

## 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/см<sup>2</sup>), 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/см<sup>2</sup>). 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 раскрываются<sup>1</sup>. И только для  $\lambda = 532$  нм и мощности облучения 2 Вт ими

<sup>1</sup> 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/см<sup>2</sup>). 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 эксперимента<sup>2</sup>. 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)

<sup>2</sup> Гиперемический тип микроциркуляции в принципе не оставляет резерва для ее усиления.

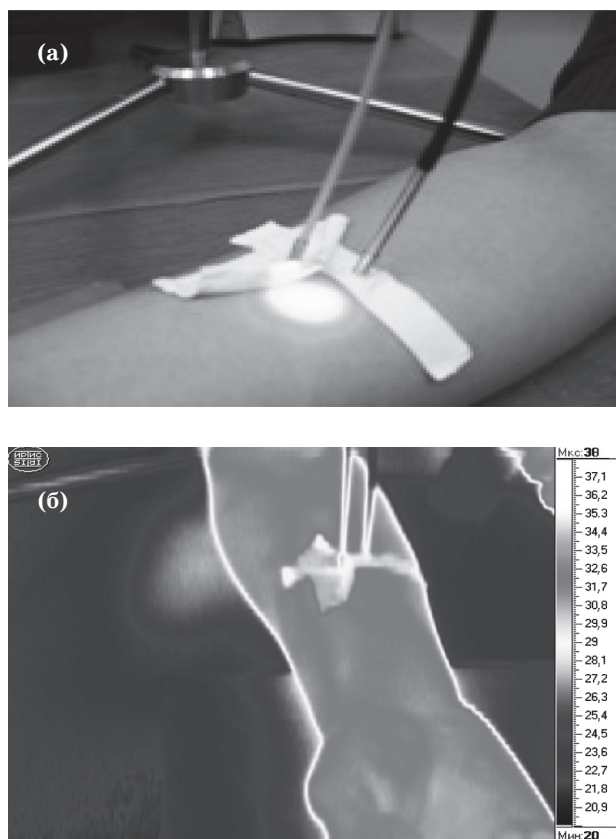
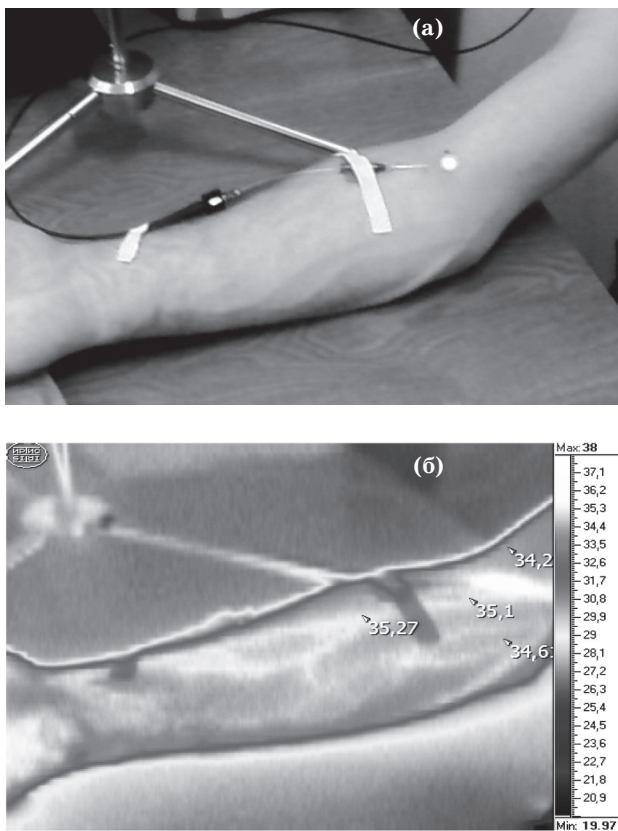


Рис. 1. Дизайн эксперимента при накожном облучении лазером. Фотография в видимом диапазоне (а) и тепловое изображение (б).

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.

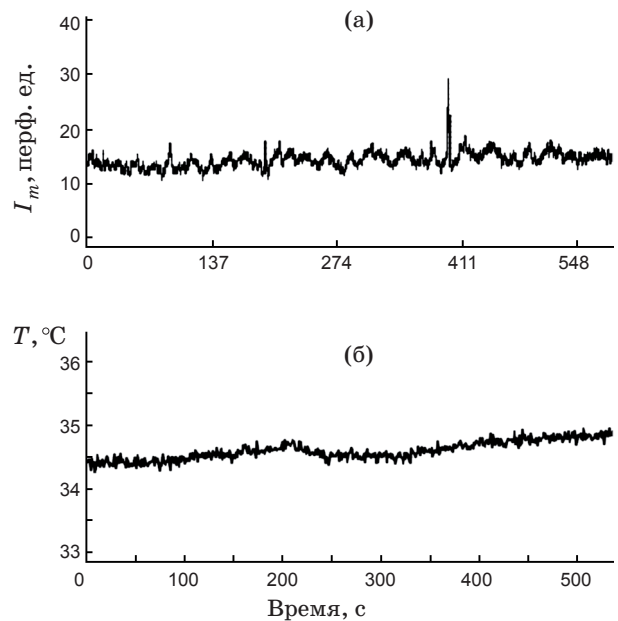
Для накожной НИЛТ использовались терапевтические аппараты разного действия: “УЛАН-ВЛ-20” (импульсный режим,  $\lambda = 890$  нм, частота следования импульсов 30 кГц) и “УЛФ-01” (непрерывный режим,  $\lambda = 632$  нм, выходная мощность 20 мВт). Для ВЛОК применялся только непрерывный режим облучения аппаратом “УЛФ-01”. Площадь облучаемой зоны при накожном облучении варьировалась в пределах 0,3–4 см<sup>2</sup>. 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).

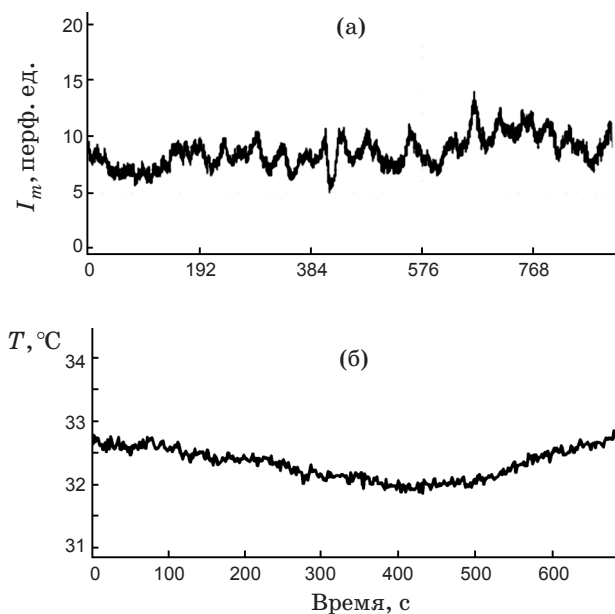


Рис. 4. Естественные колебания показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) в отсутствие воздействия в норме.

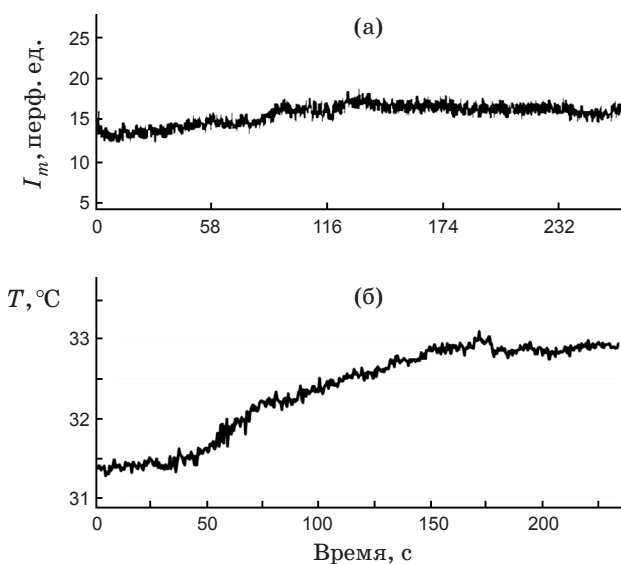


Рис. 5. Видимая синхронная динамика показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) при внутривенном облучении крови онкологического больного в течение 240 с. Начало процедуры – 10 с.

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. “квазиplacebo” (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 однонаправлено изменялась и температура поверхности в зоне облучения. Обратное же наблюдалось не всегда. В нескольких случаях рост и падение кожной температуры не сопровождалось 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/см<sup>2</sup>), 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/см<sup>2</sup>. 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.

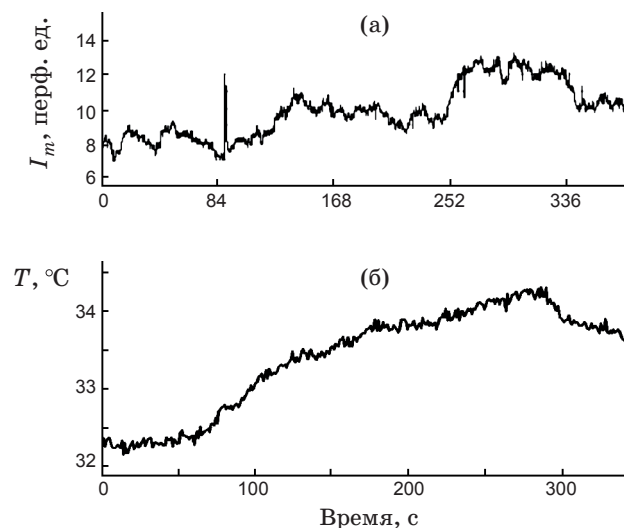


Рис. 6. Явная синхронная динамика показателей микроциркуляции (а) и температуры (б) при контактном нагреве запястья в норме. Начало нагрева – 60 с, окончание – 270 с.

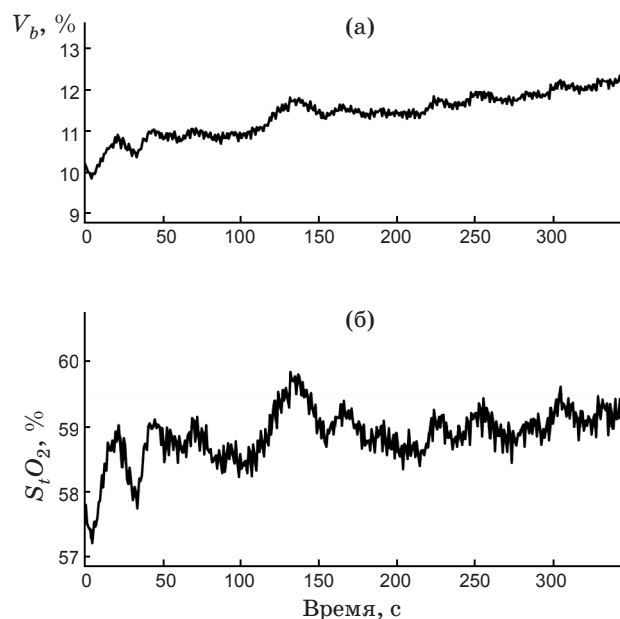


Рис. 7. Синхронная динамика показателей оксиметрии при контактном нагреве запястья в дополнение к рис. 6 в том же эксперименте. а – показатель объемного кровенаполнения, б – средняя тканевая сатурация оксигемоглобина крови в коже.

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. Светокислородный 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. Патофизиологическое 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., Petrinskaya 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., Волотовская 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.