

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ МЕТОДОМ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ ОПТИКИ

М. В. ХОХЛОВА¹, В. П. ПУШКИНА², В. Б. КОЦКОВИЧ²,
Е. Е. МАЙОРОВ³, Р. Б. ГУЛИЕВ⁴, А. В. АРЕФЬЕВ⁴

¹Военно-космическая академия им. А. Ф. Можайского, 197198, Санкт-Петербург, Россия

²Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения,
190000, Санкт-Петербург, Россия

³Санкт-Петербургский университет технологий управления и экономики,
190103, Санкт-Петербург, Россия
E-mail: majorov_ee@mail.ru

⁴Университет при Межпарламентской ассамблее ЕвразЭС,
194044, Санкт-Петербург, Россия

Исследованы биологические объекты методом геометрической оптики. Приведена оптическая схема прибора, в которой использована аксионосовая пара конических линз. Описан триангуляционный метод, в котором приведена связь апертурного угла освещения и угла наблюдения с погрешностью измерений. Найден способ увеличения диапазона измерений. Погрешность измерений представленного прибора не выше 0,1 мкм, а диапазон измерений 0—100 мм. Получены метрологические данные с исследуемых образцов разных возрастных групп.

Ключевые слова: оптический прибор, угол освещения, угол наблюдения, микро-рельеф, триангуляционный метод, кожа человека *in vivo*

Введение. В современных научных исследованиях оптико-механические приборы и системы занимают одно из ведущих мест. Оптические схемы и конструкции данных устройств зависят от того, используется ли прибор пользователем или работает автономно [1—5]. В первом случае приборы содержат оптические и механические узлы, во втором световая энергия преобразуется в электрическую с помощью приемников энергии излучения [6—10]. Повсеместное использование компьютерной техники и электроники явилось характерной особенностью современных оптических приборов и систем.

Получение высокоточной и достоверной информации о геометрических параметрах поверхности объектов всегда являлось важной задачей метрологии [11—15]. В настоящее время для решения указанной задачи используются контактные и бесконтактные методы и технические средства.

Контактные методы реализуются в различных конструкциях механических щупов. В настоящее время ведущие фирмы-производители оптико-механических приборов, такие как Carl Zeiss, Renishaw, производят контактные щупы, позволяющие измерять рельеф поверхности с погрешностью до 0,1—1,0 мкм [14, 16, 17].

Методы контроля рельефа поверхности, использующие принципы геометрической оптики, получили широкое распространение на практике. Простота эксплуатации, съема информации и интерпретации результатов обеспечила реализацию указанных методов в различных приборах. [11, 13, 14, 18]. Поэтому целью настоящей работы явилось исследование биологических объектов методом геометрической оптики.

Метод и объекты исследования. В работе исследовались *in vivo* следующие биологические объекты: кожный покров человека младшей возрастной группы (до 25 лет), средней (от 25 до 45 лет) и старшей (от 45 до 60 лет). Каждая группа включала по 20 человек.

Для измерения микрорельефа поверхности кожной ткани применялся оптический прибор триангуляционного типа. Оптическая схема прибора представлена на рис. 1.

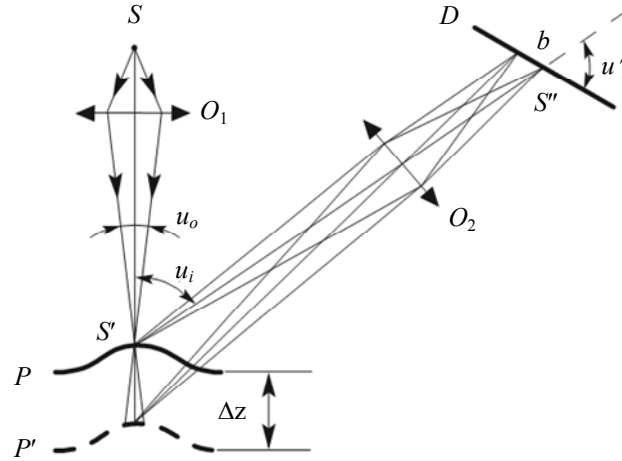


Рис. 1

В приборе использовались конические линзы для увеличения диапазона измерений (рис. 2).

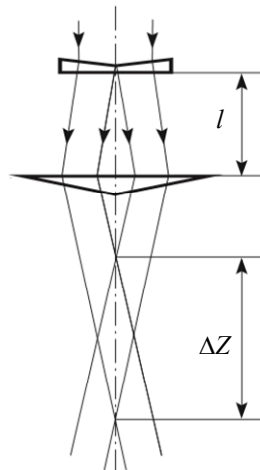


Рис. 2

Итак, относящийся к методам геометрической оптики [11, 14, 19, 20] триангуляционный метод предполагает наличие двух каналов: освещающего и приемного (см. рис. 1). Освещающий канал состоит из источника освещения S и фокусирующего объектива O_1 . Изображение S' светящейся точки на контролируемой поверхности P проектируется объективом O_2 на линейку фотодетекторов D .

В триангуляционном методе световое пятно S' на поверхности объекта перемещается вдоль оптической оси освещающего канала при изменении положения контролируемой поверхности. Оптическая ось наблюдения наклонена относительно оси освещения на угол u_i . В этом случае углы u_i и u'_i должны быть связаны соотношением [11, 14, 21—23]:

$$\operatorname{tg} u_i = \beta \operatorname{tg} u'_i,$$

где β — увеличение приемного канала.

При выполнении этого условия изображение S'' светового пятна S' на поверхности объекта будет всегда локализовано в плоскости расположения фотоприемной линейки D . Смещение контролируемой поверхности на Δz приведет к перемещению изображения S'' на величину b .

Искомое смещение Δz определяется из соотношения

$$b = \frac{\beta \Delta z \sin u_i}{\sin u'_i}.$$

Погрешность измерений δz в оптическом приборе триангуляционного типа связана с апертурным углом освещения u_0 и углом наблюдения u_i (рис. 1) следующим соотношением:

$$\delta z = \frac{1,22 \lambda}{\sin u_i \sin u_0}, \quad (1)$$

где λ — длина волны освещения.

Точность измерений в этом приборе зависит от угла наблюдения u_i : чем больше угол, тем выше точность. Диапазон измерений ΔZ прибора и разрешение по площади δx связаны выражением

$$\Delta Z = \frac{4\delta x^2}{\lambda},$$

так, при разрешении $\delta x = 30$ мкм, $\lambda = 0,8$ мкм диапазон измерений $\Delta Z = 4,5$ мм.

Применение в приборе отрицательной и положительной конических линз позволяет расширить диапазон измерений. Для формирования зондирующей поверхности светового пятна использована аксиконовая пара — отрицательная и положительная конические линзы (см. рис. 2). Приведенные ниже формулы позволяют рассчитать диаметр d центрального пятна и область измерений ΔZ без потери разрешения по поверхности δx :

$$d = \frac{2,4\lambda}{\pi(n-1)(\alpha_2 - \alpha_1)},$$

$$\Delta Z = \frac{R_1}{(n-1)(\alpha_2 - \alpha_1)},$$

где d — диаметр центрального светового пятна, зондирующей поверхность, ΔZ — область измерений, λ — длина волны зондирующего излучения, n — показатель преломления материала линзы, R_1 — радиус отрицательной конической линзы; α_1, α_2 — углы при основаниях отрицательной и положительной конических линз.

При следующих параметрах прибора: $d = 25$ мкм, $\alpha_1 = -5^\circ$, $\alpha_2 = 6,7^\circ$, $R_1 = 3,2$ мм, $R_2 = 18$ мм, $l = 160$ мм, $\beta = 1/3$, $u_i = 30^\circ$ погрешность измерений не более 0,1 мкм, а диапазон измерений ΔZ увеличивается до 100 мм.

Экспериментальные результаты. Результаты измерений *in vivo* микрорельефа кожного покрова человека в области локтевого сустава представлены на рис. 3 (*a* — младшая возрастная группа, до 25 лет; *b* — средняя, от 25 до 45 лет; *в* — старшая, от 45 до 60 лет)

Экспериментально регистрировались результаты измерений при разной диффузной поверхности в непрерывном режиме. Контролируемая поверхность ориентировалась таким образом, чтобы угол триангуляции составил 30° . Для каждого из исследуемых объектов измерялась погрешность высоты вариации рельефа при перемещении поверхности образца относительно светящейся точки на его поверхности. Перемещение поверхности образца относительно оптического прибора осуществлялось с поперечным шагом 50 мкм. Для каждой поверхности образца производилось десять независимых измерений. Измерения проводились поточно: поверхность объекта сначала перемещалась в продольном направлении (вдоль оптической оси освещающего канала), а потом в поперечном (поперечный шаг по поверхности объекта). Таким образом, анализировался участок поверхности объекта длиной 500 мкм.

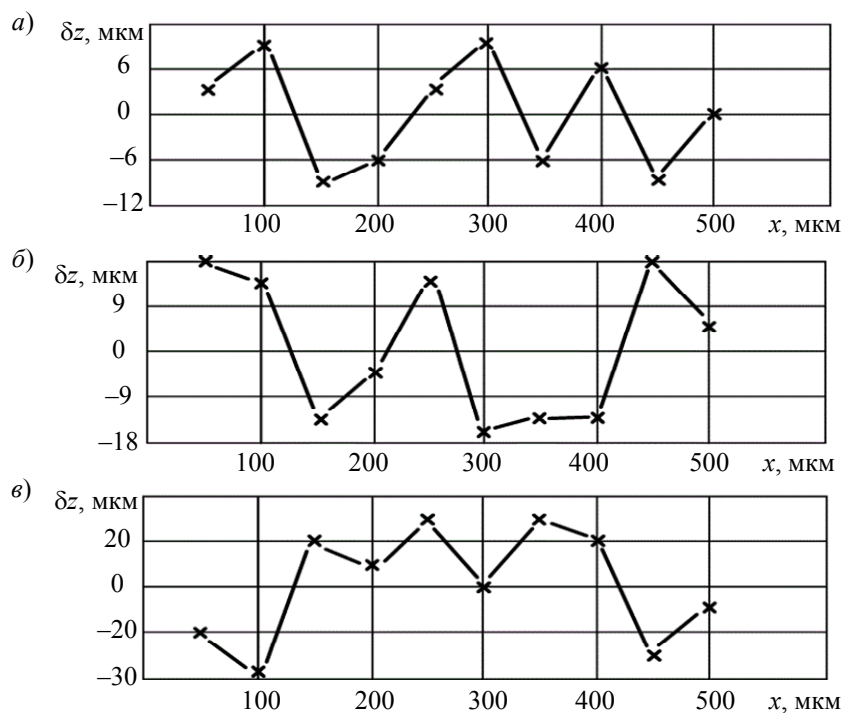


Рис. 3

Из приведенных на рис. 3 зависимостей видно, что при измерении *in vivo* микрорельефа кожного покрова в младшей возрастной группе погрешность измерений составила $\delta z = 9$ мкм. Такая минимальная погрешность связана с тем, что у представителей этой возрастной группы микрорельеф поверхности кожной ткани более сглажен. Для средней возрастной группы погрешность измерений микрорельефа поверхности составила $\delta z = 18$ мкм. Для старшей возрастной группы погрешность измерений была максимальной — 30 мкм. У последней группы микрорельеф кожного покрова более грубый и погрешность измерений в три раза больше погрешности младшей и в 1,8 раза больше средней группы. Видимо, это связано со старением кожи (внутренне биологические изменения состава кожи).

Заключение. Представленные результаты исследования *in vivo* микрорельефа кожного покрова человека позволяют анализировать процесс старения кожи, а также исследовать влияние различных косметологических процедур на состояние поверхности кожного покрова. Данные по метрологическим параметрам кожного покрова разных возрастных групп могут быть полезны для медицины, в частности, косметологии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. М.: Наука. 1970. 855 с.
2. Ландсберг Г. С. Оптика. М.: Наука. 1976. 926 с.
3. Креопалова Г. В., Лазарева Н. Л., Пуряев Д. Т. Оптические измерения. М.: Машиностроение, 1987. 264 с.
4. Малакара Д. Оптический производственный контроль / Пер. с англ. под ред. А. Н. Соснова. М.: Машиностроение, 1985. 340 с.
5. Афанасьев В. А. Оптические измерения. М.: Недра, 1968. 263 с.
6. Кулагин С. В. и др. Оптико-механические приборы. М.: Машиностроение, 1984. 352 с.
7. Левин Б. М. Оптические методы определения характера профиля поверхностей // ОМП. 1938. № 10-11. С. 37—41.
8. Rioux M. Lazer range finder based in synchronized scanners // Appl. Optics. 1984. Vol. 23, N 21. P. 3837—3844.
9. Hausler G., Bickel G., Maul M. Optica in modern science and technology // Conf. Dig. ICO-13. 1984. P. 534.

10. *Dresel T., Hausler G., Venzke H.* Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar // *Appl. Optics*. 1992. Vol. 31, N 7. P. 919—925.
11. *Bickel G., Hausler G., Maul M.* Triangulation with expanded range of depth // *Opt. Eng.* 1985. Vol. 24, N 6. P. 975—977.
12. *Hausler G., Herrman F. M.* 3D-sensing with a confocal optical “macroscope” // *SPIE*. Vol. 1319. Optics in Complex Systems. 1990. P. 359.
13. *Shamir F., Brunfeld A., Toker G.* Non-contact optical profilometer with line-arrized response and high sensitivity // *NDT International*. 1988. Vol. 21, N 6. P. 430—434.
14. *Майоров Е. Е., Прокопенко В. Т.* Интерферометрия диффузно отражающих объектов. СПб: НИУ ИТМО, 2014. 195 с.
15. *Majorov E. E., Prokopenko V. T.* A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects // *Biomedical Engineering*. 2012. Vol. 46, N 3. P. 109—111. DOI: 10.1007/s10527-012-9280-y.
16. *Maivorov E. E., Prokopenko V. T., Sherstobitova A. S.* Investigating an optoelectronic system for interpreting holographic interferograms // *Journal of Optical Technology*. 2013. Vol. 80, N 3. P. 162—165. DOI: 10.1364/JOT.80.000162.
17. *Maivorov E. E., Prokopenko V. T., Ushveridze L. A.* A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface examination // *Biomedical Engineering*. 2014. Vol. 47, N 6. P. 304—306. DOI: 10.1007/s10527-014-9397-2
18. *Maivorov E. E., Udakhina S. V., Chernyak T. A., Prokopenko V. T., Tsygankova G. A.* Optoelectronic computer system for detection of foreign agents in subsurface layers of skin // *Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 50, N 2. P. 84—87. DOI: 10.1007/s10527-016-9593-3.
19. *Maivorov E. E., Prokopenko V. T., Mashek A. C., Tsygankova G. A., Kurlov A. V., Khokhlova M. V., Kirik D. I., Kapralov D. D.* Experimental study of metrological characteristics of the automated interferometric system for measuring the surface shape of diffusely reflecting objects // *Measurement Techniques*. 2018. Vol. 60(10). P. 1016—1021. DOI: 10.1007/s11018-018-1310-z.
20. *Maivorov E. E., Turovskaya M. S., Shalamay L. I., Litvinenko A. N., Chernyak T. A., Tsygankova G. A.* Measurement of red blood cell geometry using holographic interferometry // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 52(6). P. 423—426. DOI: 10.1007/s10527-019-09861-9.
21. *Maivorov E. E., Shalamay L. I., Dagaev A. V., Kirik D. I., Khokhlova M. V.* An interferometric device for detecting subgingival caries // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53. P. 258—261. DOI: 10.1007/s10527-019-09921-0.
22. *Майоров Е. Е., Прокопенко В. Т., Удахина С. В., Цыганкова Г. А., Черняк Т. А.* Оптико-электронная компьютерная система для обнаружения внешних агентов в подповерхностных слоях кожного покрова // *Приборы*. 2018. № 10. С. 14—19.
23. *Арефьев А. В., Бородянский Ю. М., Гулиев Р. Б., Дагаев А. В., Майоров Е. Е., Хохлова М. В.* Измерение микрорельефа негладких поверхностей автоматизированным интерферометром в низкокогерентном свете // *Изв. Тульского гос. ун-та. Технические науки*. 2020. № 8. С. 211—219.

Сведения об авторах

- Марина Владимировна Хохлова** — канд. пед. наук, доцент; Военно-космическая академия им. А. Ф. Можайского, кафедра физики; E-mail: mvxoh@mail.ru
- Вера Павловна Пушкина** — канд. экон. наук, доцент; Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, кафедра высшей математики и механики; E-mail: vera150465@yandex.ru
- Владимир Богданович Коцкович** — канд. техн. наук, доцент; Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, кафедра высшей математики и механики; E-mail: kotskovich_vb@mail.ru
- Евгений Евгеньевич Майоров** — канд. техн. наук, доцент; Санкт-Петербургский университет технологий управления и экономики, кафедра информационных технологий и математики; E-mail: majorov_ee@mail.ru
- Рамиз Балахан оглы Гулиев** — канд. техн. наук, доцент; Университет при межпарламентской ассамблее ЕврАзЭС, кафедра математики и информационных технологий; E-mail: ramiz63@yandex.ru

Александр Владимирович Арефьев — канд. физ.-мат. наук, доцент; Университет при межпарламентской ассамблее ЕврАзЭС, кафедра математики и информационных технологий; E-mail: aaref@yandex.ru

Поступила в редакцию
16.12.2020 г.

Ссылка для цитирования: Хохлова М. В., Пушкина В. П., Коцкович В. Б., Майоров Е. Е., Гулиев Р. Б., Арефьев А. В. Исследование биологических объектов методом геометрической оптики // Изв. вузов. Приборостроение. 2021. Т. 64, № 8. С. 667—673.

STUDY OF BIOLOGICAL OBJECTS BY THE GEOMETRIC OPTICS METHOD

M. V. Khokhlova¹, V. P. Pushkina², V. B. Kotskovich²,
E. E. Maiorov³, R. B. Guliev⁴, A. V. Arefiev⁴

¹A. F. Mozhaisky Military Space Academy, 197198, St. Petersburg, Russia

²St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation,
190000, St. Petersburg, Russia

³St. Petersburg University of Management Technologies and Economics,
190103, St. Petersburg, Russia
E-mail: maiorov_ee@mail.ru

⁴University under the Inter-Parliamentary Assembly of EurAsEC,
194044, St. Petersburg, Russia

Biological objects are investigated by the method of geometric optics. Optical scheme of developed device is shown, in which an axicon pair of conical lenses is used. A triangulation method is described, the relationship of the aperture angle of illumination and the angle of observation with the measurement error is given. A way to increase the measurement range is found. The measurement error with the presented device is not higher than 0.1 μm , and the measurement range is 0–100 mm. Metrological data obtained from experiments with human skin samples of different age groups are described.

Keywords: optical device, illumination angle, observation angle, microrelief, triangulation method, human skin *in vivo*

REFERENCES

1. Born M., Wolf E. *Principles of Optics*, Pergamon Press, 1959.
2. Landsberg G.S. *Optika* (Optics), Moscow, 1976, 926 p. (in Russ.)
3. Kreopalova G.V., Lazareva N.L., Puryaev D.T. *Opticheskiye izmereniya* (Optical Measurements), Moscow, 1987, 264 p. (in Russ.)
4. Malacara D. *Optical Shop Testing*, John Wiley & Sons, 2007, 888 p.
5. Afanas'yev V.A. *Opticheskiye izmereniya* (Optical Measurements), Moscow, 1968, 263 p. (in Russ.)
6. Kulagin S.V. *Optiko-mekhanicheskiye pribory* (Optical-Mechanical Devices), Moscow, 1984, 352 p. (in Russ.)
7. Levin B.M. *Soviet Journal of Optical Technology*, 1938, no. 10-11, pp. 37–41 (in Russ.)
8. Rioux M. *Appl. Optics*, 1984, no. 21(23), pp. 3837–3844.
9. Hausler G., Bickel G., Maul M. *Optica in modern science and technology*, Conf. Dig. ICO-13, 1984, 534p.
10. Dresel T., Hausler G., Venzke H. *Appl. Optics*, 1992, no. 7(31), pp. 919–925.
11. Bickel G., Hausler G., Maul M. *Opt. Eng.*, 1985, no. 6(24), pp. 975–977.
12. Hausler G., Herrman F.M. *SPIE Optics in Complex Systems*, 1990, vol. 1319, pp. 359.
13. Shamir F., Brunfeld A., Toker G. *NDT International*, 1988, no. 6(21), pp. 430–434.
14. Majorov E.E., Prokopenko V.T. *Interferometriya diffuzno otrazhayushchikh ob'yektov* (Interferometry of Diffusely Reflecting Objects), St. Petersburg, 2014, 195 p. (in Russ.)
15. Majorov E.E., Prokopenko V.T. *Biomedical Engineering*, 2012, no. 3(46), pp. 109–111, DOI: 10.1007/s10527-012-9280-y.
16. Maiorov E.E., Prokopenko V.T., Sherstobitova A.S. *Journal of Optical Technology*, 2013, no. 3(80), pp. 162–165, DOI: 10.1364/JOT.80.000162.
17. Maiorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. *Biomedical Engineering*, 2014, no. 6(47), pp. 304–306, DOI: 10.1007/s10527-014-9397-2.
18. Maiorov E.E., Udakhina S.V., Chernyak T.A., Prokopenko V.T., Tsygankova G.A. *Biomedical Engineering*, 2016, no. 2(50), pp. 84–87, DOI: 10.1007/s10527-016-9593-3.
19. Maiorov E.E., Prokopenko V.T., Mashek A.C., Tsygankova G.A., Kurlov A.V., Khokhlova M.V., Kirik D.I., Kapralov D.D. *Measurement Techniques*, 2018, no. 10(60), pp. 1016–1021, DOI: 10.1007/s11018-

- 018-1310-z.
20. Maiorov E.E., Turovskaya M.S., Shalamay L.I., Litvinenko A.N., Chernyak T.A., Tsygankova G.A. *Biomedical Engineering*, 2019, no. 6(52), pp. 423–426, DOI: 10.1007/s10527-019-09861-9.
 21. Maiorov E.E., Shalamay L.I., Dagaev A.V., Kirik D.I., Khokhlova M.V. *Biomedical Engineering*, 2019, vol. 53, pp. 258–261, DOI: 10.1007/s10527-019-09921-0.
 22. Majorov E.E., Prokopenko V.T., Udakhina S.V., Tsygankova G.A., Chernyak T.A. *Pribory (Instruments)*, 2018, no. 10, pp. 14–19. (in Russ.)
 23. Arefiev A.V., Borodyansky Yu.M., Guliev R.B., Dagaev A.V., Majorov E.E., Khokhlova M.V. *News of the Tula State University. Technical sciences*, 2020, no. 8, pp. 211–219. (in Russ.)

Data on authors

- Marina V. Khokhlova** — PhD, Associate Professor; A. F. Mozhaisky Military Space Academy, Department of Physics; E-mail: mvxox@mail.ru
- Vera P. Pushkina** — PhD, Associate Professor; St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Department of Higher Mathematics and Mechanics; E-mail: vera150465@yandex.ru
- Vladimir B. Kotskovich** — PhD, Associate Professor; St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Department of Higher Mathematics and Mechanics; E-mail: kotskovich_vb@mail.ru
- Eugeny E. Maiorov** — PhD, Associate Professor; St. Petersburg University of Management Technologies and Economics, Department of Information Technologies and Mathematics; E-mail: majorov_ee@mail.ru
- Ramiz B. Guliev** — PhD, Associate Professor; University under the Inter-Parliamentary Assembly of EurAsEC, Department of Mathematics and Information Technologies; E-mail: ramiz63@yandex.ru
- Alexander V. Arefiev** — PhD, Associate Professor; University under the Inter-Parliamentary Assembly of EurAsEC, Department of Mathematics and Information Technologies; E-mail: aaref@yandex.ru

For citation: Khokhlova M. V., Pushkina V. P., Kotskovich V. B., Maiorov E. E., Guliev R. B., Arefiev A. V. Study of biological objects by the geometric optics method. *Journal of Instrument Engineering*. 2021. Vol. 64, N 8. P. 667–673 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2021-64-8-667-673