

ОСНОВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЛАЗЕРОВ В ЭСТЕТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ

И.В. Пономарев, к.ф.-м.н.,

Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН

BASES OF USE OF LASER IN AESTHETIC MEDICINE

I. Ponomarev

Лазеры в эстетической медицине успешно используются уже более трех десятков лет. Особенностью кожных покровов как объекта лазерных вмешательств является их доступность для визуального наблюдения, удовлетворительные оптические характеристики, возможность их улучшения (обработкой светопропускающими составами) или, напротив, резкого ухудшения за счет применения светопоглощающих пигментов и т. п.. В этом смысле кожа представляется практически идеальным полем деятельности для специалиста по лазерам, представляя широкий выбор инструмента, в зависимости от площади и характера поражения.

Неоспоримыми преимуществами использования лазеров в медицине являются:

- безконтактность воздействия
- ограниченная зона некроза и стеноза
- стерилизация места воздействия
- точность воздействия (возможность фокусировки излучения)
- возможность селективного воздействия на определенный компонент ткани.

Аппаратура, применяемая в лазерной косметологии, отличается типом лазера, длиной волны, режимом генерации, параметрами мощности, плотностью энергии, способами ее доставки к объекту и т.д. Ее специфика в большей мере определяется эксплуатационными требованиями, а также интересами получения максимального

эффекта при минимальных отрицательных последствиях.

В последнее время большое распространение получили **импульсные источники света (IPL)**, или импульсные лампы (например, Photoderm, Quantum SR фирмы Lumenis). IPL используют импульсную лампу большой мощности, из спектра которой узкополосным фильтром выделяется нужная спектральная область, обычно (515 – 1200 нм).

ОСОБЕННОСТИ ЛАЗЕРА КАК ИСТОЧНИКА СВЕТА

Лазер, как источник света, обладает уникальными свойствами, позволяющими обеспечить характеристики светового импульса, недостижимые с помощью IPL (таб. 1).

ОСНОВНЫЕ ПРОЦЕССЫ ПРИ ВЗАИМОДЕЙСТВИИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ТКАНЬЮ

Когда лазерный свет попадает на биологическую ткань, его взаимодействие с ней зависит от длины волны и мощности лазерного излучения и свойств самой биологической ткани. При этом может реализоваться одна из четырех возможностей (рис. 1):

1. Лазерный свет может *отразиться* от поверхности ткани. В этом случае с самой биологической тканью ничего не произойдет. Изменится только

Таблица 1

Характеристики	Лазер	IPL
Спектр	Возможность воздействия с заданной длиной волны	Воздействие происходит частью спектра излучения импульсной лампы. Фильтры выделяют только часть спектрального диапазона
Фокусировка	Возможность фокусировки в предельно малый размер, составляющий для медицинских аппаратов доли миллиметра	Фокусировка ограничена размером лампы и обычно составляет размер 15 x 45 мм
Интенсивность	Возможность использования импульсов с пиковой мощностью сотни киловатт и выше	Пиковая мощность ограничена несколькими киловаттами
Длительность импульса	Возможность формирования короткого импульса наносекундного диапазона и короче	Длительность 1-20 миллисекунд

направление распространения света. Угол отражения будет равен углу падения.

2. Лазерный свет может *пройти* сквозь вещество. Когда это происходит, лазерный свет не изменяет своего направления. Свет некоторых лазеров проходит через чистое стекло и воду. Это свойство очень полезно, например, для хирургии глазного дна, для лечения опухолей, расположенных в средах, заполненных жидкостью. Иногда вода успешно используется как «задняя стенка» при лазерной терапии таких опасных зон, как кишечник, мочевого пузыря, мочеточник.

3. Лазерный свет может *рассеяться* при вхождении в ткань. Когда это происходит, теряются свойства когерентности и коллимированности (два признака лазерного света) и энергия излучения распределяется в окружающих тканях с потерей плотности мощности света. Количество рассеянной энергии частично зависит от того, как свет данного лазера взаимодействует с хромофорами (светопоглощающими веществами), находящимися в биологической ткани. Так, например, вода, меланин и гемоглобин являются основными хромофорами в кожных покровах. В зависимости от эффекта, которого хочет достигнуть врач, рассеяние может быть полезным или вредным.

4. И, наконец, лазерный свет может быть *поглощен* веществом. При поглощении лазерного света хромофорами эпидермиса и дермы происходит *преобразование световой энергии в тепловую*. Хромофорами (поглотителями света) в организмах являются вода, меланин, гемоглобин и оксигемоглобин, бета-каротин и коллаген. Каждый хромофор по-разному поглощает свет различных частот.

ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ И ТЕРМИНЫ

Необходимо знание нескольких терминов для того, чтобы понять, как может быть получен нужный биологический эффект с помощью лазера. Первым из этих терминов является *интенсивность излучения*, или плотность мощности лазерной энергии в единичном импульсе.

Плотность мощности излучения определяет способность лазера коагулировать, испарять или

рассекать ткани. Эта величина вычисляется по формуле:

$$p = P/S,$$

где p — плотность мощности (Вт/см²); P — мощность лазерного излучения (Вт); S — площадь лазерного воздействия (см²).

Легко видеть, что величина плотности мощности, которая может быть получена от данного лазера, в случае использования световода, зависит от расстояния выходного торца световода до ткани, т.к. именно от этого расстояния зависит величина площади лазерного воздействия S .

Вторым термином, который должен быть понят, является *доза излучения* (энергетическая экспозиция). Доза излучения — это количество энергии, полученное единичной площадью в течение одного импульса.

Единица энергии 1 Джоуль определяется как 1 Вт·1 секунду; энергетическая экспозиция (или доза излучения) выражается в Джоуль/см². Вычисляется она по формуле:

$$D = P \cdot T/S,$$

где D — доза облучения (Дж/см²); P — мощность лазерного излучения (Вт); T — время экспозиции (сек); S — площадь лазерного воздействия (см²).

Третьим термином является *суммарная энергетическая экспозиция*. Это понятие отражает общее количество энергии, полученное участком кожи за все время лечения. Это вычисление производится на формуле:

$$E = P \cdot n \cdot t/S,$$

где E — средняя энергетическая экспозиция, (Дж/см²); P — мощность лазерного излучения (Вт); n — число импульсов; t — длительность воздействия (сек).

Опираясь на эти три термина, становится возможным рекомендовать одни и те же лечебные параметры в различных сеансах лечения излучением одной и той же длины волны, даже если используются различные лазерные установки в различных помещениях.

Можно условно выделить основные виды воздействия лазерного излучения на ткань:

• **ФОТОХИМИЧЕСКОЕ** — при этом энергия кванта излучения подбирается соответствующей переходу определенного вещества под действием света в возбужденное состояние и в процессе воздействия запускается химическая реакция.

Используемые параметры (время экспозиции 1сек...CW, средние мощности 1–10 мВт, плотность мощности 0,01..50 Вт/см²).

- фотодинамическая терапия,
- биостимуляция, лазерная терапия.

• **ТЕПЛОВОЕ** — к этому типу относится большинство случаев использования лазеров в меди-

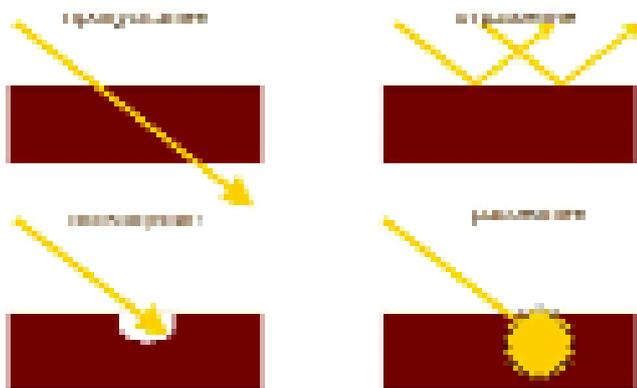


Рис. 1. Взаимодействие лазерного излучения с тканью.

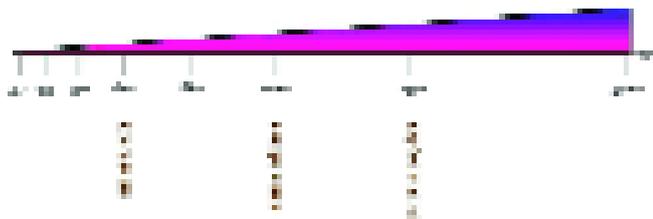


Рис. 2. Результат теплового воздействия лазерного излучения на ткань.

цине, при которых энергия кванта падающего излучения диссипируется и трансформируется в тепло

Используемые параметры: время экспозиции 10^{-9} сек...1 мин, плотность мощности $10...10^6$ Вт/см².

• **ФОТОАКУСТИЧЕСКОЕ** — нагрев ткани происходит настолько быстро, что формируется ударная волна.

Используемые параметры: время экспозиции $10^{-7}...10^{-9}$ сек, плотность мощности $10^4...10^6$ Вт/см².

В процессе нагрева температура ткани возрастает и возможны следующие возможности (рис. 2). Для удаления расширенных сосудов желательным результатом является их коагуляция, в то время как в случае удаления новообразований, например, CO₂ лазером, часто используется режим вапоризации.

СПЕКТР ПОГЛОЩЕНИЯ СВЕТОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТКАНЬЮ

При поглощении лазерного света хромофорами эпидермиса и дермы происходит преобразование световой энергии в тепловую. Хромофорами (поглотителями света) в организмах являются вода, меланин, гемоглобин и оксигемоглобин, бета-каротин и коллаген. Каждый хромофор по-разному поглощает свет различных частот. Именно относительное поглощение света различных

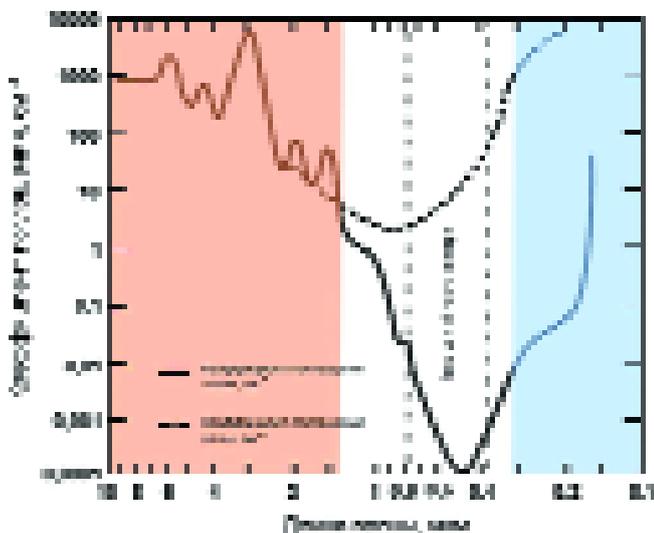


Рис. 3. Спектры поглощения ткани и воды.

частот определяет, какой лазер должен быть использован в зависимости от того, какую из составляющих ткани вы хотите предохранить или разрушить. Вода, являясь главной составляющей всех тканей, также играет важную роль.

На рис. 3 показан график поглощения ткани и воды от длины волны излучения. Легко заметить, что спектр поглощения ткани заметно коррелирует со спектром поглощения воды. Область дальнего инфракрасного спектра и ультрафиолетовых длин волн соответствует высокому поглощению, что соответствует минимальной глубине проникновения светового излучения. Поэтому энергия выделяется в минимальной толщине ткани и эта часть спектра соответствует абляционным методикам, позволяющим осуществлять воздействие в тонком слое (например, лазерная шлифовка CO₂ или Er:YAG лазерами или изменение формы роговицы глаза излучением эксимерного лазера).

Например, системы для абляционного омолаживания кожи основаны на концепции поверхностного удаления лазерными импульсами тонкого (10–100 микрон) слоя кожи или ее тепловой коагуляции. Нагрев и последующая абляция приводят к нагреву кожного покрова и контролируемому испарению тонкого слоя кожи. Для этой процедуры широко используются CO₂ и Er:YAG лазеры.

Наиболее интересные возможности для использования лазеров в эстетической медицине открывает работа в «окне прозрачности» ткани 0,4–1,5 мкм (видимый и ближний ИК диапазон)

На рис. 4 показан спектр поглощения меланина, оксигемоглобина и гемоглобина в видимой и ближней ИК области спектра. Видно, что хромофоры кожи — меланин и оксигемоглобин — поглощают различные длины волн видимого спектра с различной интенсивностью. Меланин поглощает целый диапазон длин волн, однако, в синем спектре поглощение более интенсивное

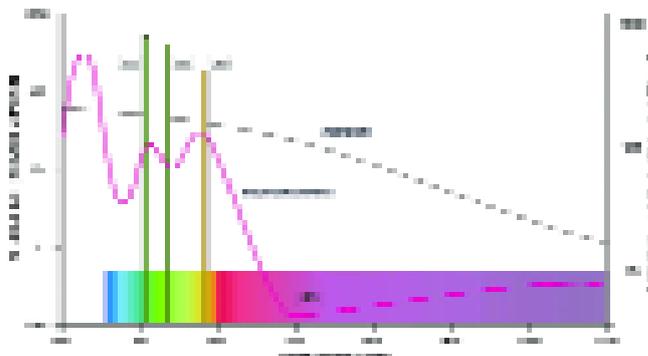


Рис. 4. Спектр поглощения основных хромофоров кожи меланина и гемоглобина.

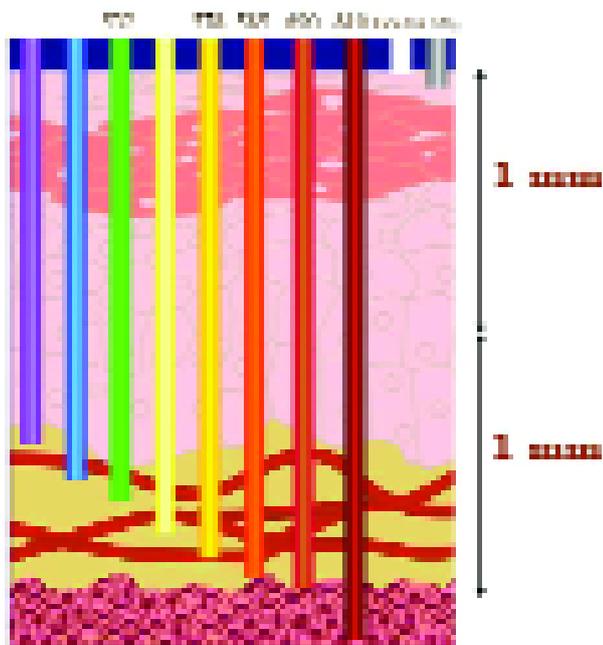


Рис. 5. Эффективная глубина воздействия на кожу различных длин волн.

(график построен в логарифмическом масштабе!). Гемоглобин имеет кривую поглощения с локальным максимумом около 578 нм.

На рис. 5 схематично показана эффективная глубина проникновения лазерного излучения на различных длинах волн для II типа кожи по Фитцпатрику. Можно сравнить глубину проникновения CO_2 и Er:YAG лазеров для абляционных методик и определить на какие структуры кожи возможно воздействие длин волн видимого диапазона.

СЕЛЕКТИВНЫЙ ФОТОТЕРМОЛИЗ

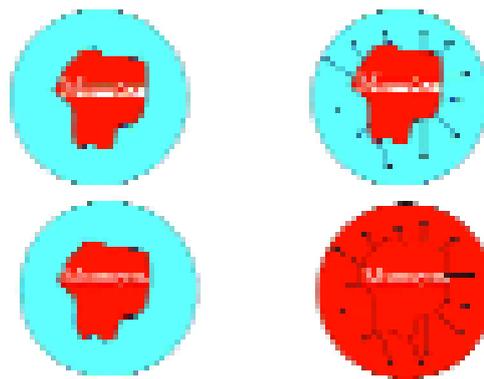
В 1981 году Anderson и Parrish предложили концепцию селективного фототермолиза — о возможности избирательного воздействия лазерного света на хромофоры кожи. За прошедшие годы эта концепция многократно подтвердилась, что позволяет успешно производить деструкцию определенных структур кожи (расширенный сосуд, пигмент, волосяной фолликул и т.д.) посредством селективного нагрева, не повреждая окружающие ткани.

Условия селективного воздействия света на биологическую ткань определяют три фактора: **длина волны света, длительность воздействия и плотность поглощенной энергии.**

1. Длина волны. Хромофор в ткани-мишени должен иметь более высокий коэффициент поглощения света заданной частоты по сравнению с хромофорами в окружающих тканях.

2. Длительность воздействия. Вторым фактором является время термической релаксации (TRT). Временем термической релаксации ткани-мишени называется время, необходимое для пере-

Длительность импульса — критерий TRT



Время термической релаксации $T_r = d^2 / (4k)$

Рис. 6. Схема распространения тепла при длительности импульса короче времени тепловой релаксации и длительности импульса, превышающей время тепловой релаксации.

дачи половины полученной тканью энергии окружающим тканям (в виде тепла). Если нагревать ткань дольше этого времени, то окружающие ткани перегреваются и необратимо повреждаются с большой вероятностью формирования рубцов. Достаточно малое время термической релаксации означает, что ткани могут быть подвержены воздействию излучения только в течение короткого времени, обычно в течение нескольких наносекунд или микросекунд. Воздействие должно затем быть прекращено на некоторый промежуток времени, чтобы обеспечить передачу и рассеяние тепла, которое в противном случае приводит к нежелательным термическим повреждениям (рис. 6).

3. Плотность мощности. И, наконец, источник света должен обеспечивать достаточную плотность энергии ($\text{Дж}/\text{см}^2$), чтобы поднять температуру ткани-мишени, например, на несколько десятков градусов, необходимых, для коагуляции расширенного сосуда.

ВЫБОР ЛАЗЕРА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ СОСУДИСТЫХ ДЕФЕКТОВ КОЖИ

Из спектра поглощения, изображенного на рис. 4 видно, что гемоглобин имеет кривую поглощения с локальным максимумом около 578 нм. Именно эта длина волны оказалась оптимальной для селективного воздействия на гемоглобин, так как поглощение меланина здесь меньше, а глубина проникновения света в ткань больше, чем в сине-зеленом спектре. Далее в красном спектре гемоглобин в меньшей степени поглощает свет, поэтому красные и инфракрасные длины волн неэффективны для лечения сосудистых заболеваний кожи. Таким образом, для селективной коагуляции сосудистых дефектов кожи предпочтительно выбрать желтые длины волн вблизи максимума поглощения гемоглобина.

ИМПУЛЬСНЫЕ ЛАЗЕРЫ, ИЗЛУЧАЮЩИЕ ЖЕЛТЫЙ СВЕТ

Именно эти лазеры, с точки зрения теории селективного фототермолиза, являются оптимальными для лечения сосудистых патологий кожи.

Лазер на красителях с ламповой накачкой (например, модели ScleroPlus и Vbeam фирмы Candela) с длиной волны 585 нм использует мощную импульсную дуговую лампу (лампу-вспышку), возбуждающую жидкий краситель, протекающий через стеклянную кювету, размещенную в резонаторе. Резонатор лазера образован выходным зеркалом и перестраиваемым элементом. Лазер на красителе нуждается в водяном охлаждении. Кроме того, краситель является органическим, токсичным веществом, а растворитель огнеопасен, что повышает требования безопасности при эксплуатации прибора. Требуется регулярная замена красителя, и, следовательно, эксплуатация лазера обходится довольно дорого.

Сотни статей, опубликованных в международных журналах, признают, что этот тип лазера — один из самых лучших и безопасных для лечения самого широкого спектра сосудистых и других патологий кожи.

Однако длительность лазерного импульса слишком коротка и быстрый нагрев стенки сосуда приводит к вскипанию жидкости, что часто вызывает эффект «пурпуры» при использовании лазера на красителе (см. рис. 7).

Лазер на парах меди (модель Яхрома-Мед, Физический институт им. П.Н. Лебедева) излучает одновременно две длины волны — 511 и 578 нм (зеленый и желтый свет), с помощью фильтров можно выделить любую из них (рис. 4). В отпаянной лазерной трубке металлическая медь разогревается до температуры плавления и испарения, прибор имеет воздушное охлаждение. Сейчас в России это один из самых популярных аппаратов для удаления сосудистых и пигментных патологий кожи.

Лазер на парах брома меди (модели Yellow Star, Pro Yellow, Dual Yellow) также генерирует две длины волны 511 нм и 578 нм, как и лазер на парах меди, так как активную среду составляют атомы меди. Но для получения атомов меди используется диссоциация паров брома меди в электрическом разряде. Это позволяет снизить рабочую температуру разрядного канала до 500 градусов. Однако сложные плазмохимические процессы в активной среде таких лазеров снижают срок службы лазерной трубки по сравнению с лазером на парах чистой меди.

ДРУГИЕ ЛАЗЕРНЫЕ И ИМПУЛЬСНО-СВЕТОВЫЕ АППАРАТЫ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ ДЛЯ СЕЛЕКТИВНОЙ КОАГУЛЯЦИИ СОСУДОВ

Лазер КТР (модель VersaPulse V), с длиной волны 532 нм, использует удвоение частоты Nd:YAG лазера. Для удаления сосудистых дефектов кожи применяются только системы с импульсом 2-50 мсек. КТР содержит сложную оптическую часть и требует довольно серьезного технического обслуживания, как лазера накачки, так и кристалла, служащего для удвоения частоты. Кроме того, как видно из Рис.4, длина волны 532 нм не является оптимальной для селективной коагуляции сосудов. Желтый свет с длиной волны 577–578 нм более предпочтителен и безопасен для лечения сосудистых заболеваний, чем зеленое излучение 532 нм. Это происходит из-за того, что коэффициент поглощения гемоглобином и оксигемоглобином, а также глубина проникновения в ткань желтого излучения существенно выше, чем зеленого на длине волны 532 нм. Поглощение меланином также уменьшается при переходе от зеленого спектра излучения к желтому. Таким образом, величина коэффициента поглощения гемоглобином и оксигемоглобином излучения с длиной волны 532 нм ниже, а поглощение меланином выше, чем для излучения 578 нм, поэтому на длине волны 532 нм следует ожидать меньшего

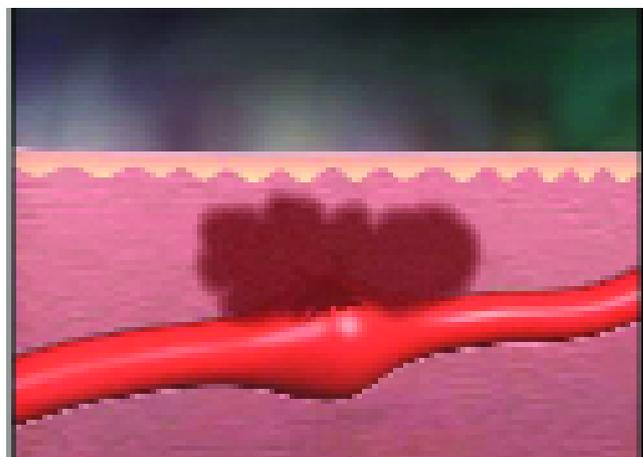
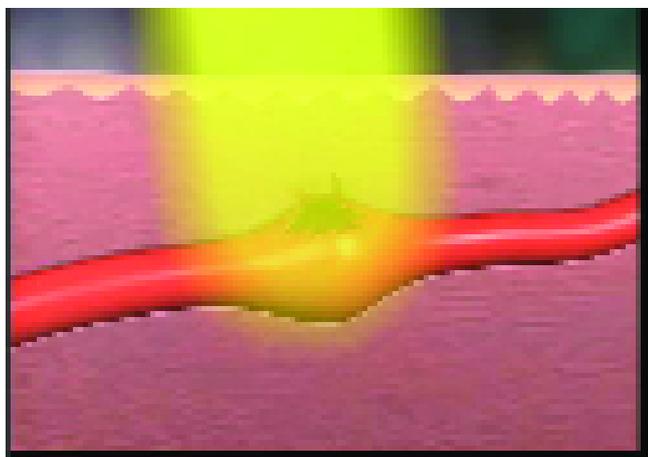


Рис. 7. Длительность воздействия на патологический сосуд слишком коротка.

эффекта лечения и большего риска возникновения рубцов.

Nd:YAG, александритовый и диодные лазеры излучают разные длины волн (1064, 755 и 810 нм соответственно) и находят применение для удаления более глубоко залегающих патологических сосудов — здесь используется свойство излучения этих лазеров более глубоко проникать в биологическую ткань. Но излучение этих лазеров не может селективно воздействовать на кровеносные сосуды, так как в диапазоне 700—1100 нм коэффициент поглощения гемоглобина в среднем в 100 раз меньше, чем на желтой длине волны (см. рис. 4), поэтому можно ожидать появление разных побочных эффектов, включая шрамы. Эти лазеры нежелательно применять для удаления сосудов на лице.

Импульсные источники света, или импульсные лампы (например, Photoderm, Quantum SR фирмы Lumenis) используют импульсную лампу большой мощности, из спектра которой узкополосным фильтром выделяется нужная спектральная область, обычно (515—1200 нм).

На сегодняшний день это самые широко разрекламированные и самые спорные аппараты из представленных на рынке дерматологического и косметологического оборудования. Недостатки этих аппаратов, причем непреодолимые, часто преподносятся рекламой как достоинства. Реклама утверждает, что прибор излучает одновременно разные длины волн (это действительно так!), поэтому один и тот же прибор — импульсная лампа — может воздействовать разными длинами волн, однако умалчивается о том, что в отличие от лазеров все эти волны излучаются одновременно, и сделать с этим ничего нельзя. Поставляемые в комплекте фильтры способны убрать только часть излучаемого спектра, все остальные длины волн в диапазоне, скажем, 550—1100 нм (в зависимости от используемого фильтра), излучаются одновременно (рис. 4). Мало того, что эти длины волн поглощаются разными хромофорами и процесс

перестает быть селективным, так еще и глубина проникновения этих длин волн варьируется от долей миллиметра до сантиметров, что представляет серьезную опасность при лечении кожи лица, особенно в периорбитальной области. От риска повреждения глаз пациента из-за наличия глубоко проникающих длин волн при работе в периорбитальной области невозможно избавиться даже при помощи защитных очков.

Если для достижения лечебного эффекта лазера на красителе (FPDL) или лазера на парах меди плотность энергии устанавливается 6—8 Дж/см², то плотность энергии импульсной лампы рекомендуется устанавливать около 50 Дж/см², то есть почти в 10 раз больше (!), и большая часть этой энергии идет на неконтролируемое нагревание окружающих тканей.

Если бы мы смогли вырезать фильтрами узкую полосу спектра излучения вблизи максимума поглощения гемоглобина, что было бы наилучшим решением с точки зрения теории селективного фототермолиза, то на диапазон от 575 до 585 нм пришлось бы 1 Дж/см² (из 50 Дж/см²) (рис. 4). То есть, только эта энергетика приходится на желтый диапазон спектра, который, как мы выяснили, является наилучшим для селективной коагуляции сосудов. Остальные длины волн, присутствующие в излучении импульсной лампы, производят неконтролируемый и непредсказуемый нагрев тканей пациента. Этим объясняется и высокий риск рубцевания и развития гипопигментаций после воздействия импульсной лампы, и высокий уровень резистентности при лечении сосудистых патологий, и необходимость большого количества сеансов лечения — до 10 сеансов.

Второй серьезный недостаток IPL состоит в невозможности сфокусировать излучение определенной мощности в достаточно маленькое пятно — типичный размер светового пятна IPL 8 x 35 мм. Это ограничение IPL следует из некогерентной природы излучения импульсной лампы, фокусировка излучения в маленькое пятно возможна

только для лазеров: для сравнения размер светового пятна импульсного лазера на красителе может быть 2–3 мм, а лазера на парах меди 0,6–1 мм в диаметре.

Поэтому импульсная лампа неэффективна для лечения сосудов имеющих размер, достаточный для наблюдения (диаметром 0,1–1 мм). Кроме того, болевой эффект при воздействии импульсной лампы сильнее, чем после лазера, а побочные эффекты в виде отека и эритемы более выражены и держатся дольше, несмотря на принимаемые против них меры.

Таким образом, область применения импульсных ламп в лечении сосудистых патологий кожи ограничена неселективностью их воздействия и высоким риском развития побочных эффектов, включая образование рубцов.

SUMMARY