

УДК 681.2.082:615.849.19

А.В. ДУНАЕВ, Д.А. РОГАТКИН

## **К ВОПРОСУ О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДОВ НЕИНВАЗИВНОЙ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

*Рассмотрены возможности и преимущества использования спектрофотометрических методов неинвазивной диагностики в качестве методов контроля эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии. С методологической и технической точек зрения наиболее перспективным признан метод тканевой оксиметрии.*

**Ключевые слова:** неинвазивная спектрофотометрия, оптическая тканевая оксиметрия, низкоинтенсивная лазерная терапия, контроль, диагностика.

*As methods of control of effectiveness of the low level laser therapy there were considered possibilities and advantages of usage of spectrophotometric methods of non-invasive diagnostics. From methodological and technical points of view the most perspective is considered the method of reflectance tissue oximetry.*

**Key words:** non-invasive spectrophotometry, reflectance tissue oximetry, low level laser therapy, control, diagnostic.

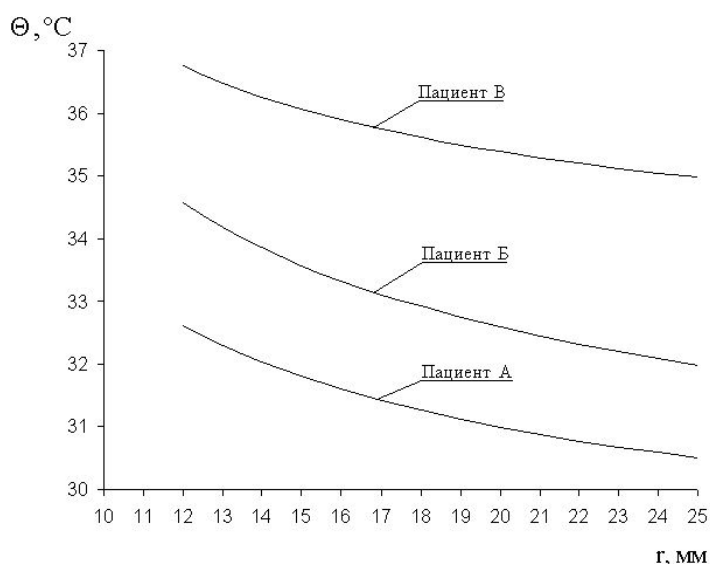
В современной медицине, особенно в России, в последние 15-20 лет особое место среди физиотерапевтических методов лечения занимает низкоинтенсивная лазерная терапия (НИЛТ), благодаря таким специфическим свойствам низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) как монохроматичность и высокая спектральная плотность мощности, когерентность, которая приводит к малой расходимости луча света, возможность простой фокусировки (расфокусировки) и транспортировки излучения оптическими линзами и зеркалами, возможность передачи энергии по оптическим волокнам (световодам), прозрачность для НИЛИ верхних слоев кожи и слизистых оболочек органов человека и животных и т.д. Однако споры о механизмах действия НИЛИ на биоткань и дозировках НИЛТ не прекращаются до сих пор. Рекомендуемые значения плотности мощности и энергетической экспозиции («дозы») в разных руководствах по НИЛТ отличаются в сотни и более раз (соответственно от 0,5 до 200 мВт/см<sup>2</sup> и от 0,1 до 120 Дж/см<sup>2</sup>). На сегодняшний день актуальными и спорными остаются вопросы наличия самого лечебного эффекта биостимуляции от НИЛИ до порога температурного нагрева, вопросы дозовой зависимости этого эффекта, возможность его объективизации, контроля и соответствующего метрологического обеспечения всех процедур НИЛТ.

Ранее неоднократно предпринимались попытки создания методов контроля и управления параметрами для НИЛТ с учётом оптических (1) и теплофизических (2) свойств биоткани, на основе параметра деформируемости эритроцитов (3), биоритмологических показателей организма (4) и т.д. Однако все они обладают рядом недостатков и, в первую очередь, «узкостью» учёта лишь выбранных непрямых или чисто физических критериев оценки эффективности НИЛТ.

В последнее время в связи с интенсивным развитием диагностических методов, основанных на неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС) – фотоплетизмографии (ФПГ), пульсоксиметрии (SaO<sub>2</sub>), оптической тканевой оксиметрии (SO<sub>2</sub>), лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) и др., всё более актуальным становится вопрос о возможности их применения в качестве методов контроля эффективности НИЛТ в режиме реального времени. Связано это, прежде всего, с тем, что современные приборы НМС достаточно достоверно и легко могут регистрировать изменения в микроциркуляции и оксигенации крови, что в свою очередь является одним из ключевых моментов при оценке лечебного эффекта НИЛИ, так как в медицинской литературе вопрос о стимуляции

периферического кровообращения в тканях при НИЛТ практически уже не вызывает споров (5). Например в (6) описан один из примеров последовательности событий, приводящих к улучшению микроциркуляции крови. Лазерное облучение, воспринятое тем или иным фотоакцептором в лейкоцитах (часто упоминаются в этой связи эндогенные порфириновые соединения), приводит к формированию «прайма» лейкоцитов и увеличению продукции различных прооксидантов, в частности, оксида азота (NO). NO, продуцируемый фагоцитами, является предшественником эндотелиального релаксирующего фактора, что может объяснять отмечаемую при НИЛТ вазодилатацию микрососудов.

Следует отметить, что попытки использовать методы НМС (например, биофотометрию, фотоплетизмографию и т.д. (7)) для индикации реакции микроциркуляторного русла на лазерное терапевтическое излучение также неоднократно предпринимались, однако, в них не был учтён возможный тепловой эффект и влияние нагрева на реакцию системы микроциркуляции крови, что по нашему мнению нивелирует полученные результаты. Дело в том, что тепловой механизм действия НИЛИ, который не вызывает серьёзных дискуссий, приводит к локальному нагреву в области облучения (рисунок 1), который, в свою очередь, вызывает компенсаторный отклик микроциркуляторного русла, что необходимо учитывать для оценки наличия нетеплового эффекта от НИЛТ.



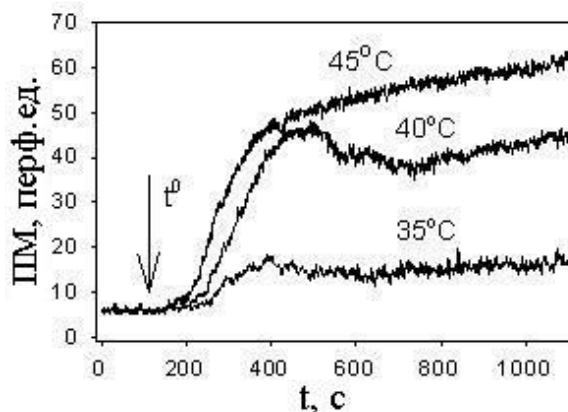
**Рисунок 1 – Типовые диаграммы распределения температур ( $\Theta$ ) локального нагрева по поверхности эпидермиса ( $r$  – расстояние вне светового пятна от центра облучающего терминала) в установившемся режиме при процедуре НИЛТ ( $0,89 \text{ мкм}$ ;  $1,8 \text{ мВт/см}^2$ ;  $0,537 \text{ Дж/см}^2$ ) следующих участков кожи:**  
**пациент А (25 лет) – область групп мышц сгибателей предплечья левой руки;**  
**пациент Б (27 лет) – область икроножных мышц левой ноги;**  
**пациент В (20 лет) – область групп мышц сгибателей предплечья правой руки**

Наиболее чувствительным методом регистрации динамики процессов микроциркуляции крови в биотканях по технологии НМС является сегодня метод ЛДФ. Он позволяет определять среднюю перфузию тканей кровью (ПМ) на уровне микроциркуляторного русла биоткани, а также частотные ритмы процессов микрогемодинамики. С помощью ЛДФ возможно регистрировать локальный тепловой нагрев (рисунок 2).

Именно это обстоятельство позволило в работе (10) авторам высказать предположение о доминировании теплового механизма при регистрации усиления показателя микроциркуляции во время процедур НИЛТ. Между тем, использовавшийся авторами лазер в 1,1 мВт мощностью («лазерная указка»), наблюдаемое увеличение ПМ в 3 и

более раз на 10-й минуте облучения, а также расчетные значения нагрева кожи в этих условиях до 41 – 42 °С вызывают много вопросов. Поэтому можно утверждать, что вопрос о соотношении тепловой и нетепловой компоненты в биостимулирующем механизме действия НИЛИ на систему микроциркуляции крови остается открытым.

В том числе, в чистом виде ЛДФ не позволяет оценить процессы транспорта и утилизации кислорода в системе микроциркуляции, что снижает его эффективность для решения поставленной задачи.



*Рисунок 2 – Характерная ЛДФ-грамма кожного кровотока при температурной пробе (различная температура нагрева, усреднено по 10 испытуемым)*

В этом плане среди методов и приборов НМС в качестве дополнительной аппаратной составляющей метода контроля эффективности НИЛТ на локальном уровне наиболее подходит оптический тканевой оксиметр (например, (11)), позволяющий неинвазивно (*in vivo*, транскутанно) отслеживать не только процессы микрогемодинамики, но и процессы транспорта и утилизации кислорода в системе микроциркуляции, что является принципиальным для выработки критерия эффективности НИЛТ при её проведении в режиме реального времени. Данный аппарат предназначен для определения среднего уровня объемного капиллярного кровенаполнения ( $V_{кр}$ ) поверхностных слоев мягких биологических тканей (кожа, слизистые оболочки органов), среднего уровня оксигенации (сатурации) смешанной крови микроциркуляторного русла ( $SO_2$ ) обследуемой биоткани и среднего уровня её меланиновой пигментации ( $Me$ ).

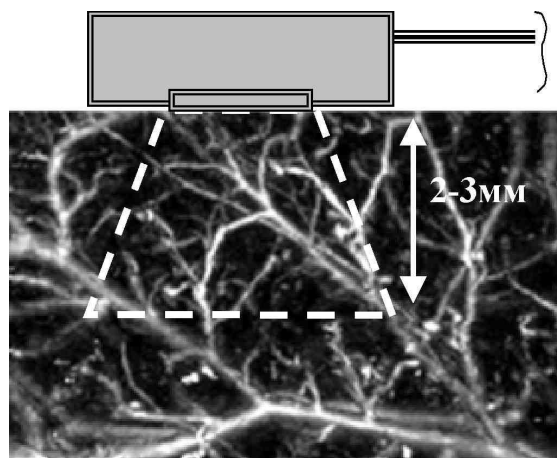
В отличие от пульсоксиметров, которые дают информацию только о насыщении кислородом артериальной крови ( $SO_2$ ) и только в моменты систолического заполнения артерий кровью, прибор «Спектротест» регистрирует и вычисляет усредненные значения показателя сатурации крови ( $SO_2$ ) по всему артерио-венозному руслу системы микроциркуляции и без привязки вычислений к кардиоритму в перфузии тканей кровью, что даёт возможность ориентировочно оценивать по результатам измерений  $SO_2$  потребление кислорода в исследуемых тканях непосредственно во время проведения процедуры НИЛТ.

Параметр  $V_{кр}$ , регистрируемый прибором «Спектротест», близок по своему медико-биологическому смыслу параметру перфузии тканей кровью в методах ЛДФ, с той разницей, что индекс перфузии (индекс микроциркуляции) в ЛДФ характеризует не только объем циркулирующей в ткани крови, но и среднестатистическую скорость движения эритроцитов в микрососудах (9). Параметр  $V_{кр}$  в оптической тканевой оксиметрии характеризует среднее по диагностическому объему статическое заполнение эритроцитами крови сосудистого русла системы микроциркуляции, в англоязычной литературе называется показателем общего гемоглобина крови или капиллярным гематокритом крови и также может быть использован в качестве оценки процессов микрогемодинамики при проведении НИЛТ.

Отображение всей получаемой медико-биологической информации производится в аппарате «Спектротест» автоматически в реальном времени на экране монитора ПЭВМ, что является необходимым для контроля по вышеуказанным параметрам эффективности проведения процедуры НИЛТ.

Возможность использования метода оптической тканевой оксиметрии в качестве основы метода контроля при проведении импульсной НИЛТ, например, в ближнем ИК-диапазоне, обусловлена рядом конструктивных и методологических преимуществ.

Во-первых, достаточным диагностическим объёмом биоткани (рисунок 3), необходимым для стабильной регистрации воздействия НИЛИ.



*Рисунок 3 – Сплетение микрососудистого русла и диагностический объём оптической тканевой оксиметрии /11/*

Во-вторых, возможностью расположения компактной оптической головки с излучателями и фотоприёмником на теле пациента в лёгком контакте с облучаемой биотканью, причём, конструктивно возможно располагать измерительную головку как снаружи облучающего терминала лазерного терапевтического аппарата (АЛТ), так и внутри него, что даёт дополнительные возможности при исследованиях механизмов НИЛИ на локальном уровне.

В-третьих, это высокая чувствительность метода, что объективно показывают различные функциональные (нагрузочные) тесты и пробы – дыхательная, тепловая, холодовая, окклюзионная и др. Для наглядного отображения чувствительности выбранного метода было проведено соответствующее исследование в покое и при окклюзионной пробе в области внутренней поверхности проксимальной фаланги 3-го пальца правой руки по стандартной методике (рисунок 4). Запись показателей осуществлялась в положении сидя, кисть – на уровне сердца, рука лежала на столе, ладонью кверху. Температура окружающей среды +20...22 °С. Перед закреплением оптической головки испытуемому надевали на плечо манжету от стандартного тонометра без нагнетания давления. После записи в покое в течение 60-90 с базового уровня параметров  $V_{кр}$  и  $SO_2$  быстро накачивался воздух в манжету до достижения давления 250...260 мм рт. ст., которое полностью перекрывает артериальный кровоток. При непрерывной записи показателей артериальная окклюзия поддерживалась в течение 2,5–3-х минут. По истечении этого времени давление в манжете резко сбрасывалось, а запись показателей продолжалась еще в течение 3–4 минут.

Полученные типовые зависимости показателей  $SO_2$  и  $V_{кр}$  при окклюзионной пробе, а также другие рассмотренные методологические аспекты, позволяют сделать вывод о возможном использовании тканевой оксиметрии дополнительно к ЛДФ для оценки эффективности назначаемых пациенту тех или иных лечебных мероприятий и отдельных лечебных процедур, например НИЛТ, в зависимости от индивидуального типа микроциркуляции крови.

Рассмотренный метод позволяет также изучать влияние на микроциркуляторное русло обычного теплового эффекта, возникающего при воздействии на биоткани НИЛИ, особенно если аппаратно обе технологии могут быть выполнены в едином приборном варианте, как это реализовано сегодня в диагностическом комплексе «ЛАКК-М» (12). А вот методика учёта локального нагрева биоткани, влияние нагрева на систему микроциркуляции крови и критерий этого влияния на общий эффект от НИЛТ должны явиться предметом дальнейших подробных исследований.

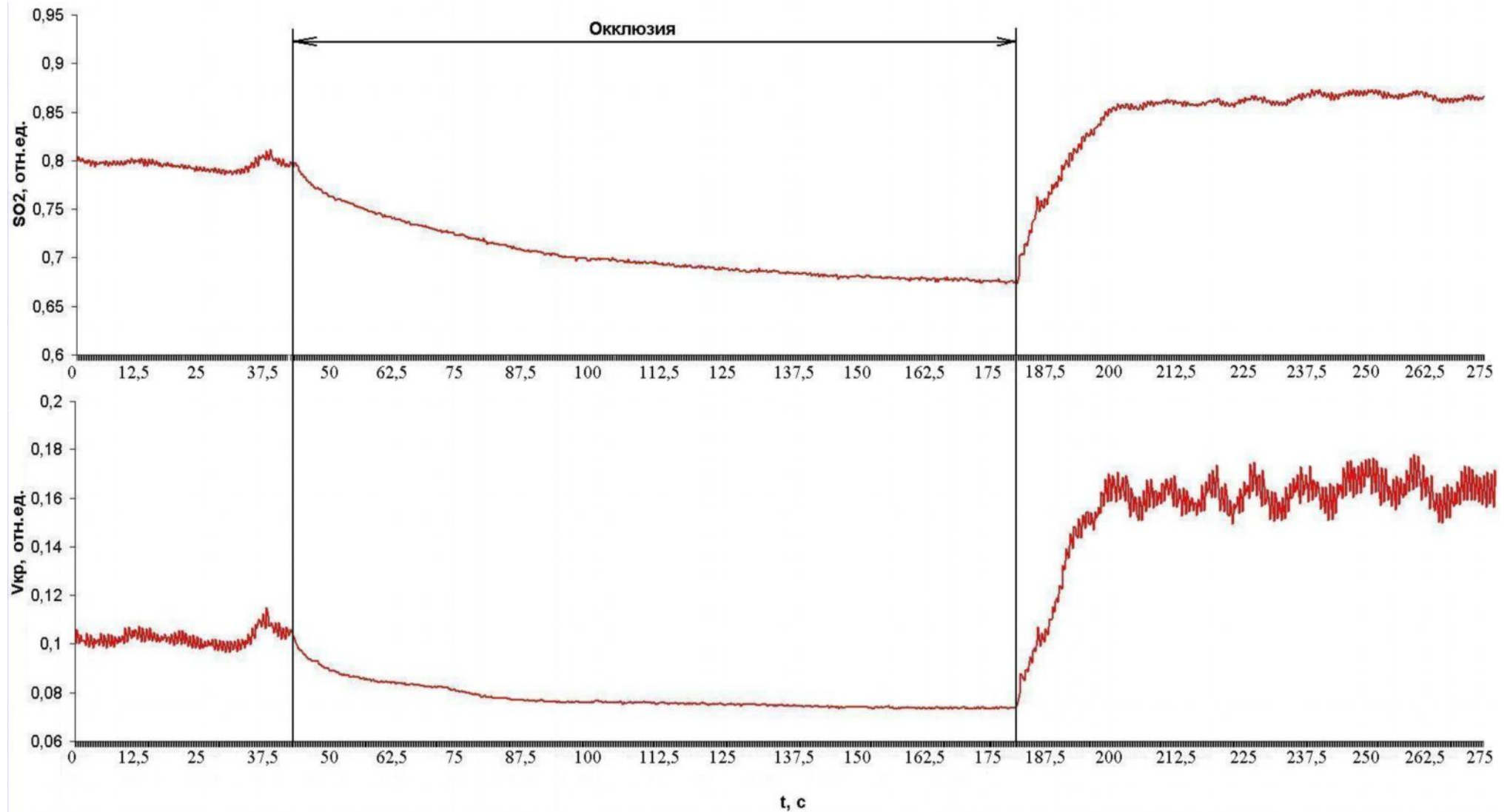


Рисунок 4 – Пример данных аппарата «Спектротест» при окклюзионной пробе  
(начало окклюзии – 44,25 с, конец окклюзии – 185,5 с)

ЛИТЕРАТУРА

1. Александров, М.Т. Методы клинической биофотометрии / М.Т. Александров, В.Ф. Барыбин, Д.А. Рогаткин, А.Р. Евстигнеев. // Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике, под ред. чл.-корр. РАМН О.К. Скобелкина. - М.: Полиграф-информ, 1997. - С. 265-274.
2. Dunaev A.V. Method and device used for testing of the absorbed dose of radiation during low level laser therapy, Proc. SPIE, vol. 6440 (64400T), 2007.
3. Zaharov S.D. Measurements of the erythrocyte response to low-level external action // SPIE Proc., v. 1884, 1993. – p. 181-188.
4. Загускин, С.Л. Лазерная и биоуправляемая квантовая терапия / С.Л. Загускин, С.С. Загускина. – М.: Квантовая медицина, 2005. – 220 с.
5. Рогаткин, Д.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения / Д.А. Рогаткин, В.В. Черный. // Взаимодействие излучения с веществом. – Материалы 2-й Байкальской школы по фундаментальной физике. – Иркутск: ИГУ, 1999. – С. 366-378.
6. Клебанов, Г.И. Низкоинтенсивное лазерное облучение вызывает priming лейкоцитов / Г.И. Клебанов // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний. – М.: Изд-во ЛАС, 1996. – С. 11-14.
7. Александров, М.Т. Лазерная клиническая биофотометрия (теория, эксперимент, практика) / М.Т. Александров.– М.: Техносфера, 2008.
8. Корндорф, С.Ф. Метод контроля поглощенной внутренними тканями дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии / С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев. // Лазерная медицина. – Т. 7, № 2.– 2003. – С. 7-11.
9. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / Под ред. А.И. Крупаткина, В.В. Сидорова: Руководство для врачей. – М.: Медицина, 2005. – 256 с.
10. Королевич, А.Н. Доплеровская спектроскопия крови in vivo при воздействии НИЛИ / А.Н. Королевич, Л.Г. Астафьева. // Оптика и спектроскопия. – Т. 96, №3, 2004. – С. 508-514.
11. Афанасьев, А.И. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии / А.И. Афанасьев, Д.А. Рогаткин, А.А. Сергиенко, В.И. Шумский. // Голография: Фундаментальные исследования, инновационные проекты и нанотехнологии. – Материалы XXVI школы по когерентной оптике и голографии, под ред. проф. А.Н. Малова. – Иркутск: Папирус, 2008. – С. 505-513.
12. <http://www.lazma.ru> [Электронный ресурс]

**Дунаев Андрей Валерьевич**

Орловский государственный технический университет, г. Орел

Кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация»

302020, г. Орел, Наугорское шоссе, 29

Тел. (4862) 41-98-76

E-mail: [dunaev@ostu.ru](mailto:dunaev@ostu.ru)

**Рогаткин Дмитрий Алексеевич**

Московский областной научно-исследовательский клинический институт, г. Москва

Доктор технических наук, доцент, зав. лабораторией медико-физических исследований

Тел. (495) 681-89-84

E-mail: [rogatkin@monikiweb.ru](mailto:rogatkin@monikiweb.ru)