

Глава 7

Аппаратные методы лечения розацеа

Большинство современных аппаратных методов лечения розацеа направлены на физическое разрушение сосудов. Кроме очевидного преимущества такого подхода в виде устранения ключевой «мишени» заболевания, эффект от аппаратного воздействия обычно проявляется в течение ограниченного числа сеансов, что контрастирует с необходимостью ежедневного продолжительного лечения с помощью местных или пероральных препаратов. После получения желаемых терапевтических эффектов результаты обычно сохраняются в течение нескольких лет, однако любое повреждение связано с процессами регенерации, в том числе ангиогенезом, поэтому процесс образования новых сосудов продолжается, и заболевание может вернуться.

Основным физиотерапевтическим методом лечения розацеа считается светотерапия с использованием лазеров и IPL-устройств. Остановимся на нем подробнее.

7.1. Светотерапия розацеа

7.1.1. Механизм действия

О способности света избирательно воздействовать на отдельные структуры кожи говорилось уже в самых ранних исследованиях действия лазеров на кожу человека. Однако воплощение этих наблюдений в конкретных прикладных технологиях стало возможным лишь после того, как сотрудники Веллмановского центра фотомедицины Гарвардской медицинской школы Ричард Рокс Андерсон (Richard Rox Anderson) и Джон Пэрриш (John Parrish) сформулировали **теорию селективного фототермолиза** (Anderson R.R., et al., 1983).

Идея заключалась в том, чтобы воздействовать лазерным лучом на вещество-хромофор, которое лучше других поглощает определенные виды электромагнитного излучения и концентрация которого в клетке-мишени

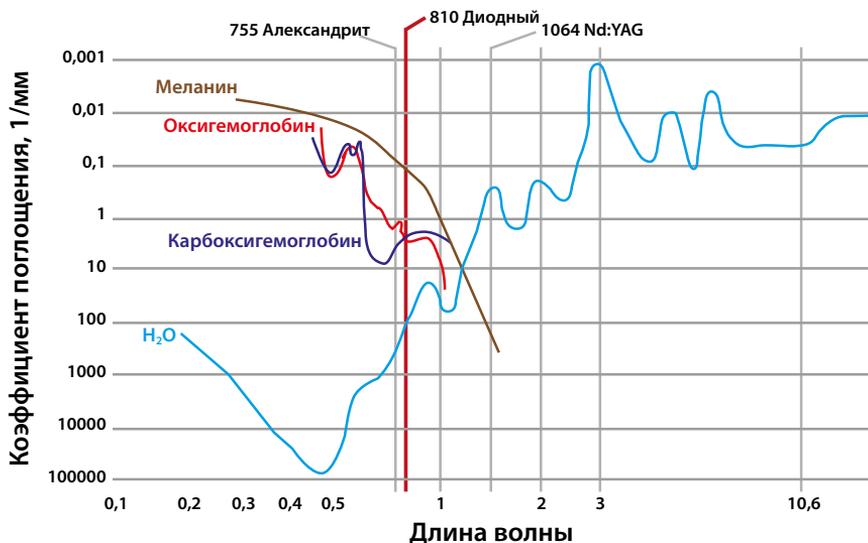


Рис. I-7-1. Спектры поглощения лазерного излучения различными хромофорами кожи

значительно выше, чем в соседних клетках (**рис. I-7-1**). Параметры света (длина волны, интенсивность и длительность облучения) подбираются с учетом спектра поглощения хромофора, чтобы передать его молекулам как можно больше энергии. Поглощая кванты света, хромофор переходит в возбужденное состояние, обратный переход сопровождается отдачей «избытка» энергии в окружающее пространство в виде тепла. Таким образом под действием света происходит нагревание, вызывающее необратимое разрушение как самой мишени, так и клетки, в которой она расположена, а также, при необходимости, ее ближайших соседей (**расширенный селективный фототермолиз**).

В случае розацеа целевым хромофором является гемоглобин эритроцитов крови (для разрушения сосудистых структур) или вода (для удаления фиматозных дефектов и ремоделирования ткани).

В первом случае используются специальные селективные сосудистые лазеры. Поглощая их излучение, гемоглобин нагревается, а также нагреваются стенки сосуда, что приводит к их коагуляции (фототермический эффект) или разрыву (фотомеханический эффект).

- **Фотомеханический эффект** формируется при передаче хромофору большого количества энергии за короткий промежуток времени. Происходит так называемый фотодинамический удар, приводящий к разрыву сосуда и выходу его содержимого в ткани, т.е. образованию пурпуры, петехий, гематом.

- **Фототермический эффект** возникает при более медленном нагреве мишени (более длинный импульс) с постепенным склеиванием (коагуляцией) сосуда. Кровь, подвергаясь фотокоагуляции, образует тепловой коагулят — аморфное скопление поврежденных и агглютинированных эритроцитов и компонентов плазмы, которыми в дальнейшем закупоривается сосудистый просвет. Гистологически отмечается избирательное повреждение сосуда с тромбозом, некрозом стенки сосуда и периваскулярным повреждением коллагена с относительно небольшим тепловым повреждением эпидермиса и дермы. Конечным этапом будет тромбоз и окклюзия сосуда (Weinkle A.P., et al., 2015).

Кроме того, в лечении розацеа используются неселективные аблятивные и неаблятивные лазеры. По своей сути неселективный фототермолиз также является селективным воздействием. Хромофором в данном случае будет вода, однако из-за того, что вода присутствует во всех клетках, воздействие будет оказываться не на какие-то отдельные мишени, а на все клетки, расположенные в области обработки, т.е. неселективно.

В основе неселективного фототермолиза лежит феномен **фотоабляции** — почти мгновенного испарения (вапоризации) ткани при высокой температуре, или **фотокоагуляции** — при менее выраженном нагревании. Чтобы произошла абляция, необходимо быстро разогреть ткань до нескольких сотен градусов.

На **рис. 1-7-2** показан график поглощения света тканями и водой в зависимости от длины волны излучения. Легко заметить, что спектр поглощения ткани коррелирует со спектром поглощения воды. Излучение дальней инфракрасной (ИК) и ультрафиолетовой (УФ) областей спектра лучше всего поглощается тканью, а значит, его проникновение в глубину будет минимальным и вся световая энергия выделится в виде тепла в минимальном объеме ткани. УФ-свет по понятным причинам использовать в качестве нагревающего фактора нельзя, поскольку в высоких дозах он опасен. А вот дальний ИК-свет таких противопоказаний не имеет,

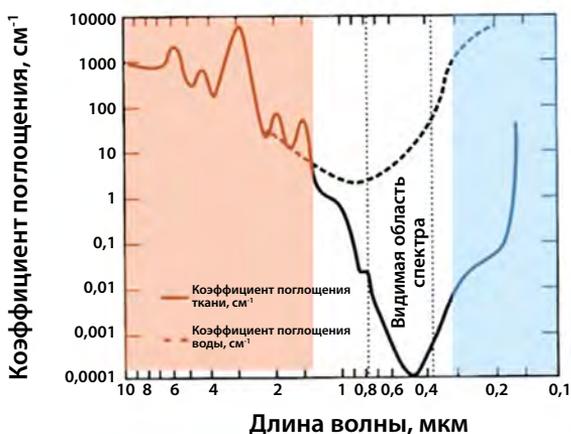


Рис. 1-7-2. Спектры поглощения ткани и воды

поэтому эта часть спектра соответствует аблятивным (т.е. вызывающим абляцию) методам. Такие процедуры выполняются с помощью CO₂-, Er:YAG- и Er:YSSG-лазеров, которые носят соответствующее название — **аблятивные** и сопряжены с повреждением рогового слоя. Также молекулы воды поглощают излучение ближнего инфракрасного диапазона, хотя менее активно, — это излучение диодных (1440 нм), неодимовых Nd:YAG (1320, 1440 нм), волоконных Er:glass (1540 и 1550 нм) и тулиевых (1927 нм) лазеров. На абляцию их энергии не хватает, они работают через коагуляцию, не повреждая роговой слой, поэтому их относят к **неаблятивным**.

Помимо монохромных лазеров, излучающих электромагнитные волны одной длины волны, для разрушения сосудистых дефектов также используются устройства, генерирующие интенсивный импульсный свет (IPL). IPL-устройства испускают широкий диапазон длин волн, которые поглощаются различными хромофорами кожи, но большую часть этой энергии поглощают поверхностные мишени, такие как меланин и расширенные сосуды. IPL-терапия розацеа — очень перспективное направление, особенно при начальных формах заболевания.

7.1.2. Виды лазеров и IPL-устройств и параметры воздействия

В зависимости от клинических проявлений можно выделить два направления в фототерапии этого заболевания (**табл. I-7-1**):

- 1) коррекция сосудистых и воспалительных изменений в коже;
- 2) коррекция дистрофических изменений в тканях.

Для получения нужного результата необходимо учесть ряд факторов:

- **диаметр сосуда** (как правило, эффективному воздействию подвержены сосуды от 0,1 до 3 мм в диаметре);
- **глубина залегания сосуда** (на поверхностную сосудистую сеть оказывает влияние коротковолновое излучение (532, 577 и 585 нм), а на сосуды, располагающиеся ниже ретикулярного слоя, — длинноволновое (600, 755, 800, 1064 нм);
- **фототип кожи, уровень пигментации кожи** в области воздействия (конкурирующим с оксигемоглобином хромофором является меланин, если меланина много, то при световой терапии необходимо применять эффективное охлаждение кожи);
- **размер светового пятна** — чем больше размер светового пятна, тем глубже проникновение излучения в ткани (небольшой размер светового пятна обладает меньшей проникающей способностью, но тем самым обуславливает применение большего количества энергии для полноценного проведения процедуры удаления сосудов);

Таблица I-7-1. Виды лазеров, использующихся при розацеа

ИЗМЕНЕНИЯ В ТКАНЯХ	ИСТОЧНИК СВЕТА	ОЖИДАЕМЫЙ РЕЗУЛЬТАТ
Сосудистые изменения	<ul style="list-style-type: none"> Импульсный лазер на красителе (PDL, 585–595 нм) Интенсивный импульсный свет (IPL, 500–1200 нм) Калий-титанил-фосфатный лазер (KTP, 532, 540 нм) Неодимовый лазер (Nd:YAG, 1064 нм) 	Уменьшение выраженности клинических симптомов, полное удаление телеангиэктазий, эритемы
Воспалительные изменения	<ul style="list-style-type: none"> Импульсный лазер на красителе (PDL, 585–595 нм) Калий-титанил-фосфатный лазер (KTP, 532, 540 нм) 	Уменьшение количества высыпаний, быстрое достижение и поддержание ремиссии
Деформационные, гипертрофические изменения ткани	<ul style="list-style-type: none"> Углекислотный лазер (CO₂, 10600 нм) Эрбиевый лазер (Er:YAG, 2900 нм) Nd:YAG-лазер (1064 нм) 	Коррекция формы измененных анатомических образований
Дистрофические изменения структуры ткани	<p>Аблятивные фракционные лазеры</p> <ul style="list-style-type: none"> Углекислотный лазер (CO₂, 10600 нм) Er:YAG (2940 нм) <p>Неаблятивные фракционные лазеры</p> <ul style="list-style-type: none"> Диодные и неодимовый лазеры (1440 нм) Тулиевый лазер (1927 нм) Эрбиевый лазер (1550 нм) 	Уменьшение выраженности клинических симптомов, достижение длительной ремиссии

- **плотность потока энергии** — это плотность светового излучения, приходящаяся на единицу площади (важно использовать высокую плотность потока энергии, критерием правильно подобранной энергии является изменение цвета сосуда, как правило, он темнеет);
- **длительность импульса** — для эффективного и безопасного воздействия на сосуд импульс должен быть меньше или равен длительности времени термической релаксации сосудов (ВТР), импульс, превышающий время термической релаксации сосуда, вызывает распространение тепла в окружающую ткань, что может привести к ее коагуляции;
- **ограничение инсоляции до и после процедуры светового воздействия (чтобы избежать образования пигментных пятен).**