

DOI: 10.18721/JPM.10106

УДК 577.31

*В.И. Красовский<sup>1,2</sup>, И.Н. Феофанов<sup>3</sup>,  
П.И. Ивашкин<sup>1</sup>, М.А. Казарян<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Институт общей физики РАН им. А.М. Прохорова,  
г. Москва, Российская Федерация;

<sup>2</sup>Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»  
г. Москва, Российская Федерация;

<sup>3</sup>Физический институт им. П.Н. Лебедева,  
г. Москва, Российская Федерация

## **ОПТОВОЛОКОННЫЙ ДОПЛЕРОВСКИЙ ДАТЧИК СКОРОСТИ ПОТОКА КРОВИ**

Описан макет оптоволоконного доплеровского измерителя скорости потока крови, принцип действия которого основан на регистрации доплеровского сдвига частоты рассеянного излучения одночастотного, одномодового полупроводникового лазера. Излучение вводилось в макет кровеносного сосуда с помощью оптоволоконного зонда. Проведено измерение характеристик разработанного аппарата. Продемонстрировано, что созданное устройство позволяет надежно измерять скорость потока крови в сосудах путем введения в них оптоволоконного зонда. Точность измерения определяется точностью применяемого регистрирующего оборудования. Характеристики такого устройства, полученные на макете кровеносного сосуда, вполне удовлетворяют всем современным требованиям.

СЕНСОР, ДАТЧИК, ОПТОВОЛОКНО, ИНТЕРФЕРОМЕТРИЯ, СКОРОСТЬ ПОТОКА КРОВИ, ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЙ ЛАЗЕР.

Исследование объемного кровотока имеет более чем полувековую историю и применяется к клинической практике для измерения скорости кровотока во время операций с 20-х годов прошлого столетия. Впервые метод регистрации объемного кровотока был предложен в работе Рейна [1]. Позднее была развита радионуклидная диагностика, были созданы бесконтактные электромагнитные и ультразвуковые измерители потока. Эти методы применяются до настоящего времени.

Использование лазерного излучения, которое можно вводить в кровеносный сосуд с помощью оптоволоконного световода, расширяет возможности традиционных методов. Измерение спектра флуктуаций интенсивности при квазиупругом рассеянии лазерного излучения от движущихся клеток позволяет определять скорость их движения и другие параметры при помощи

эффекта Доплера [2].

Технический прогресс в физике лазеров, электронике, вычислительной технике открывает новые возможности для реализации приборов с улучшенными характеристиками: повышенной точностью измерений, низким энергопотреблением, компактностью, с увеличенным сроком службы.

В данной работе был сконструирован макет оптоволоконного доплеровского измерителя скорости потока крови, принцип действия которого основан на регистрации доплеровского сдвига частоты рассеянного излучения одночастотного одномодового полупроводникового лазера, введенного в кровеносный сосуд с помощью оптоволоконного зонда, и проведено измерение его характеристик на макете кровеносного сосуда.

Работа прибора основана на лазерной

интерферометрии, широко используемой в промышленных и лабораторных условиях для измерения смещения, скорости твердых и жидких объектов, вибрации и расстояния. Применяемая в данной работе внутрирезонаторная лазерная автодинная интерферометрия, при которой излучение полупроводникового инжекционного лазера, рассеянное объектом, вводится обратно в резонатор, впервые предложена в 1986 году в работах [3, 4]. К достоинствам такого подхода можно отнести компактность конструкции, использование встроенного в лазерный модуль фотодиода для регистрации сигнала, высокая чувствительность, которая при охлаждении модуля может быть доведена до работы устройства в режиме счета отдельных фотонов, возможность дистанционного измерения, в том числе и от диффузно рассеивающих объектов.

Оптическая обратная связь в лазерных диодах ранее интенсивно изучалась как теоретически, так и экспериментально. В статье [5] была предложена классификация различных режимов обратной связи, рассмотрено изменение спектров излучения, изучены шумовые характеристики. В работе [6] был выполнен теоретический анализ режимов автодинного детектирования.

Рассеянное лазерное излучение с частотой  $\omega$ , сдвинутое по частоте на  $\Delta\omega$  вследствие эффекта Доплера, попадает обратно в оптоволокно, усиливается во время прохода лазерной среды, интерферирует с исходным излучением частоты  $\omega$ , и амплитудно-модулированный сигнал с частотой  $\Delta\omega$  регистрируется встроенным фотоприемником (рис. 1).

В общем случае это рассеянное излучение изменяет порог генерации лазера, что приводит к модуляции амплитуды и фазы лазерного излучения. Кроме того, поскольку изменение порога генерации связано с плотностью носителей, меняется и спектр лазерного излучения. Временная шкала этого изменения лежит в субнаносекундной области.

Аналитическое стационарное уравнение, описывающее эту модуляцию, имеет следующий вид:

$$P(\phi) = P_0(1 + mF(\phi)), \quad (1)$$

где  $P_0$  – исходная мощность лазерного излучения,  $m$  – параметр модуляции,  $F(\phi)$  – периодическая функция изменения фазы  $\phi$ .

Параметр модуляции и форма функции  $F(\phi)$  зависят от так называемого параметра обратной связи  $C$  [6]:

$$C = ks \frac{\sqrt{1 + \alpha^2}}{L_{las} n_{las}}, \quad (2)$$

где  $\alpha$  – фактор уширения лазерной линии;  $L_{las}$  – длина резонатора;  $n_{las}$  – показатель преломления лазерной среды;  $k$  – коэффициент, равный

$$k = \frac{\varepsilon}{\sqrt{A}} \frac{1 - R_2}{\sqrt{R_2}}.$$

Здесь  $\varepsilon \leq 1$  – разница между исходной и рассеянной модами;  $A$  – полное ослабление мощности излучения вне резонатора;  $R_2$  – коэффициент отражения выходного зеркала лазера (см. рис. 1).

Таким образом, значение параметра  $C$  зависит как от степени обратной связи, так и от расстояния  $s$  до рассеивающего объекта. Указанный параметр определяет режим обратной связи. В нашем случае  $C \ll 1$ , режим обратной связи является очень слабым, функция имеет форму косинуса, а индекс  $m \ll \sqrt{A}$ .

Аналитическое выражение для сигнала биений, который регистрируется фотоприемником, для случая  $C \ll 1$  имеет вид [7]:

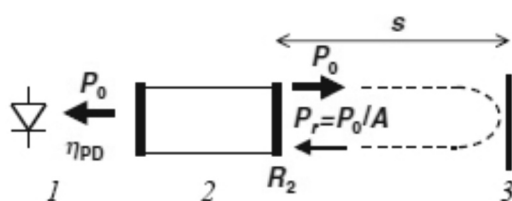


Рис. 1. Схема метода автодинной лазерной интерферометрии [7]:

1 – мониторный фотодиод, 2 – лазерный диод, 3 – рассеивающий объект;  $P_0$ ,  $P_r$  – исходная и рассеянная мощности лазерного излучения;  $\eta_{PD}$  – квантовая эффективность фотодиода;  $R_2$  – коэффициент отражения выходного зеркала лазера

$$S_I = \eta_{PD} \frac{q}{h\nu} P_0 \frac{2\varepsilon\tau_p(1-R_2)}{\tau_{las}\sqrt{A}\sqrt{R_2}} \times \frac{I/I_{th} - N_0/N_{th}}{I/I_{th} - 1}, \quad (3)$$

где  $\eta_{PD} = \eta_c \eta_q$  (произведение квантовой эффективности  $\eta_c$  встроенного фотодиода на коэффициент связи  $\eta_q$ );  $\tau_p$  – время жизни фотона в резонаторе;  $\tau_{las}$  – время обхода резонатора;  $I, I_{th}$  – соответственно ток накачки и пороговый ток;  $N_0/N_{th}$  – отношение рабочей плотности носителей к их пороговой плотности (обычно оно равно 0,8).

Амплитуда сигнала  $S_I$  измеряется как отношение от пика до пика при изменении фазы рассеянного излучения на  $2\pi$ .

Рассчитанные в работе [5] зависимости сигнала биений от ослабления мощности показали широкий диапазон линейного отклика, ограниченный снизу отношением сигнал/шум. Для нашей системы шумы фототока, основной составляющей которых является дробовой шум, определяются выражением

$$I_n^2 = 2q\eta_{PD} \frac{q}{h\nu} FP_0 B, \quad (4)$$

где  $B$  – диапазон частот измерений;  $F$  – шумовой фактор фотоприемника по сравнению с идеальным ( $F = 2$ );  $\eta_{PD}$  – квантовый выход фотоприемника.

Для нашей системы коэффициент ослабления  $A \approx 10^{-12}$ .

Для лазера с внешним брэгговским резонатором, применяемым в данной работе, значения параметров следующие:  $L_{las} = 1$  см;  $\tau_p = 1,9$  пс;  $R_2 = 0,35$ . Полоса частот, необходимая для регистрации доплеровского сигнала, составляла около 2 МГц. Отношение сигнал/шум, рассчитанное с использованием выражений (3), (4), составило примерно 26 дБ.

Основой прибора был модуль полупроводникового лазера BLD-790-14BF [7]. Этот модуль представляет собой одночастотный одномодовый лазер с длиной волны 790 нм при 25°C, выходной мощностью 20 мВт, пороговым током 80 мА, рабочим током 100 мА, с волоконным выходом и разъемом типа FC на конце одномодового волокна. Устройство лазерного модуля с внешним волоконным брэгговским резонатором представлено на рис. 2.

К выходному разъему присоединен опто-

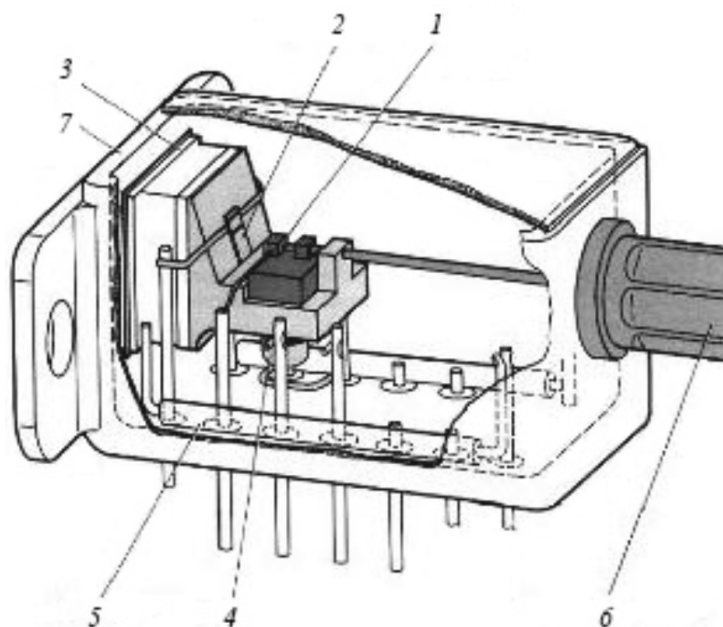


Рис. 2. Устройство лазерного модуля с внешним волоконным брэгговским резонатором: 1 – лазерный диод, 2 – контрольный фотодиод, 3 – холодильник Пельтье, 4 – терморезистор, 5 – вывод, 6 – силовой элемент, 7 – корпус прибора

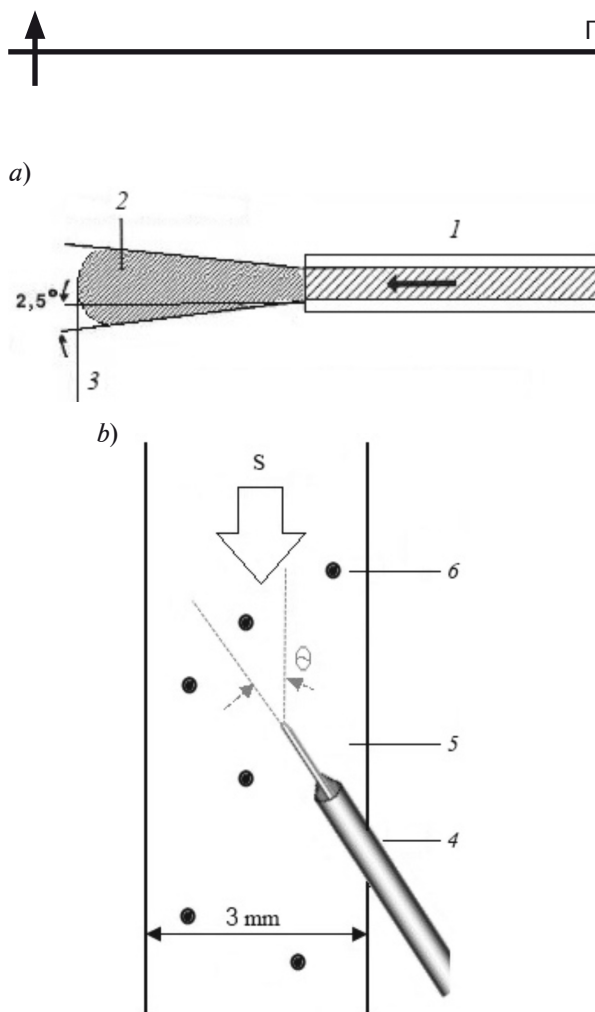


Рис. 3. Схемы ввода оптоволоконного зонда в макет сосуда (а) и геометрии измерений (б):  
 1 – излучающее волокно с сердцевиной,  
 2 – пробный объем, 3 – максимальное измеряемое расстояние для рассеянного назад света;  
 4 – инъекционная игла, 5 – оптическое волокно,  
 6 – светорассеивающие частицы; стрелка S указывает направление потока жидкости (диаметр сосуда – 3 мм)

волоконный зонд, выходной торец которого погружен в поток жидкости, содержащей частицы (рис. 3, а). Рассеянное в пробном объеме (рис. 3, б) лазерное излучение с частотой  $\omega$ , сдвинутое по частоте на  $\Delta\omega$  вследствие эффекта Доплера, попадает обратно в оптоволоконно, усиливается за один проход через активную среду примерно в 1000 раз, интерферирует с исходным излучением с частотой  $\omega$ , и амплитудно-модулированный сигнал с частотой  $\Delta\omega$  регистрируется встроенным фотоприемником.

Питание лазерного диода осуществлялось от источника тока. Все детали прибора размещены в полистирольном корпусе

размером  $120 \times 100 \times 35$  мм, на передней панели которого расположен оптический разъем для подключения стандартного медицинского оптоволоконного зонда.

Приготовление жидкости, моделирующей несколько параметров крови (вязкость, концентрация и размер частиц), проводилось по рецепту, приведенному в работе [8]. Исходный раствор представлял собой водно-глицериновую смесь в концентрации 10:1, в которую были добавлены красная краска (гуашь) из расчета 10 г/л и хлорид натрия в концентрации 13,5 г/л. Глицерин увеличивает вязкость жидкости до  $1,3 \text{ Па} \cdot \text{с}$ , а хлорид натрия – ее проводимость. Повышение проводимости необходимо для надежного сопоставления результатов измерений, выполненных оптическим и магнитоиндукционным методами.

Скорость жидкости в трубке измеряли по времени заполнения мерной кюветы объемом 250 мл (использовали секундомер). Эта скорость составляла 17,3 см/с при разности высот расположения емкостей в 65 см. Сигнал с выходного разъема кабеля регистрировался осциллографом типа RIGOL DS1204B (цифровой осциллограф, который позволяет производить математические операции с измеряемым сигналом в реальном времени).

Осциллограмма сигнала датчика представлена на рис. 4 (вверху). Видно, что

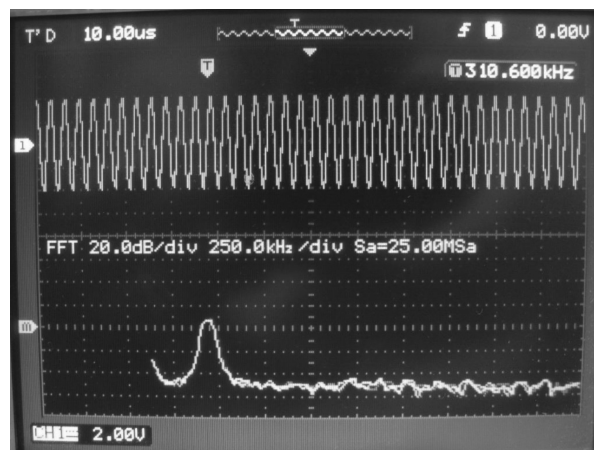


Рис. 4. Пример временного сигнала доплеровского сдвига частоты (вверху) и его спектр (внизу) на экране осциллографа; скорость потока жидкости – 1,7 см/с

форма сигнала близка к синусоидальной. Отношение сигнал/шум (оценка по сигналам) составило 22 дБ.

Измерение спектра (представлен на рис. 4, внизу), выполненное в режиме быстрого преобразования Фурье, позволило сразу получить частоту сигнала и пересчитать ее в значение скорости в режиме математических операций. При разности высот двух емкостей в 5,5 см, при которой скорость потока жидкости составляла около 1,5 см/с, частота доплеровского сдвига составила 310,6 кГц, а при разности высот в 55 см – 3,1 МГц, что соответствует скорости потока 17 см/с.

Минимальная скорость, регистрируемая прибором, была рассчитана при отношении сигнал/шум, равном 3, и составила

0,02 см/с. Максимальная скорость должна ограничиваться либо полосой пропускания регистрирующей электроники, либо частотными характеристиками фотоприемника, встроенного в лазерный модуль.

Таким образом, создан и опробован макет прибора, позволяющий надежно и с достаточной точностью измерять скорость потока крови в сосудах путем введения в них оптоволоконного зонда. Характеристики такого устройства, полученные на макете кровеносного сосуда, вполне удовлетворяют всем современным требованиям.

Данная работа выполнена при частичной финансовой поддержке грантами РФФИ 16-32-80032, 16-02-00694 и Программой Президиума РАН 1.39П.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Rein H. Thermo-Stromuhr, Ein Verfahren zur fortiaufenden Messung der mittleren absoluten Durchflussmengen in uneroffneten Gefassen in situ // Z. Bijijgy. 1928. Bd. 87. S. 394–418.
- [2] Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. 2-е изд., испр. и доп. М.: Физматлит, 2010. 478 с.
- [3] Shinoara S., Mochizuki A., Yoshida H., Sumi M. Laser Doppler velocimeter using the self-mixing effect of a semiconductor laser diode // Appl. Opt. 1986. Vol. 25. No.1. Pp. 1417–1419.
- [4] Beheim G., Fritsch K. Range finding using frequency modulated laser diode // Appl. Opt. 1986. Vol. 25. No. 1. Pp. 1439–1442.
- [5] Acket G.A., Lenstra B., Den Boef A.J., Verbeek B.H. The influence of feedback intensity on longitudinal mode properties and optical noise in index-guided semiconductor lasers // IEEE J. Quantum Electron. 1984. Vol. 20. No. 10 Pp. 1163–1169.
- [6] Wang W.M., Grattan K.T., Palmer A.W., Boyle W.J. Self-mixing interference inside a single-mode diode laser for optical sensing applications // J. Lightwave Technol. 1994. Vol. 12. No. 9. Pp. 1577–1587.
- [7] Giuliani G., Norgia M., Donati S., Bosch T. Laser diode self-mixing technique for sensing applications // J. Opt. A: Pure Appl. Opt. 2002. Vol. 4. No. 1. Pp. 283–294.
- [8] ЗАО «НОЛАТЕХ» (Новая лазерная техника). Адрес сайта: <http://nolatech.ru/>
- [9] Mito K., Ogasawara Y., Hiramatsu O., et al. A laser Doppler catheter for monitoring both phase and mean coronary vein flow // Heart Vessels. 1990. Vol. 6. No. 1. Pp. 1–8

#### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**КРАСОВСКИЙ Виталий Иванович** – кандидат физико-математических наук, заведующий лабораторией систем экологического мониторинга Национального исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Москва, Российская Федерация.

115409, Российская Федерация, г. Москва, Каширское шоссе, 31.  
krasovskii@inbox.ru

**ФЕОФАНОВ Иван Николаевич** – младший научный сотрудник отдела люминесценции Физического института им. П.Н. Лебедева РАН, г. Москва, Российская Федерация.

119991, ГСП-1, Российская Федерация, г. Москва, Ленинский пр., 53.  
mail@feofanov.ru

**ИВАШКИН Пётр Иванович** – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник научно-образовательного центра Института общей физики им. А.М. Прохорова РАН, г. Москва, Российская Федерация.

119991, Российская Федерация, г. Москва, ул. Вавилова, 38.  
ivashkin@kapella.gpi.ru

**КАЗАРЯН Мишик Айразатович** — доктор физико-математических наук, ведущий научный сотрудник отдела люминесценции Физического института им. П.Н. Лебедева РАН, г. Москва, Российская Федерация.

119991, ГСП-1, Российская Федерация, г. Москва, Ленинский пр., 53.  
kazarmishik@yahoo.com

## *Krasovskii V.I., Feofanov I.N., Ivashkin P.I., Kazaryan M.A.* A FIBER-OPTIC DOPPLER BLOOD FLOW-VELOCITY SENSOR.

The mock-up of a fiber-optic Doppler blood flow-velocity sensor has been made and described. The principle of its operation is based on the recording of the Doppler shift of scattered radiation of a monofrequent single-mode semiconductor laser. The radiation was inserted into a blood vessel model using a fiber-optic probe. The performance data of the mock-up in the blood vessel model was measured. The designed apparatus was shown to make possible the reliable measurement of the blood flow velocity in the blood vessels through inserting the fiber optic probes. The measurement accuracy depends on the accuracy of the used recording equipment. The performance data of the designed apparatus, that obtained using the blood vessel model, meets all modern requirements.

SENSOR, OPTICAL FIBER, INTERFEROMETRY, BLOOD FLOW-VELOCITY SENSOR, SEMICONDUCTOR LASER.

### REFERENCES

- [1] **H. Rein**, Thermo-Stromuhr, Ein Verfahren zur fortlaufenden Messung der mittleren abso-luten Durchflussmengen in uneroffneten Gefassen in situ, *Z. Bijijgy.* 87(1) (1928) 394–418.
- [2] **V.V. Tuchin**, *Lazery i volokonnaya optika v biomeditsinskikh issledovaniyakh* [Lasers and fiber optics in biomedical studies], 2-nd ed., Moscow, Fizmatlit, 2010.
- [3] **S. Shinoara, A. Mochizuki, H. Yoshida, M. Sumi**, Laser Doppler velocimeter using the self-mixing effect of a semiconductor laser diode, *Appl. Opt.* 25(1) (1986) 1417–1419.
- [4] **G. Beheim, K. Fritsch**, Range finding using frequency modulated laser diode, *Appl. Opt.* 25(1) (1986) 1439–1442.
- [5] **G.A. Acket, V. Lenstra, A.J. Den Boef, B.H. Verbeek**, The influence of feedback intensity on longitudinal mode properties and optical noise in index-guided semiconductor lasers, *IEEE J. Quantum Electron.* 20(10) (1984) 1163–1169.
- [6] **W.M. Wang, K.T. Grattan, A.W. Palmer, W.J. Boyle**, Self-mixing interference inside a single-mode diode laser for optical sensing applications, *J. Lightwave Technol.* 12 (9) (1994) 1577–1587.
- [7] **G. Giuliani, M. Norgia, S. Donati, T. Bosch**, Laser diode self-mixing technique for sensing applications, *J. Opt. A, Pure Appl. Opt.* 4(1) (2002) 283–294.
- [8] ZAO “NOLATEKH”, URL: <http://nolatech.ru/>
- [9] **K. Mito, Y. Ogasawara, O. Hiramatsu, et al.**, A laser Doppler catheter for monitoring both phase and mean coronary vein flow, *Heart Vessels.* 6 (1) (1990) 1–8.

### THE AUTHORS

#### **KRASOVSKII Vitaliy I.**

*National Research Nuclear University MEPHI (Moscow Engineering Physics Institute)*  
31 Kashirskoe HW, Moscow, 115409, Russian Federation  
krasovskii@inbox.ru

#### **FEOFANOV Ivan N.**

P.N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences  
53 Leninskiy Ave., Moscow, 119991, Russian Federation  
feofanov@mail.ru

#### **IVASHKIN Pyotr I.**

*Prokhorov General Physics Institute, Russian Academy of Sciences*  
38 Vavilova St., Moscow, 119991, Russian Federation  
ivashkin@kapella.gpi.ru

**KAZARYAN Mishik A.**

*P.N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences*

53 Leninskiy Ave., Moscow, 119991, Russian Federation

kazarmishik@yahoo.com