяжа» по ходу коагулированной вены, а также ростом числа реканализаций, несмотря на казалось бы адекватное увеличение мощности и энергии коагуляции [10, 11].

В 2003 г. на международном конгрессе в Сан-Диего M. Goldman доложил об использовании для ЭВЛК излучения лазеров на АИГ:Nd с длиной волны 1,32 мкм, которое уже заметно поглощается не только в оксигемоглобине, но и воде. Поглощение в оксигемоглобине для этой длины волны все еще преобладает над поглощением в воде [12], поэтому отнесение данного излучения к «водопоглощаемому» (Weiss R.A. и Valley H., 2005) или «водноспецифичному» (Mackay E. с соавт., 2006) не совсем корректно [7, 13]. Более правильно использовать этот термин для лазеров с длинами волн, близкими к 1,5 мкм, в которых поглощение в воде является преобладающим. Такие лазерные аппараты с длиной волны 1,47-1,5-1,56 мкм (обозначим их как W-лазеры), лишь недавно стали применяться для эндовенозной облитерации вен и многие аспекты новой методики нуждаются в дальнейших исследованиях.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

За период 2002-2008 гг. в Лечебно-реабилитационном центре Росздрава лазерная коагуляция подкожных и перфорантных вен применена в лечении более 1000 пациентов с ВБ. Выполнено 918 ЭВЛК большой и малой подкожных вен (БПВ и МПВ), более 1200 ЭВЛК притоков, 723 ЭВЛК несостоятельных перфорантных вен (ПВ). В течение этого времени работа велась на диодных лазерах, работающих в диапазоне 0,915-0,98 мкм: «Medilas D SkinPulse» («Dornier», Германия) и «ИРЭ-Полус» (Россия), менее продолжительно использовались аппараты «Ceralas» («Biolitec», Германия), «Лакта-МИЛОН» (Россия). Анализ результатов шестилетнего применения ЭВЛК в лечении больных ВБ убедительно показал эффективность этого метода в устранении вертикального и горизонтального патологического рефлюкса, его малую травматичность, положительное влияние на оценку качества жизни [4].

С марта 2008 года для лазерной коагуляции вен стал использоваться лазерный аппарат ЛСП «ИРЭ-Полус» с длиной волны 1,56 мкм и мощностью до 30 Вт (НТО «ИРЭ-Полус», ООО «Азор»). С его помощью пролечено 43 пациента с варикозной болезнью (ВБ) вен нижних конечностей (клинические

классы С2-С5) и верифицированным при ультразвуковом ангиосканировании (УЗАС) патологическим рефлюксом по БПВ, МПВ или ПВ (всего на 59 нижних конечностях). Проведено 33 ЭВЛК БПВ на протяжении 19-69 см, диаметр вен колебался от 6 до 18 мм. Выполнено 16 ЭВЛК МПВ на протяжении от 11 до 27 см, диаметр МПВ варьировал от 5 до 12 мм. Под ультразвуковым контролем осуществлено 15 ЭВЛК несостоятельных ПВ.

Техника вмешательства не отличалась от применявшейся ранее на Н-лазерах с длиной волны 0,915-0,98 мкм. Она заключалась в пункции и катетеризации БПВ или МПВ под контролем УЗАС, введении лазерного световода с установкой его у сафено-фemorального или сафено-поплитеального соустья. Расстояние световода от сафено-фemorального (СФС) или сафено-поплитеального соустья (СПС) варьировало от 5 до 10 мм в зависимости от анатомических особенностей. После паравазального введения раствора анестетика, контролируемого при УЗАС, выполнялась лазерная коагуляция в непрерывном режиме.

Мощность лазерного излучения, как правило, не превышала 10-12 Вт (в двух наблюдениях — до 15 Вт). Первоначально, ориентируясь на собственный опыт работы на Н-лазерах, для достижения окклюзии вены использовалась линейная плотность энергии, близкая к ранее применявшейся. В первых 9 ЭВЛК БПВ диаметром от 8 до 16 мм она составила от 66 до 110 Дж/см, и изменялась в зависимости от диаметра вены, выраженности патологического рефлюкса, снижаясь к дистальным отделам вены.

При оценке результатов ЭВЛК была отмечена полная окклюзия во всех случаях, что позволило перейти к работе на более низких энергетических показателях. Последующие коагуляции БПВ и МПВ выполнялись при мощности от 8 до 12 Вт, линейная плотность энергии составляла от 40 до 70 Дж/см.

У 38 пациентов стволковая ЭВЛК проводилась амбулаторно, у 4-х — в стационаре «одного дня». У 11 пациентов в амбулаторных условиях выполнена прицельная ЭВЛК 15 несостоятельных ПВ диаметром от 4 до 8 мм, при этом использовалась мощность 8 Вт с продолжительностью коагуляции от 3 до 6 сек. У 10 пациентов ЭВЛК была дополнена минифлебэктомией притоков, у 7-х — склеротерапией.

Послеоперационное наблюдение включало клинический осмотр и УЗАС-контроль на 1-е, 7-е и 14-е сутки после ЭВЛК, при которых контролировалось течение послеоперационного периода и эффект коагуляции, а также через 2-3 и 6 месяцев.

Болевые ощущения после стволковой ЭВЛК оценивались пациентами в баллах по аналоговой шкале. Для сравнения были использованы данные, полученные в ранее проведенных исследованиях

[7], которые отражали оценку боли после комбинированной флебэктомии (у 78 пациентов), и ЭВЛК на аппарате 0,97 мкм в группе 98 амбулаторных пациентов.

Морфологические изменения, возникающие в результате воздействия лазерным излучением 1,56 мкм, изучены на препаратах, полученных сразу после ЭВЛК у 3-х пациентов при выполнении минифлебэктомии варикозно измененных притоков.

РЕЗУЛЬТАТЫ

После паравазальной анестезии стандартного объема коагуляция БПВ и МПВ на аппарате с излучением 1,56 мкм сопровождалась весьма незначительной болью, иногда — лишь ощущением «бурления» в месте коагуляции. Ни в одном наблюдении не требовалось дополнительного обезболивания. При использовании Н-лазера (0,94-0,98 мкм) даже на фоне адекватной тумесцентной паравазальной анестезии, пациенты нередко отмечали неприятные колющие ощущения, особенно в верхней трети бедра. Средний диаметр БПВ в первых 9 наблюдениях, когда применялось лазерное излучение с длиной волны 1,56 мкм, превышал 11 мм, что потребовало проведения процедуры на более высоких энергетических параметрах. Но даже в этих случаях выраженность болевых ощущений была существенно ниже, чем при Н-лазерах. Коагуляция МПВ сопровождалась незначительной болезненностью. В серии 12 ЭВЛК БПВ диаметром от 6 до 9 мм, когда линейная плотность энергии не превышала 55 Дж/см, меньшая болезненность по сравнению с коагуляцией на аппарате с длиной волны 0,97 мкм была несомненной.

Процедура ЭВЛК несостоятельных ПВ, как правило, хорошо переносилась, выраженные болевые ощущения отсутствовали, как при длине волны 0,94-0,98 мкм, так и с использованием излучения 1,56 мкм. Интраоперационных осложнений не отмечено.

Течение *раннего послеоперационного периода* после применения W-лазера (1,56 мкм) отличалось минимальной выраженностью болевого синдрома и его более быстрым регрессом по сравнению с аналогичным периодом после ЭВЛК на Н-лазерах. Сравнение по болевой шкале послеоперационных ощущений пациентов, перенесших различные типы вмешательств, представлено на рисунке 1.

Болевые ощущения после ЭВЛК, оцененные пациентами по балльной шкале, в течение первой недели были в 3-4 раза ниже таковых после классической флебэктомии. Показатели болевых ощущений после ЭВЛК на Н- и W-лазерах в 1-2-ые сутки не имели статистических различий, однако, к концу недели преимущества лазера 1,56 мкм оказались очевидными.

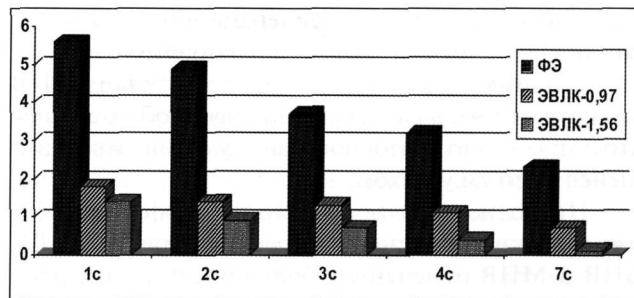


Рис. 1. Динамика болевых ощущений у пациентов (в баллах) в раннем послеоперационном периоде после комбинированной флебэктомии с зондовой сафенэктомией (ФЭ), ЭВЛК БПВ излучением 0,94-0,97 мкм (ЭВЛК-0,97) и ЭВЛК БПВ излучением 1,56 мкм (ЭВЛК-1,56).

В группе больных после ЭВЛК на W-лазере реже использовали анальгетики. Около половины из них отказались от приема НПВС уже на 2-е сутки после вмешательства, лишь в одном случае прием неспецифических противовоспалительных средств (НПВС) продолжался до 4-х суток.

Существенно ниже ожидаемой оказалась частота развития таких посткоагуляционных явлений, как экхимозы и формирование плотного болезненного тяжа по ходу коагулированной вены, нередко отмечавшихся после лечения Н-лазером. В течение первой недели после коагуляции БПВ лазерным излучением 1,56 мкм паравазальные экхимозы отмечены в 39,4% наблюдений (13 пациентов), после ЭВЛК МПВ — в 31,3% (5 пациентов), тогда как после ЭВЛК на Н-лазерах их частота приближалась к 80%.

Возможно, и эти цифры паравазальных экхимозов для W-лазера завышены, учитывая высокую долю пациентов с венами большого диаметра и наличием полнокровных притоков. Кроме того, как отмечалось выше, в первой серии ЭВЛК с помощью W-лазера энергетические параметры коагуляции были несколько выше тех, которые позже мы признали необходимыми для полной облитерации вены.

После успешной коагуляции БПВ у больных с небольшой толщиной подкожной клетчатки почти постоянно по ходу вены пальпаторно определяется плотный тяж. Частота выявления этого симптома зависит как от доли худых пациентов, так и от болезненности этого образования, заставляющего выявлять его у остальных больных. В группе после ЭВЛК БПВ в течение первой недели наблюдения наличие плотного тяжа на бедре отмечено у 12 пациентов (36,4%), однако ни в одном случае не было выраженной болезненности. Неприятные ощущения в области коагуляции заметно регрессировали уже в течение ближайших 2-4 дней. На наш взгляд, именно отсутствие в большинстве наблюдений плотного тяжа по ходу коагулированной вены и определяло

более легкое течение послеоперационного периода, раннюю и полную активизацию пациентов.

В одном наблюдении после коагуляции ПВ диаметром 5 мм выявлена неполная ее облитерация, что потребовало повторной манипуляции, завершившейся полным успехом.

Ни в одном случае не было тромбофлебита или ожога кожи. Временные парестезии после ЭВЛК БПВ и МПВ отмечены у большинства пациентов лишь в месте анестезии, однако к концу 2-й недели нарушений чувствительности не зарегистрировано, что позволяет предположить отсутствие в данной серии подобных осложнений.

В сроки от 4-х до 6,5 месяцев после ЭВЛК обследовано 23 из 27 пациентов, пролеченных в марте — июне 2008 года. Оценена степень облитерации 18 БПВ, 11 МПВ, 6 ПВ. Во всех наблюдениях подвергнутые лазерному воздействию вены были полностью облитерированы, зон сохраненного кровотока и патологических рефлюксов не выявлено.

Ультразвуковая картина. Формирование окклюзивного тромбоза коагулированной вены во всех наблюдениях было установлено непосредственно в процессе вмешательства и подтверждено последующими ультразвуковыми исследованиями в ранние сроки после ЭВЛК. У всех больных отмечена полная окклюзия просвета БПВ до остиального клапана. Уже на первые сутки после ЭВЛК ни в одном наблюдении не выявлено зон сохраненного кровотока в месте впадения притоков и перфорантных вен. Особенностью ультразвуковой картины в ранние сроки после эндовазального применения W-лазера является равномерное утолщение стенки коагулированной вены, уплотнение интимы, в большинстве наблюдений — отсутствие ее локальных дефектов (Рис.2). При этом сохраняется дифференцировка венозной стенки на слои. На 1-3 сутки после ЭВЛК отмечается увеличение толщины венозной стенки, концентрическое сужение просвета вены, заполненной тромботическими массами (Рис. 3,4).

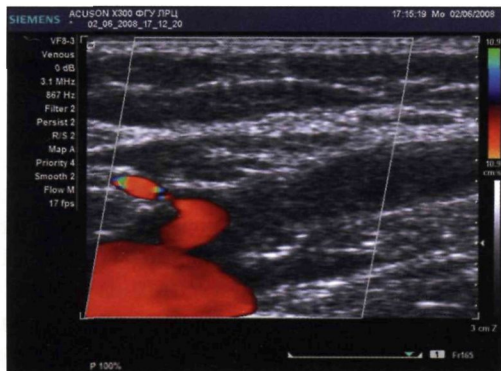


Рис.2. Ультразвунограмма зоны СФС (продольный срез, режим ЦДК) сразу после W-ЭВЛК: окклюзия БПВ до устья, кровотоков по БПВ не определяется).



Рис.3. Ультразунограмма БПВ (поперечный срез, В-режим) в первые сутки после W-ЭВЛК: стенка БПВ концентрически утолщена, просвет резко сужен, заполнен тромботическими массами.

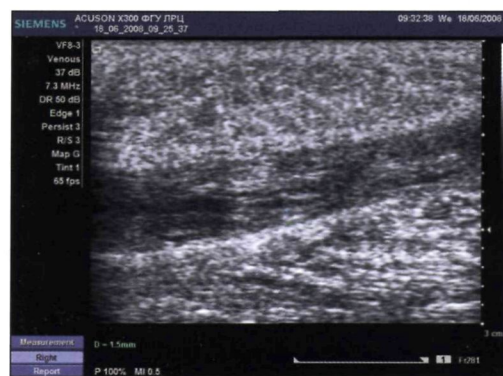


Рис. 4. Ультразунограмма БПВ (продольный срез, В-режим) на вторые сутки после W-ЭВЛК: стенка вены значительно до 1,5 мм утолщена.

После коагуляции ПВ W-излучением наблюдались аналогичные изменения, однако выраженные в меньшей степени: утолщение венозной стенки, некоторое сужение просвета, признаки окклюзивного тромбоза.

Такая характеристика изменений венозной стенки существенно отличается от ультразвуковой картины после применения H-лазеров, когда стенка вены была лишь незначительно утолщена, но отмечалась неоднородность интимы, разная толщина венозной стенки, эхонеоднородный просвет вены, с плотными включениями.

В течение второй-третьей недели после воздействия W-лазера отмечается некоторая «усадка» вены, — уменьшение ее просвета на 20-30%, незначительное уменьшение толщины стенки (менее 1 мм). В 2-х наблюдениях после коагуляции вен большого диаметра при УЗАС были отмечены локальные паравазальные кровоизлияния, не имевшие клинической симптоматики. В более поздние сроки наблюдения стенка вены плохо дифференцируется, просвет ее заполнен эхоплотными тромботическими массами. В сроки до 6,5 месяцев признаков реканализации не получено ни в одном наблюдении (Рис. 5, 6).



Рис. 5. Ультрасонограмма МПВ (поперечный срез, режим ЦДК) через 3 мес после W-ЭВЛК, МПВ указана стрелкой. Структура стенки МПВ изменена, неравномерно уплотнена, в просвете эхоплотные тромботические массы, кровоток отсутствует



Рис. 6. Ультрасонограмма БПВ (продольный срез, В-режим) через 2 мес после W-ЭВЛК. Стенка вены плохо дифференцируется, в просвете - разной степени плотности тромботические массы.

Морфологическое исследование фрагментов коагулированных БПВ, проведенное у 3-х пациентов (при удалении притоков), показало ряд существенных отличий от изменений, выявляемых после применения Н-лазера. Так, при макроскопическом исследовании удаленных фрагментов вен отмечена значительно меньшая карбонизация зоны коагуляции, в просвете вены сохранялась красная кровь, отмечалось незначительное количество точечных перфораций венозной стенки. Эти эффекты имели место при использовании высоких энергетических параметров коагуляции на венах большого диаметра. В таких случаях имелась возможность иссечения фрагмента коагулированного ствола при удалении притоков.

При гистологическом исследовании фрагментов БПВ после W-ЭВЛК отмечается значительное утолщение венозной стенки за счет ее отека и циркулярного сокращения (Рис. 7). Отдельные участки стенки вены, прилежащие к месту коагуляции, в состоянии некробиоза с участками кариолизиса, при этом в просвете вены сохраняются гемолизированные эритроциты. Вены меньшего диаметра после W-КОагуляции имели щелевидный просвет или выглядели

спавшимися за счет выраженного утолщения стенки и уменьшения просвета. Аналогичные изменения отмечены в проксимальных отделах притоков, впадающих в коагулированный ствол БПВ: сокращение и запустение просвета вены, сокращение и утолщение ее стенки. Следует напомнить, что после ЭВЛК с применением Н-лазеров макроскопически в вене выявляются признаки карбонизации, ее стенка имеет линейные дефекты или точечные перфорации, расположенные асимметрично, что обусловлено эксцентричным расположением конца световода в просвете сосуда (Рис.8). Распространение и глубина повреждения стенки обусловлены, прежде всего, мощностью и энергией излучения, но почти всегда асимметричны, особенно, при значительном диаметре коагулируемой вены [7]. Весьма показательное сравнение ультразвуковой картины посткоагуляционной тромботической окклюзии БПВ через 2 месяца после ЭВЛК с различными видами излучения. Так, после Н-ЭВЛК (0,97 мкм) наблюдается явная асимметрия поражения венозной стенки, проявляющаяся в неравномерном ее утол-

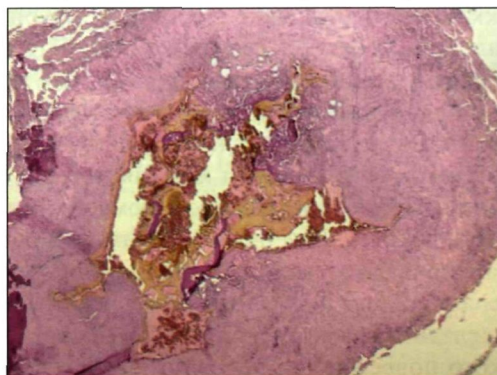


Рис.7. Микрофото (X40, гематоксилин-эозин): поперечный срез БПВ после W-коагуляции (1,56 мкм): фрагмент вены с неравномерно утолщенной стенкой, участками отека и некробиоза. В просвете - гемолизированные эритроциты.

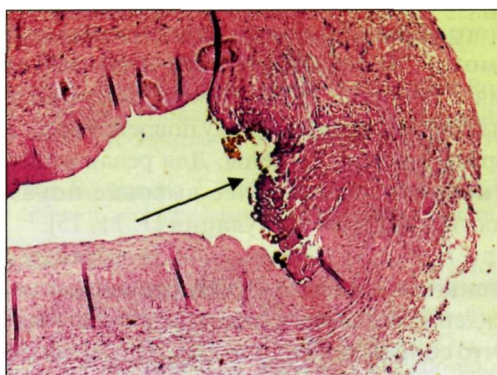


Рис.8. Микрофото (увеличение X25, гематоксилин-эозин): срез БПВ после Н-ЭВЛК (0,94 мкм). Стенка вены неравномерно утолщена, эндотелий отсутствует. Стрелкой показан участок коагуляционного некроза (с признаками карбонизации), распространяющийся до мышечного слоя венозной стенки.

щении, фиброзировании, неравномерное расположение плотного тромба с различной по эхоплотности структурой. Асимметричность отмечается и при оценке выраженности паравазального фиброза. При использовании W-лазерного излучения (1,56 мкм), несмотря на почти постоянное пристеночное положение световода в процессе манипуляции, стенка вены концентрически утолщена, с явлениями фиброирования, паравазальный фиброз выражен меньше, без заметной асимметрии, структура и расположение внутрипросветного фиксированного тромба также имеют концентрический вид.

ОБСУЖДЕНИЕ

В первых описаниях механизма лазерной облитерации главное место отводилось повреждению эндотелия, как признанному со времен Вирхова фактору тромботической окклюзии. В работах на лазерах 0,81 мкм многие исследователи [8, 11, 14, 15] показывали связь облитерации с обязательным повреждением эндотелия. На основании этого механизм возникновения окклюзии вены после ЭВЛК рассматривался по аналогии со склеротерапией. Для достижения окклюзии большинство «пионеров» ЭВЛК использовали стандартные значения мощности около 15 Вт, обеспечивающие минимальное повреждение эндотелия, и импульсный режим коагуляции, как более управляемый [5, 6, 15]. Однако секундная тромботическая окклюзия вены во многих наблюдениях не гарантировала желаемого конечного результата — облитерацию вены в отдаленном периоде. Дальнейшие исследования показали необходимость более глубокого повреждения венозной стенки для обеспечения протяженной фиксации тромба, максимального увеличения периода возможной регенерации венозной стенки в условиях отсутствия кровотока, что увеличивает шансы на стойкое фиброзирование и снижает вероятность реканализации. Стратегия лазерного термического воздействия подвергается пересмотру: от необходимости повреждения эндотелия в процессе ЭВЛК отмечается тенденция к более глубокому термическому повреждению, вплоть до разрушения стенки вены. Для реализации этого стали использоваться более высокие показатели мощности и энергии коагуляции [1, 11, 15].

При глубокой термической деструкции венозной стенки, в процессе ЭВЛК различной степени повреждения подвергались и паравазальные структуры, что сопровождалось выраженными болевыми ощущениями, не всегда устраняемыми тумесцентной анестезией стандартного объема. Почти постоянно после ЭВЛК отмечались экхимозы, в 15–30% наблюдений — болезненный тяж по ходу коагулированной вены, чаще выявлялись гематомы в области коагулированного ствола или крупных притоков.

Основные проблемы при использовании Н-лазеров касались пациентов с венами большого диаметра и выраженным патологическим рефлюксом. Хороший ранний эффект ЭВЛК не гарантировал надежной окклюзии в отдаленные сроки. Признаки частичной реканализации выявлялись у больных этой группы почти в 20% наблюдений, что требовало длительного наблюдения и выполнения различных корригирующих вмешательств. Несмотря на то, что некомфортное или осложненное течение посткоагуляционного периода и неэффективность ЭВЛК в отдаленные сроки касались лишь небольшой части пациентов, именно эти причины со временем ограничили круг больных, в лечении которых целесообразность ЭВЛК не вызывала сомнений.

Наши исследования [4] показали зависимость степени повреждения венозной стенки от мощности и энергии излучения лазера. Невозможность строго центрального расположения световода на всем протяжении вены при использовании высоких значений локальной энергии приводит к точечным или линейным перфорациям венозной стенки с последующим формированием паравазального экхимоза (в осложненных вариантах — гематом). При оценке этого феномена сегодня становится понятным, что его основа заложена в механизме воздействия гемоглобинпоглощаемого лазерного излучения. Действительно, поглощение энергии лазерного излучения осуществляется главным образом оксигемоглобином, тогда как поглощение излучения этого диапазона волн водой несопоставимо ниже. Учитывая низкую проникающую способность лазерного излучения в крови, увеличение энергии воздействия, как в импульсе, так и суммарной, приводит к избыточному перегреву торца световода (до 1200°C — по Weiss R.A.), его обугливанию, карбонизации прилежащих тканей и локальному термическому повреждению венозной стенки.

При использовании водопоглощаемого лазерного излучения заметно снижается доля энергии, поглощаемой оксигемоглобином, и прямое тепловое повреждение эритроцитов. Излучение поглощается непосредственно водой, содержащейся в крови и стенке вены, и его энергия более эффективна в отношении теплового поражения стенки. При этом скрытая теплота парообразования (характеризующая энергию, идущую на испарение воды) препятствует повышению температуры выше 100°C, что практически исключает возможность карбонизации и связанного с ней локального увеличения поглощения. В отличие от Н-лазеров, водопоглощаемое излучение активно поглощается не только в стенке вены но и в окружающем вену растворе анестетика, забирающем избыток энергии, опасный в отношении

повреждения экстравазальных структур и развития болевого синдрома.

Механизм воздействия на вену лазерного излучения 1,56 мкм представляется более логичным и обеспечивает непосредственное воздействие на все слои стенки вены и термическое повреждение всей ее толщи, тогда как использование Н-лазеров вызывает асимметричное ее повреждение в зоне прилегания световода и передаточную травматизацию ее вследствие «кипения» крови. Возможность восприятия венозной стенкой всей энергии приводит к циркулярному диффузному повреждению сосуда. Положительную роль играет также уменьшение коэффициента рассеяния в крови, характерное для излучения области 1,5 мкм, при этом примерно вдвое увеличивается глубина проникновения излучения, что ведет к почти восьмикратному снижению величины энергии, поглощаемой в единице объема. Работы по математическому моделированию [16], наряду с первыми клиническими наблюдениями, показали возможность применения меньшей мощности и энергии лазерного излучения, что закономерно приводит к снижению частоты побочных эффектов ЭВЛК и уменьшению болевого компонента [8].

Эти положения нашли подтверждение в наших наблюдениях. Существенно более редкое развитие экхимозов, отсутствие болезненности в зоне коагуляции и осложнений в анализируемой группе больных, — все это доказывает меньшую травматичность вмешательства при излучении 1,56 мкм. Несмотря на незначительное количество наблюдений, заслуживает внимание тот факт, что в сроки 4–6 месяцев ни в одном случае не выявлено обратной регрессии окклюзии, полученной в результате лазерного воздействия.

Механизм эндовазального воздействия лазерным излучением 1,56 мкм уже не совсем корректно обозначается термином «коагуляция», который весьма точно показывает характер процесса при использовании Н-лазеров. В этом отношении для W-коагуляции больше подходит термин «термотерапия», в результате которой происходят глубокие изменения венозной стенки, приводящие к облитерации и выключению вены из кровотока. Даже первое название эндовазальной методики — endovenous laser treatment (EVLT), терминологически ближе для описания воздействия W-лазеров, чем для характеристики применения диодных лазеров с длиной волны 0,81 мкм [5].

ВЫВОДЫ

Лазерное излучение с длиной волны 1,56 мкм при ЭВЛК БПВ и МПВ позволяет использовать меньшую мощность излучения, обеспечивающую окклюзию сосуда. Ультразвуковые признаки тотального повреждения венозной стенки и окклюзии

притоков, сохраняющиеся на протяжении первых месяцев наблюдения, дают основание рассчитывать на развитие стойкой облитерации. Для определения особенностей и возможностей данного метода, оптимальных режимов воздействия и оценки отдаленных результатов его применения необходимы дальнейшие исследования.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Савельев В.С., Гологорский В.А., Кириенко А. И. и др. Флебология: Руководство для врачей. Под ред. В.С. Савельева. М.: Медицина. 2001; 664.
2. Константинова Г. Д. Практикум по лечению варикозной болезни. М.: Профиль. 2006; 191.
3. Шевченко Ю.Л., Стойко Ю. М., Лыткин М. И. Основы клинической флебологии. М.: Медицина. 2005; 311.
4. Соколов А. Л., Лядов К. В., Стойко Ю. М. Эндовазальная лазерная коагуляция в лечении варикозной болезни. М.: Медпрактика-М. 2007; 220.
5. Navarro L., Min R.J., Bone C. Endovenous laser: a new minimally invasive methods of treatment of varicose veins — preliminary observations using an 810 nm diode laser. Dermatol. Surg. 2001; 27: 2: 117–122.
6. Min R.J., Zimmet S.E., Isaacs M. N. Endovenous laser treatment of the incompetent greater saphenous vein. J.Vasc. Interv. Radiol. 2001; 12: 1167–1171.
7. Proebstle T.M., Moehler T., Gul D., Herdemann S. Endovenous treatment of the great saphenous vein using a 1,320 nm Nd:YAG laser causes fewer side effects than using a 940 nm diode laser. Dermatol. Surg. 2005; Dec; 31(12): 1678–1683; discussion 1683–1684.
8. Proebstle T.M., Gul D., Lehr H.A., Kargl A., Knop J. Infrequent early recanalization of greater saphenous vein after endovenous laser treatment. J. Vasc. Surg. 2003; Sep; 38(3): 511–516.
9. Myers K., Fris R., Jolley D. Treatment of varicose veins by endovenous laser therapy: assessment of results by ultrasound surveillance. The Medical Journal of Australia, 2006; 185 (4): 199–202.
10. Proebstle T.M., Krummenauer F., Gul D., Knop J. Nonocclusion and early reopening of the great saphenous vein after endovenous laser treatment is fluence dependent. Dermatol. Surg. 2004; 30: 2(Pt.1): 174–178.
11. Proebstle T. M., Moehler T., Herdemann S. Reduced recanalization rates of the great saphenous vein after endovenous laser treatment with increased energy dosing: definition of a threshold for the endovenous fluence equivalent. J. Vasc. Surg. 2006; Oct; 44(4): 834–839.
12. Roggan A., Friebe M., Dorschel K. et al. Optical Properties of Circulating Human Blood in The Wavelength Range 400–2500 nm. Journal of Biomedical Optics. 1999; 4(1): 36–46.
13. Mackay E., Almeida J., Raines J. Saphenous vein ablation: Do different laser wavelengths translate into different patient experiences? Endovascular today. 2006; 45–48.
14. Corcos L., Dini S., De Anna D. et al. The immediate effects of endovenous diode 808-nm laser in the greater saphenous vein: Morphologic study and clinical implications. J. Vasc. Surg. 2005; 41(6): 1018–1024; discussion 1025.
15. 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. Journal of Vascular Surgery. 2002; 35: 29–36.
16. Mordon S.R., Wassmer B., Zemmouri J. Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. Lasers Surg. Med. 2007; Mar; 39(3): 256–265.

SUMMARY

ENDOASCULAR LASER ABLATION WITH WAVELENGTH 1,560 NM FOR VARICOSE VEINS

**Sokolov A. L., Liadov K. V, Lutsenko M. M., Lavrenko S. V,
Liubimova A. A., Verbitskaya G. O., Minaev V P.**

*Therapeutic Rehabilitation Center, Russian Ministry of Public Health, IRE-Polus,
Moscow, Fiazino, Russia*

In 2002 — 2008 more than 700 patients with lower limb varicose veins were treated with endovenous laser coagulation (EVLC) of subcutaneous and perforating veins in the Therapeutic Rehabilitation Center. Usually we used laser wavelength between 915 and 980 nm; but recently 1,560-nm laser, which physical properties are quite different, was used for 43 patients, including 49 EVLCs for great (GSV) and lesser (LSV) saphenous veins and 15 EVLCs for perforating veins (PV). Interventional technique was similar to previously used. Postoperative period for 1,560-nm laser ablations was characterized by earlier resolution of mild pain syndrome, more than twice less ecchymosis, and pain absence along the coagulated veins. These resulted in the decrease of postcoagulative period severity, thus enabling patients to ambulate earlier. No complications occurred.

Ultrasonic picture of 1,560-nm laser coagulation showed uniform wall thickening, intimal induration and circular narrowing of venous lumen. Histological examination of GSV revealed significant thickening of venous wall due to edema and circular shrinkage, focal necrobiosis and caryolysis. Twenty three patients (who underwent total 35 EVLCs for GSV, LSV and PV) were followed up for 4-6.5 months. In all cases treated veins were completely obliterated; no segments with preserved blood flow and pathological refluxes were revealed. In conclusion, EVLC with wavelength that is actively adsorbed by water is characterized by mild postoperative period and higher efficacy of obliteration.

KEY WORDS: varicose disease, endovenous laser coagulation.

Адрес для корреспонденции:
Соколов А.Л.
Ново заводская ул. 8-3-91,
121087, Москва, Россия
Тел. 8-916-536-2133
E-mail: a-sokolov@list.ru

Correspondence to:
Sokolov AL
Novozavodskaya st. 8-3-91,
Moscow, 121087, Russia
Tel. 8-916-536-2133
E-mail: a-sokolov@list.ru