

ТЕПЛОВИЗИОННЫЙ КОНТРОЛЬ ПРОЦЕССОВ НАГРЕВА И МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ НИЗКОИНТЕНСИВНЫХ ЛАЗЕРНЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР

© 2011 г. Д. А. Рогаткин*, доктор техн. наук; Д. С. Макаров*; О. А. Быченков*, канд. мед. наук;
М. И. Щербаков**

* Московский областной научно-исследовательский клинический институт
им. М.Ф. Владимирского, Москва

** Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской академии наук,
Москва

E-mail: rogatkin@medphyslab.com

Исследованы температурные поля на поверхности кожи и параметры микроциркуляции крови в коже при различных процедурах низкоинтенсивной лазерной терапии с помощью цифрового термографа "ИРТИС-2000МЕ" и спектрофотометрического диагностического комплекса "ЛАКК-М". Показано, что как при поверхностных лазерных процедурах, так и при внутривенном лазерном облучении крови, изменения параметров микроциркуляции крови в коже если и наблюдались, то всегда сопровождались изменениями температуры поверхности кожи.

Ключевые слова: микроциркуляция крови, низкоинтенсивная лазерная терапия, термография, спектрофотометрия, температура кожи.

Коды OCIS: 170.6510

Поступила в редакцию 13.02.2011

Введение

Биостимуляционные механизмы низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ) обсуждаются уже в течение многих лет [1–5]. Однако во многом остаются спорными, несмотря на то, что за сравнительно короткий срок в России и ряде других стран восточной Европы и Азии такая терапия сформировалась в относительно самостоятельный, модный и достаточно эффективный (судя по медицинским первоисточникам) раздел физиотерапии [6]. По данным большого количества работ наиболее доказанным механизмом действия низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) на мягкие клеточные ткани и кровь является стимуляция микроциркуляторных процессов в зоне облучения [2, 4, 7, 8]. Особенно ярко это проявляется при внутривенном лазерном облучении крови (ВЛОК), которое в России широко используется практически во всех областях медицины [9]. При этом большинство авторов уверено, что в процессе НИЛТ не происходит существенного нагрева тканей [1, 4, 7, 9], а температура облучаемых тканей не повышается более чем на 0,1 °С.

Эти выводы в целом были получены еще около 10–15 лет назад на основе обычных клинических наблюдений и результатов лабораторных и морфологических исследований [1, 2, 7, 8]. В то время не было доступных для врачей приборов, позволяющих регистрировать с достаточной точностью и в реальном времени процессы микроциркуляции и динамику температуры поверхности биотканей. Сегодня такие приборы появились. В первую очередь это неинвазивные спектрофотометрические инструменты, позволяющие осуществлять мониторинг тканевого дыхания и перфузии тканей кровью [9], а также аппараты для цифровой инфракрасной (ИК) термографии и приборы тепловизионного контроля, которые регистрируют температуру по большой площади поверхности тела с точностью до $\pm 0,05$ °С [10]. Все это открывает перспективу непосредственной "on line" проверки сделанных ранее выводов и некоторых наиболее спорных и интересных результатов предыдущих работ (как известно, достоверными в науке могут считаться только результаты, независимо проверенные в разных лабораториях мира).

Надо сказать, что в последнее время такие работы тоже стали появляться. В работе [11]

предпринималась достаточно профессиональная попытка обнаружить реакцию системы микроциркуляции крови, в частности параметров объемного кровенаполнения (V_b) и тканевой сатурации оксигемоглобина в смешанной крови микроциркуляторного русла (S_tO_2), на процедуру НИЛТ непосредственно во время облучения и сразу после него. Такая реакция по данным авторов наблюдалась, но лишь при двух условиях: либо при достаточно больших плотностях мощности облучения (1–5 Вт/см²), вызывающих существенный разогрев тканей, либо при внутривенном введении испытуемому экзогенных фотосенсибилизаторов. В последнем варианте уменьшение S_tO_2 происходило и при меньших плотностях мощности (50 мВт/см²). Однако известно, что любой фотосенсибилизатор увеличивает коэффициент поглощения излучения в тканях, следовательно можно предположить, что суммарный тепловой эффект от НИЛИ оставался тем же (правда, температура ткани не измерялась). В этой же работе приведено сравнение реакций системы микроциркуляции крови на НИЛТ и на обычный тепловой нагрев (тепловую пробу). Показана идентичность этих реакций. Авторам работы не удалось обнаружить реакцию на НИЛИ (в частности, измерения явно выполнялись с большими погрешностями, так как на одном из графиков во время окклюзии параметр S_tO_2 у испытуемого падает ниже нулевой отметки). Поэтому они сделали заключение, что их метод оксиметрии является очень грубым, и предположили, что более чувствительными методами, например, методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), эта реакция может быть обнаружена и при более низких плотностях мощности НИЛИ.

Для оценки влияния лазерного воздействия на сатурацию артериальной крови (S_aO_2) похожие измерения выполнялись методом пульсоксиметрии [12]. Для длины волны $\lambda = 632$ нм (He-Ne лазер) и мощностей $P < 5$ мВт на очаг облучения не наблюдалось никакой динамики S_aO_2 . Изменения на уровне $\pm 2\%$ регистрировались при $P = 5$ мВт, однако метрологические аспекты таких высокоточных измерений авторами не раскрываются¹. И только для $\lambda = 532$ нм и мощности облучения 2 Вт ими

¹ Согласно ГОСТ Р ИСО 9919-99 “Оксиметры пульсовые медицинские. Технические требования и методы испытаний” (2000) все измерения методами пульсоксиметрии имеют погрешность не менее 2–3%.

фиксировалось достоверное снижение S_aO_2 примерно на 4–5%.

Королевич же с соавторами [13] с помощью метода ЛДФ наблюдали увеличение перфузии тканей кровью в зоне воздействия НИЛИ на $\lambda = 632$ нм уже при $P = 1,1$ мВт (диаметр лазерного луча 2,5 мм, плотность мощности 22 мВт/см²). Приведенные в этой работе графики показывают усиление перфузии в коже испытуемого примерно с 35 до 75 пф. ед. за время облучения 5 мин (!). Однако даже сама физиологическая возможность такого роста перфузии при начальном значении в 35 пф. ед. находится под сомнением (не исключена, например, неправильная работа прибора). Кроме того, по сведениям авторов на необлучаемой симметричной зоне на другой стороне тела испытуемого фиксировалось синхронное увеличение перфузии с 35 до 50 пф. ед. А ведущим механизмом такого действия НИЛИ они видят нагрев тканей: по расчетам авторов работы при приведенных параметрах облучения температура может повышаться до 41,7 °С (!). Но симметричный участок тела не подвергался облучению, следовательно, усиление микроциркуляции в нем может иметь только рефлекторную природу (измерения температуры в эксперименте не проводились).

Как видно, данные эти противоречивы и не стыкуются не только между собой, но и с более ранними выводами по механизмам действия НИЛТ (усиление микроциркуляции в отсутствие нагрева). Существенным недостатком всех этих работ явилось отсутствие прямых измерений температуры поверхности биоткани в процессе НИЛТ. Целью настоящих исследований стало проведение сочетанных измерений температуры и параметров микроциркуляции крови для разных режимов и областей воздействия НИЛИ, включая наиболее “сильнодействующее” ВЛОК, одновременно разными методами: высокоточной ИК термографией, ЛДФ и оптической тканевой оксиметрией (ОТО). Одновременная регистрация различных параметров разными методами должна, по нашим представлениям, исключить ситуацию нечувствительности какого-либо одного из приборов или методов, выявить преимущества температурных измерений и дополнительно позволить получить четкую зависимость между динамикой микроциркуляции крови и температурой поверхности биоткани в зоне воздействия НИЛИ.

Материалы и методы

В исследованиях приняли участие 28 человек. Среди них – условно здоровые добровольцы (в том числе авторы статьи – 2) и пациенты клиник МОНКИ, страдающие разнообразными заболеваниями, которым по различным показаниям назначались плановые процедуры накожной НИЛТ или ВЛОК. При этом все испытуемые выбирались с нормальным или спастическим типом микроциркуляции крови для исключения влияния гиперемического типа микроциркуляции на результаты эксперимента². Из общего количества у 10 испытуемых НИЛИ апплицировалось на поверхность кожи разных зон верхних конечностей (предплечье, ладонь, запястье), 15 пациентов получили ВЛОК. Три добровольца дополнительно были протестированы с использованием обычных контактных термоэлектрических методов разогрева кожи. Девять измерений было проведено “квазиплацебо”, без облучения, для получения набора данных о параметрах микроциркуляции и оксигенации крови в состоянии покоя (как для здоровых добровольцев (7), так и для пациентов с заболеваниями (2)).

Параметры микроциркуляции и оксигенации крови в эксперименте регистрировались с помощью многофункционального лазерного неинвазивного диагностического комплекса (МЛНДК) “ЛАКК-М”, который позволяет *in vivo* одновременно в исследуемом участке кожи измерять методом ЛДФ перфузию тканей кровью (I_m), а также методом ОТО параметры S_tO_2 и V_b [14]. Дизайн эксперимента при накожной НИЛТ и способ фиксации волоконных зондов МЛНДК представлен на рис. 1 вместе с тепловизионным изображением области эксперимента.

Тепловизионное изображение, по которому в дальнейшем автоматически рассчитывались температуры, снималось по всей площади облучаемой поверхности и окружающих область воздействия НИЛИ тканей. Это позволило в дальнейшем анализировать динамику изменений температуры как непосредственно в центре пятна облучения, так и по его периферии и окружающим его необлученным тканям. Для измерения температуры поверхности и получения тепловых изображений использовался цифровой медицинский термограф “ИРТИС-2000МЕ” (ИРЭ РАН). Тепловая проба (нагрев)

² Гиперемический тип микроциркуляции в принципе не оставляет резерва для ее усиления.

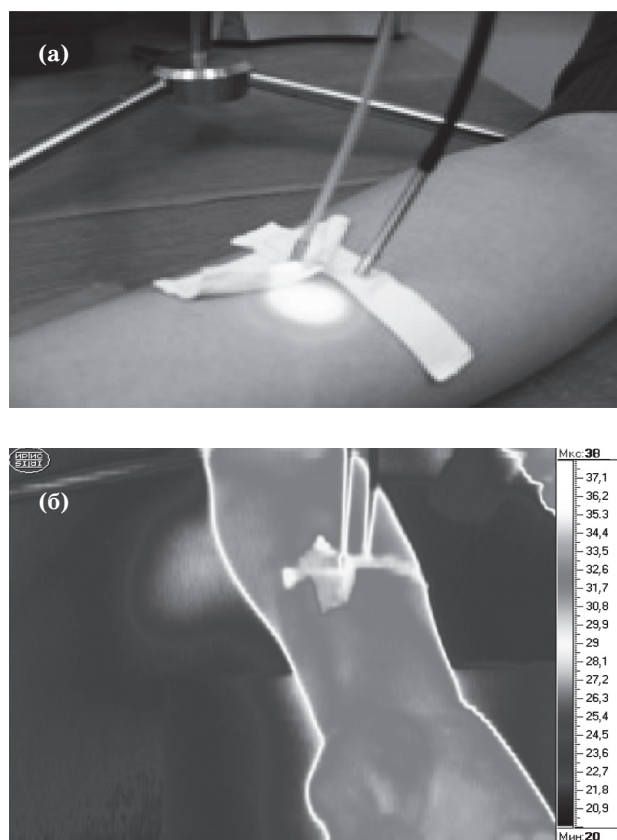


Рис. 1. Дизайн эксперимента при накожном облучении лазером. Фотография в видимом диапазоне (а) и тепловое изображение (б).

осуществлялась с помощью выносного теплового нагревателя от аппарата “ЛАКК-01” с возможностью стабилизации и независимого контроля температуры нагревателя во время процедуры. В эксперименте температура нагревателя выставлялась и поддерживалась на уровне 41,5–42 °С. Время нагрева 3,5 мин. Температура кожи в этом случае определялась на изображении рядом с краем нагревателя.

Для накожной НИЛТ использовались терапевтические аппараты разного действия: “УЛАН-БЛ-20” (импульсный режим, $\lambda = 890$ нм, частота следования импульсов 30 кГц) и “УЛФ-01” (непрерывный режим, $\lambda = 632$ нм, выходная мощность 20 мВт). Для ВЛОК применялся только непрерывный режим облучения аппаратом “УЛФ-01”. Площадь облучаемой зоны при накожном облучении варьировалась в пределах 0,3–4 см². Для попытки получения зависимости “плотность мощности – тепловой эффект” часть экспериментов на 2-х добровольцах была сделана специально с тремя разными градациями облучения по диаметру пятна (0,3, 1,5 и 3 см).

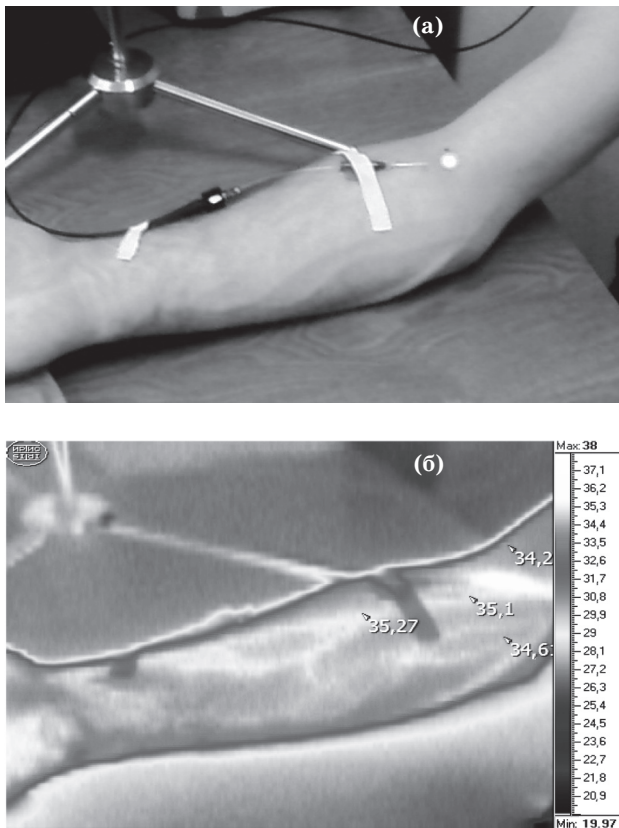


Рис. 2. Дизайн эксперимента при внутривенном лазерном облучении крови. Фотография в видимом диапазоне (а) и тепловое изображение (б).

Выходная мощность НИЛИ с иглы при ВЛОК – 2 мВт. При этом игла со световодом вводилась пациенту в локтевую вену (рис. 2), а датчик от МЛНДК для измерений параметров микроциркуляции и оксигенации крови фиксировался на дистальной фаланге третьего пальца этой же руки. Эта область выбрана как наиболее богатая сетью капилляров и артериовенозных шунтов, она быстро и сильно реагирует на любые изменения внешних условий [15].

Длительность облучения при НИЛТ варьировалась от 5–10 мин для накожных процедур до 20 мин для ВЛОК. При этом запись всех параметров осуществлялась как до начала облучения (фоновая запись), так и одновременно с лазерным облучением и затем в течение нескольких минут после его окончания. Все измерения проводились в одном и том же кабинете при комнатной температуре воздуха (21–23 °С) одной и той же группой исследователей. Перед началом любой процедуры испытуемому давали спокойно посидеть в течение 5–7 мин для нормализации кровотока. Всего в рамках опи-

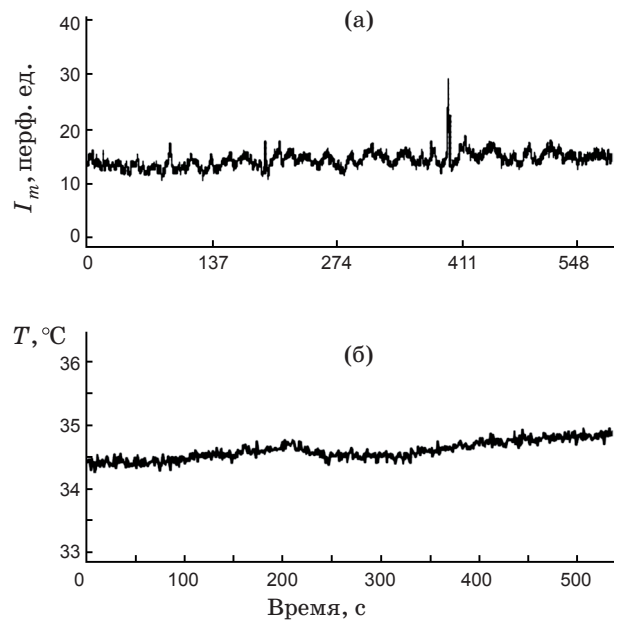


Рис. 3. Отсутствие видимой динамики показателя микроциркуляции (а) и температуры (б) при нормальной физиологии в процессе накожного облучения лазером в течение 8 мин. Начало облучения – 60 с.

сываемых исследований проведено около 50 различных зачетных экспериментов.

Полученные результаты

Если говорить о корреляции параметров микроциркуляции крови (показателя перфузии I_m) и температуры поверхности тканей (T), то все полученные в разных экспериментах тенденции в их динамике можно условно разделить на три группы:

I. Отсутствие в пределах точности измерений видимой динамики и изменений обоих показателей в течение всего эксперимента вне зависимости от наличия или отсутствия внешнего воздействия в виде НИЛИ (рис. 3).

II. Разнонаправленный дрейф (колебания) значений показателей I_m в пределах его изменений $\pm 10\%$ от среднего и $T - \pm 0,5$ °С в течение всего эксперимента без однозначной и согласованной динамики в ту или иную сторону также вне зависимости от наличия или отсутствия внешнего воздействия в виде НИЛИ (рис. 4).

III. Уверенный одновременный рост I_m и T в течение всего эксперимента при внешнем воздействии (при облучении НИЛИ или при тепловой пробе) и латентный период и/или постепенный спад после окончания воздействия (рис. 5).

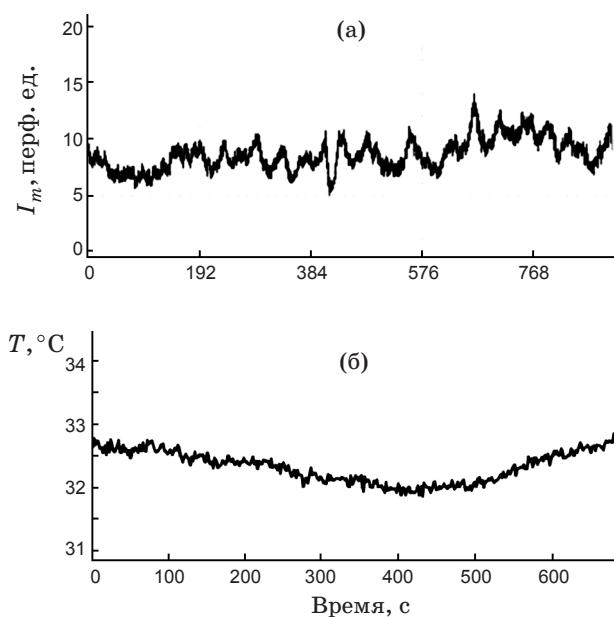


Рис. 4. Естественные колебания показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) в отсутствие воздействия в норме.

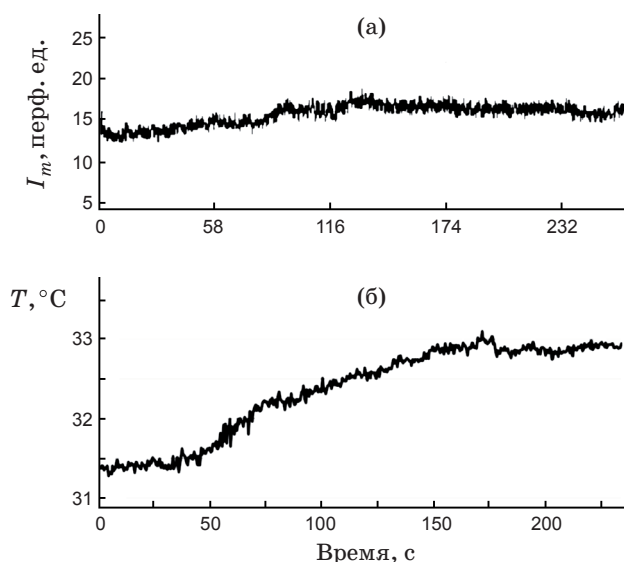


Рис. 5. Видимая синхронная динамика показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) при внутривенном облучении крови онкологического больного в течение 240 с. Начало процедуры – 10 с.

В ходе эксперимента для первых из указанных двух групп зависимостей не удалось выявить какой-либо однозначной корреляции в поведении оксиметрических параметров S_tO_2 и V_b с динамикой параметров I_m и T . И это не зависело от того, больной или здоровый испытуемый участвовал в эксперименте, было в эксперимен-

те облучение НИЛИ или нет, накожное было облучение или ВЛОК, непрерывное или импульсное. Каждый из параметров (S_tO_2 и V_b) во всех экспериментах вел себя, скорее всего, независимо от I_m и T по типу проявления флуктуаций значений параметров в группе II. И все эти изменения (или их отсутствие) обусловлены, вероятно, не внешним воздействием – накожным облучением НИЛИ или ВЛОК, а определялись обычными физиологическими ритмами и фоновой физиологической вариабельностью живой системы, так как точно такая же вариабельность наблюдалась и в 6 из 9 случаев экспериментов без облучения НИЛИ, т. е. “квазиплатцебо” (1 случай для больного и 5 – для здоровых испытуемых).

В среднем, хоть какая-то выраженность реакции микроциркуляторного русла и температуры кожи в зоне накожного лазерного облучения и при ВЛОК (рис. 5) наблюдалась не более чем в 20% случаев НИЛТ с обычными терапевтическими дозами облучения. В 80% случаев вообще не удалось выявить изменения температуры, параметров микроциркуляции и оксигенации крови при процедурах НИЛТ на фоне их природных физиологических флуктуаций по типу рис. 4, хотя определения проводились в широком диапазоне плотностей мощности и времени облучения с помощью используемой термографической техники и спектрофотометрической аппаратуры. Даже в указанных выше 20% случаев при регистрации хоть каких-то изменений все они были еле-еле заметны на фоне сильных физиологических флуктуаций. Но везде, где при НИЛТ изменялась перфузия I_m , синхронно с ней и однонаправленно изменялась и температура поверхности в зоне облучения. Обратное же наблюдалось не всегда. В нескольких случаях рост и падение кожной температуры не сопровождались соответствующими изменениями показателя I_m (рис. 4). То есть при малых изменениях, на уровне физиологических вариаций или чуть выше их, изменения температуры поверхности кожи не всегда коррелируются с изменением перфузии тканей кровью. Это может быть свидетельством того, что не все тепловые процессы в коже определяются только параметрами микроциркуляции крови. Часть тепловых флуктуаций зависит, видимо, и от других процессов, например, от процесса диффузии и испарения влаги с поверхности кожи.

И только при достаточно сильном воздействии, связанном либо с большими плотностями

ми мощности НИЛИ (например, для накожного облучения на $\lambda = 632$ нм от 250 мВт/см²), либо с непосредственным нагревом тканей тепловым нагревателем, устойчиво выявлялась однозначная и скоррелированная динамика всех четырех показателей S_tO_2 , V_b , I_m и T (рис. 6 и 7). Причем она была одинакова и для процедур НИЛТ, и для обычного нагрева. Видимо, название “низкоинтенсивная” здесь уже и не совсем правомочно. Во всех случаях явной, видимой реакции микрососудистого русла на внешнее воздействие температура в области воздействия повышалась не менее чем на 0,8–1 °С от исходного уровня. Схожая динамика при меньших плотностях мощности НИЛИ наблюдалась только при наружном облучении кожи непрерывным лазерным излучением в областях с повышенной термочувствительностью. Например, дорсальная сторона лучезапястного сустава одного из испытуемых начала разогреваться и отвечала на воздействие явной вазодилатацией при плотности мощности порядка 50 мВт/см². Следовательно, в этом случае ведущим механизмом действия НИЛИ также является тепловой механизм.

Обсуждение

Таким образом, результаты проведенных исследований в целом подтвердили последние экспериментальные результаты работ [11, 12], что изменения параметров микроциркуляции и оксигенации крови при НИЛТ происходят далеко не так часто и не так явно выражены (если есть вообще), как это декларируют чисто медицинские первоисточники. И применение здесь более чувствительных методов типа ЛДФ по сравнению с ОТО, как это предполагалось [11], не имеет существенного значения. Выраженная реакция усиления микроциркуляции при воздействии НИЛИ проявляется только в случае достаточно мощного и длительного облучения, когда ведущим становится обычный тепловой нагрев тканей, а сама реакция микрососудистого русла становится идентичной реакции на контактную тепловую пробу. Менее выраженные реакции в пределах 1–10% от исходных значений показателей если и имеют место быть, то принципиально “тонут” в естественных физиологических флуктуациях этих параметров и не могут быть ни достоверно зарегистрированы, ни всерьез приняты во внимание в аспектах механизмов действия НИЛИ или параметров объективизации реакции ми-

крососудистого русла на НИЛИ. Вероятно, этой реакции в большинстве случаев не существует, а наблюдавшиеся в экспериментах 20% случаев подобной реакции можно отнести к ситуации с повышенной фото- или термочувствительностью, а также к психосоматическому эффекту плацебо.

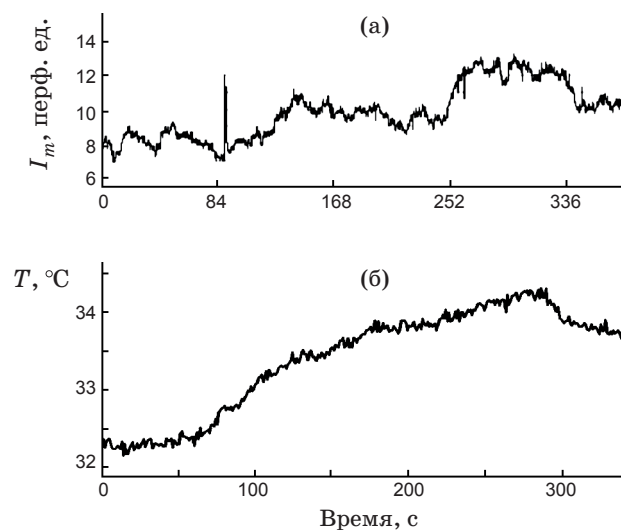


Рис. 6. Явная синхронная динамика показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) при контактном нагреве запястья в норме. Начало нагрева – 60 с, окончание – 270 с.

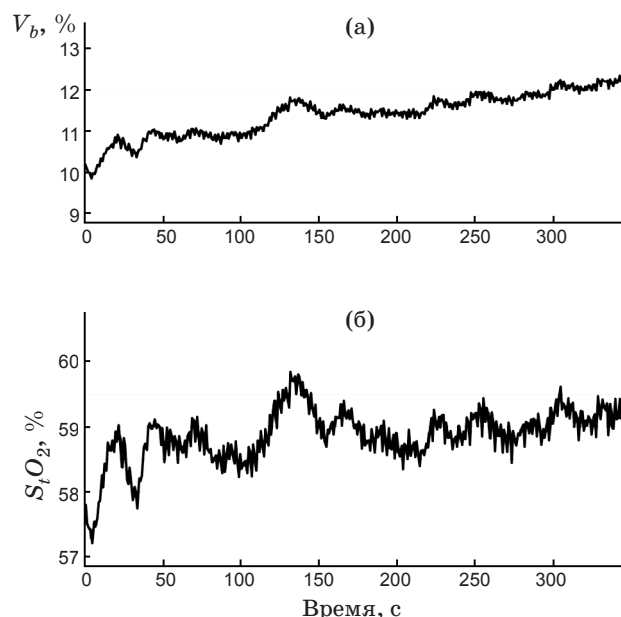


Рис. 7. Синхронная динамика показателей оксиметрии при контактном нагреве запястья в дополнение к рис. 6 в том же эксперименте. а – показатель объемного кровенаполнения, б – средняя тканевая сатурация оксигемоглобина крови в коже.

Может ли быть такое в принципе при обилии существующих публикаций по стимуляции микроциркуляции при НИЛТ? Видимо может. Этот вывод, скажем, не расходится сильно с последними литературными и данными авторов настоящей работы, которые они неоднократно сообщали и ранее (см., например [16]). Даже менее чувствительными, чем сегодня, приборами в эксперименте так часто не фиксировались реакции увеличения кровенаполнения в зоне облучения НИЛИ, как это декларируют многие медицинские специалисты. Совсем же недавно Плавский с соавторами указали [17] на то, что НИЛТ получила наибольшее распространение только в России и странах бывшего СССР, а за рубежом, в частности в США, Великобритании, Канаде и многих других странах, к ней имеется весьма прохладное отношение, особенно к ВЛОК. Авторы проанализировали около 3000 профессиональных публикаций по НИЛТ, но только в 140 (примерно) из них они обнаружили методы проведения исследований, удовлетворяющие критериям доказательной медицины (рандомизированные клинические испытания). И лишь отдельные единичные публикации содержали описание методики эксперимента с двойным слепым контролем, когда ни врач, ни пациент не знали, работает ли лазер. При этом в половине работ с привлечением такого контроля (все зарубежные, список приведен в цитируемом первоисточнике) отмечено, что результаты НИЛТ неотличимы от эффекта “плацебо”.

Показательна в этом смысле и существующая уже давно, но, видимо, оставшаяся незамеченной для специалистов-медиков публикация японцев [18]. В ней изучалось действие НИЛИ разных длин волн и плотностей мощности на сосудистый тонус в эксперименте с отдельными фрагментами сосудов. Для сравнения отслеживалась также и реакция сосуда на обычный нагрев. Фундаментальным выводом этой статьи является то, что сосудистый тонус реагирует лишь на нагрев, неважно каким способом он получается – контактным нагреванием или с помощью НИЛИ. Во всех случаях облучения и контактного нагрева в этом эксперименте реакция сосудов наблюдалась только при повышении температуры в зоне воздействия на

величину порядка 1 °С от исходного уровня. Ниже этого порога ни контактный нагрев, ни НИЛИ не вызвали заметного изменения сосудистого тонуса, что сопоставимо с результатами настоящей работы.

Тем не менее, вне зависимости от наличия или отсутствия порога и от природы сосудистой реакции на НИЛИ, проведенные и представленные здесь исследования показали, что наряду с неинвазивной спектрофотометрией методы термографии могут с успехом применяться в качестве высокоточного и достаточно чувствительного метода контроля параметров микроциркуляции и температуры поверхности кожи при проведении процедур НИЛТ. Во всех экспериментах, где явно менялась микроциркуляция в коже при НИЛТ, термограф также явно фиксировал изменения ее температуры на уровне более $\pm 0,8$ °С. То есть оба этих метода воспроизводят аналогичный диагностический результат и показывают в режиме реального времени изменения параметров микроциркуляции под воздействием НИЛТ. Этот вывод из результатов представленных в настоящем исследовании экспериментов, по мнению авторов работы, является бесспорным.

Заключение

В данном исследовании при различных процедурах низкоинтенсивной лазерной терапии измерялись одновременно температурные поля на поверхности кожи и параметры микроциркуляции крови в коже с помощью цифрового термографа “ИРТИС-2000МЕ” и спектрофотометрического диагностического комплекса “ЛАКК-М”. Результаты работы показали, что как при поверхностных лазерных процедурах НИЛТ, так и при внутривенном лазерном облучении крови, изменения параметров микроциркуляции крови в коже если и наблюдались на фоне сильных естественных физиологических флуктуаций, то всегда сопровождалась изменениями температуры поверхности кожи. Таким образом, методы тепловидения и ИК термографии позволяют врачу успешно исследовать реакцию микроциркуляторного русла на действие НИЛТ аналогично современным методам спектрофотометрии.

* * * * *

ЛИТЕРАТУРА

1. Кару Т.И. Клеточные механизмы низкоинтенсивной лазерной терапии // Лазерная медицина. 2001. Т. 5. № 1. С. 7–15.

2. *Владимиров Ю.А., Клебанов Г.И., Борисенко Г.Г., Осипов Т.В.* Молекулярно-клеточные механизмы действия низкоинтенсивного лазерного излучения // *Биофизика*. 2004. Т. 49. № 2. С. 339–350.
3. *Каплан М.А.* Лазерная терапия – механизмы действия и возможности // Тезисы межд. конф. “*Laser Health’97*”. М.: Фирма “Техника”, 1997. С. 88–92.
4. *Рогаткин Д.А., Черный В.В.* Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения // В сб. “*Взаимодействие излучения с веществом*” / *Материалы 2-й Байкальской школы по фундаментальной физике*. Иркутск: ИГУ, 1999. С. 366–378.
5. *Захаров С.Д., Иванов А.В.* Светоокислородный эффект – физический механизм активации квазимонохроматическим излучением // *Препринт*. М.: ФИАН, 2006. 50 с.
6. *Скобелкин О.К.* История развития низкоинтенсивной лазерной медицины / в кн. *Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике* / Под. ред. Скобелкина О.К. М.: Полиграф-информ, 1997. С. 7–15.
7. *Козлов В.И.* Взаимодействие лазерного излучения с биотканями / в кн. *Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике* / Под. ред. Скобелкина О.К. М.: Полиграф-информ, 1997. С. 24–35.
8. *Терман О.А., Козлов В.И.* Патолофизиологическое обоснование применения различных доз и режимов НИЛИ для фотостимуляции микроциркуляции // *Лазерная медицина*. 1998. Т. 2. № 2–3. С. 43–46.
9. *Капустина Г.М.* Внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК) / в кн. *Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике* / Под ред. Скобелкина О.К. М.: Полиграф-информ, 1997. С. 35–56.
10. *Виноградов В.И., Веретенков И.С., Слезко В.Н., Пугач Г.И., Ланда В.А., Большакова Г.И.* Некоторые аспекты применения термографии при реабилитации пациентов с нарушением функции опорно-двигательной и нервной систем // *Функциональная диагностика*. 2005. № 3. С. 72–78.
11. *Стратонников А.А., Ермишова Н.В., Лоценов В.Б.* Диагностика реакции капиллярного русла тканей на лазерное излучение // *Квант. электрон.* 2002. Т. 32. № 10. С. 917–922.
12. *Аксенов Е.Т., Мокрова Д.В.* Динамика оксигенации гемоглобина крови под воздействием лазерного излучения // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2008. № 11. С. 35–41.
13. *Королевич А.Н., Астафьева Л.Г., Дубина Н.С., Вечеринский С.И., Белсли М.С.* Доплеровская спектроскопия крови *in vivo* при воздействии низкоинтенсивного лазерного излучения // *Опт. и спектр.* 2004. Т. 96. № 3. С. 508–514.
14. *Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Petritskaya E.N., Sidorov V.V., Shumskiy V.I.* Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and some metrological provisions for that // *Proc. SPIE*. 2009. V. 7368. P. 73681Y.
15. *Козлов В.И.* Система микроциркуляции крови: клиничко-морфологические аспекты изучения // *Региональное кровообращение и микроциркуляция*. 2006. Т. 5. № 1. С. 84–101.
16. *Рогаткин Д.А.* Неинвазивная спектрофотометрическая индикация реакции микроциркуляторного русла на лазерное терапевтическое излучение // *Материалы 1-го Всерос. форума “III тысячелетие. Пути к здоровью нации”*. М.: ИКФ “Каталог”, 2001. С. 125–126.
17. *Плавский В.Ю., Мостовников В.А., Рябцев А.Б., Мостовникова Г.Р., Плавская Л.Г., Никеевко Н.К., Лусенко И.А., Мостовников А.В., Гиневиц В.В., Улащик В.С., Сердюченко Н.С., Русакевич П.С., Вологовская А.В., Рыбин И.А.* Аппаратура для низкоинтенсивной лазерной терапии: современное состояние и тенденции развития // *Оптический журнал*. 2007. Т. 74. № 4. С. 27–41.
18. *Matsuo H., Morimoto Y., Arai T., Wada M., Higo R., Tabata S., Nakai K., Kikuchi M.* Heat and Photolytic Nitric Oxide are Essential Factors for Light-induced Vascular Tension Changes // *Lasers Med. Sci.* 2000. № 15. P. 181–187.