

Метод характеристики волнового фронта в эндоскопических зондах

*А.А. ЗОЛОТУХИНА^{1,2}, А.В. ГУРЫЛЁВА^{1,2}, А.С. МАЧИХИН¹

¹ Научно-технологический центр уникального приборостроения (НТЦ УП) РАН, Москва

² МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва

* E-mail: anastasiazolotuhina17@gmail.com

Аннотация

Эндоскопическая аппаратура – основное средство визуализации и анализа состояния труднодоступных полостей различных объектов в медицине и технике. Качество формируемого эндоскопическим оборудованием изображения, как правило, ограничивается геометрическими aberrациями его оптической системы. Для эффективного оптического сопряжения эндоскопических зондов, снабжённых окуляром и предназначенных для визуального наблюдения, с аналитическими приборами необходимы детальные сведения об их aberrационных характеристиках. На сегодня отсутствует общепринятая методика тестирования таких зондов, позволяющая определять степень геометрических aberrаций в полном объёме. В данной работе тестирование осуществлялось на основе анализа волнового фронта за окуляром эндоскопа с помощью датчика Шака-Гартмана. Разработан и собран лабораторный стенд для регистрации и анализа гартманограмм с целью: определения характеристик волнового фронта в лучевом приближении для внеосевых точек; оценки кривизны поля и хроматических aberrаций; вычисления и учёта ошибок измерений. Работа метода продемонстрирована на примере получения значения параметров волнового фронта, а также угловых и спектральных зависимостей величины дефокусировки (характеризующих кривизну поля и хроматизм положения оптической системы) для жёсткого линзового эндоскопа.

Ключевые слова: эндоскоп, оптическая юстировка, волновой фронт, лучевое приближение, геометрические aberrации, датчик Шака-Гартмана.

Введение

Эндоскопическая аппаратура широко используется для решения задач формирования и анализа изображения

труднодоступных объектов. В медицине эндоскопы применяются для диагностики состояния разных внутренних органов *in vivo* [1, 2], а техническая эндоскопия – основа метода неразрушающего контроля скрытых полостей сложных промышленных объектов: двигателей, турбин и пр. [3, 4].

При этом наиболее распространённый вид эндоскопических приборов – эндоскопические зонды с окуляром, служащие для визуального наблюдения исследуемых объектов [5, 6]. Дополнение таких наблюдательных приборов средствами анализа (спектрального, поляризационного и др.) и цифровой регистрации изображений существенно повышает объективность и скорость эндоскопического контроля за счёт применения алгоритмов анализа (сегментации, классификации, распознавания и пр.) регистрируемых данных [7, 8]. При этом ключевой фактор, определяющий предельные характеристики (пространственное разрешение, светосилу и пр.) таких фотоэлектронных эндоскопических систем, – эффективность оптического сопряжения зонда с приборами регистрации светового поля и его

анализа. Для эффективного сопряжения требуются детальные сведения об aberrационных характеристиках поля, формируемого за окуляром эндоскопа [6], так как качество формируемого им изображения в первую очередь ограничивают геометрические aberrации его оптической системы, а не дифракционные эффекты [9, 10]. Данные о геометрических aberrациях зондов изготовители не предоставляют, как правило, перечисляя лишь значения основных параметров [11]. При этом отсутствует и общепринятая методика аттестации таких зондов, которая позволяла бы определять эти характеристики в должном объёме.

Цель настоящей работы состояла в разработке метода, позволяющего проводить количественную оценку ключевых технических характеристик эндоскопического зонда, которые определяют качество формируемого им изображения и позволяют проводить расчёт оптической системы (ОС) их сопряжения с другими оптико-электронными приборами в составе комплексных систем.

Метод

Основное требование, предъявляемое к эндоскопическим оптическим системам – высокое качество изображения наблюдаемого объекта. Из-за достаточно широкого углового поля зондов (как правило, не менее 50°) и широкого спектрального диапазона регистрируемого излучения (как правило, весь видимый) их основными aberrациями являются кривизна поля

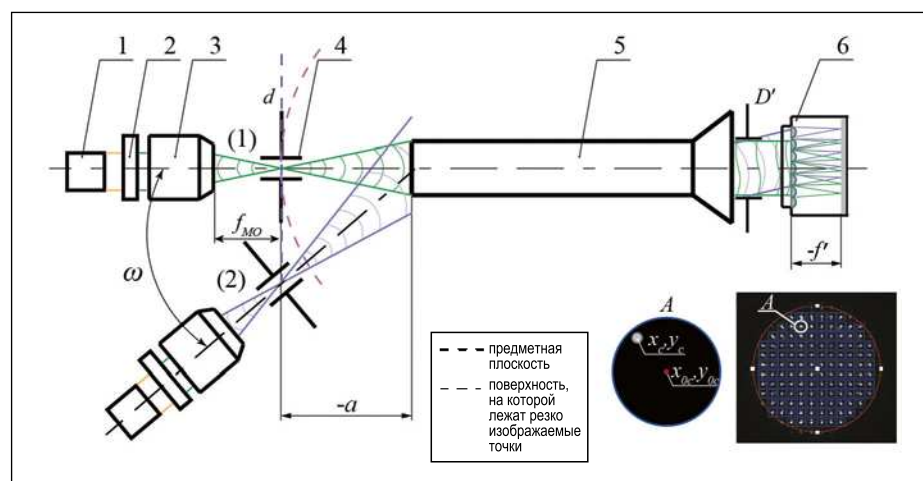


Рис. 1. Схема стенда измерения характеристик эндоскопических зондов: 1 – широкополосный источник света, 2 – узкополосный светофильтр, 3 – микробиъектив, 4 – точечная диафрагма, 5 – исследуемый эндоскопический зонд, 6 – ДШГ. Остальные обозначения – в тексте

Рис. 2. Внешний вид
стенда:
1а – лазер,
1б – широкополосный
источник света,
2а – зеркала,
2б – узкополосный
светофильтр,
3 – микрообъектив,
4 – точечная
диафрагма,
5 – исследуемый
эндоскопический зонд,
6 – ДШГ

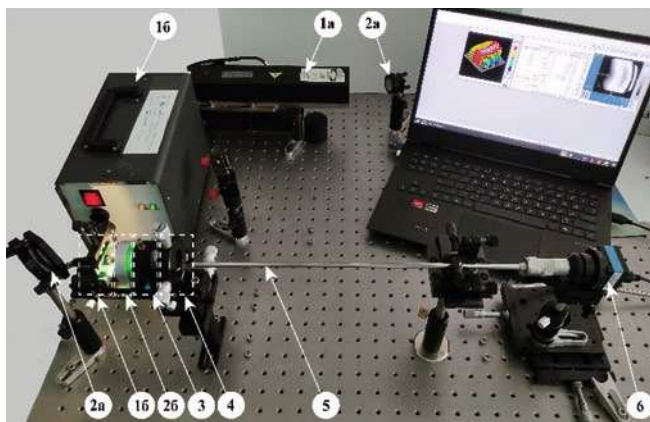


Рис. 3. Алгоритм
проведения измерений
волнового фронта
с помощью стенда

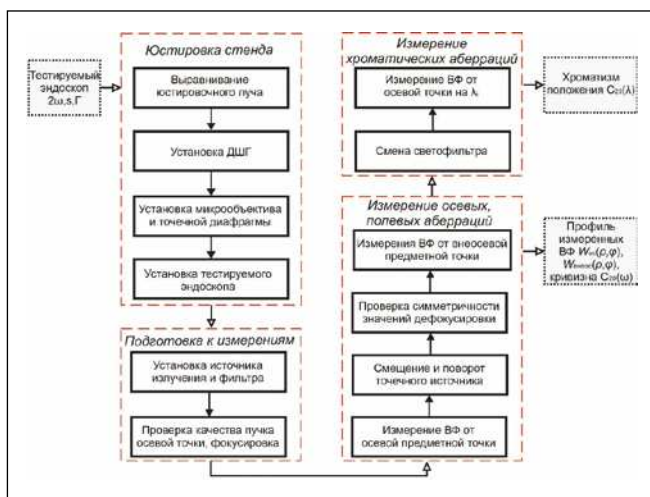
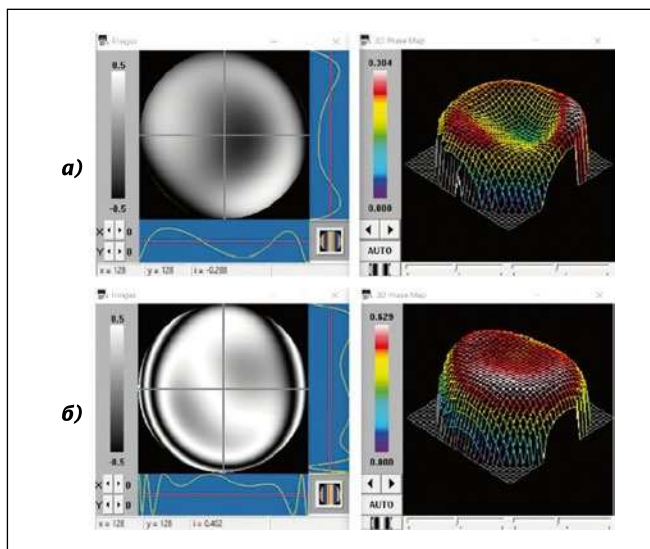


Рис. 4. Пример
определения фазовой
карты (слева) и формы
ВФ для
осевой (а)
и внеосевой (б) точек
жесткого линзового
эндоскопического
зонда



и хроматизм. Первая приводит к радикальному падению разрешающей способности в периферийной области изображения, а вторая – к снижению разрешения и качества цветопередачи [6]. Поэтому метод контроля эндоскопических зондов должен предусматривать возможность измерения геометрических aberrаций внеосевых пучков лучей и кривизны поля на нескольких длинах волн.

В основу такого метода можно положить, например, анализ волнового фронта (ВФ) на входе (перед объективом) и выходе (за окуляром) эндоскопического зонда. В настоящей работе предлагается использовать датчик Шака-Гартмана (ДШГ) – компактное оптико-электронное устройство, не требующее, например, в отличие от интерферометров, обеспечения когерентности излучения. Это позволяет

использовать широкополосный источник излучения со сменными светофильтрами для проведения измерений на требуемой длине волны, что существенно упрощает конструкцию стенда для контроля характеристик эндоскопических зондов и облегчает его юстировку. При рассмотрении обеспечиваемой светофильтрами квазимонохроматической волны в рамках разрабатываемого метода предлагается использовать лучевое приближение, не учитывая дифракционные эффекты и контролировать только геометрические aberrации, дающие основной вклад в снижение качества изображения.

Экспериментальный стенд

Для разработки оптической схемы стенда был проведён анализ существующих методов контроля схожих оптических систем. Такие методы использовали, например, для монохроматического контроля объективов микроскопа [12, 13] с высокой точностью ($0,01\lambda$) и повторяемостью ($0,003\lambda$) измерений и для гиперспектрального контроля объективов микроэндоскопов [14]. Однако известные схемы требуют либо использования нескольких источников излучения для контроля хроматических aberrаций, либо введения дополнительных оптических элементов в ход лучей, что приводит к усложнению конструкции и снижению точности измерения aberrаций. В данной работе разработана схема, свободная от указанных недостатков.

Разработанная схема (рис. 1) предполагает регистрацию с помощью ДШГ параллельного пучка лучей на выходе эндоскопа при его фокусировке на объект. Для этого имитируется точечный источник излучения с расходящимся ВФ. В этой схеме излучение галогенной лампы накаливания 1 (150 Вт), отфильтрованное узкополосным (10 нм) светофильтром 2, фокусируется микрообъективом 3 (фокусное расстояние $f_{MO} = 2,52$ мм, числовая апертура $NA_{MO} = 1,23$) в плоскости точечной диафрагмы 4 (диаметр $d = 25$ мкм). Далее излучение попадает в исследуемый эндоскопический зонд 5, за окуляром которого установлен ДШГ 6.

Искомые aberrационные характеристики можно определять следующим образом. Микролинзовый растр датчика 6 разбивает световой пучок

на отдельные области, каждая из которых фокусируется на соответствующем участке фотодетектора (видеокамеры). Вначале в отсутствии тестируемого эндоскопического зонда на фотодетекторе формируется двумерный массив фокальных пятен (гартманограмма) в условиях нормального падения плоского ВФ на микролинзовый растр. Положение их центров (x_{0c} , y_{0c}) на некоторой длине волны принимается за исходное (базовое). При тестировании эндоскопического зонда плоский ВФ искажается и регистрируется датчиком в виде фокальных пятен с координатами центров (x_c , y_c). Смещения пятен (σ_x , σ_y) относительно исходного положения пропорционально среднему наклону ВФ в соответствующих направлениях. По этим наклонам исходная фаза ВФ $W(x, y)$ может быть восстановлена исходя из следующих соотношений [15]:

$$\begin{cases} \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} = \frac{\sigma_x}{f} \\ \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} = \frac{\sigma_y}{f} \end{cases},$$

где f – расстояние между растром микролинз и матрицей фотодетекторов. Как видно, значительный вклад в погрешность измерений ВФ вносит неточность определения расстояния f . Для определения этого расстояния используется достаточно просто реализуемый метод наклона датчика, основанный на широко апробированном алгоритме расчёта [16] с использованием связи коэффициента Цернике C_1^1 с углом поворота ДШГ α . Для использованного в стенде ДШГ этот алгоритм показал, что $f = 6,15$ мм.

Поскольку определение кривизны поля в явном виде с помощью ДШГ затруднительно (так как в формализме Цернике кривизна поля и дефокусировка выражаются одним и тем же коэффициентом полинома), была использована методика измерения кривизны поля объективов, предложенная в работе [17] и предусматривающая определение фокуса ОС по резкому изображению узкой щели для нескольких полевых углов. Соответственно, на стенде (рис. 1), чтобы определить кривизну поля с помощью ДШГ, следует перемещать точечный источник из положения (1) в положение (2) и симметричное ему положение, фиксируя при этом значение дефокусиров-

Рис. 5. Измеренный профиль кривизны поля

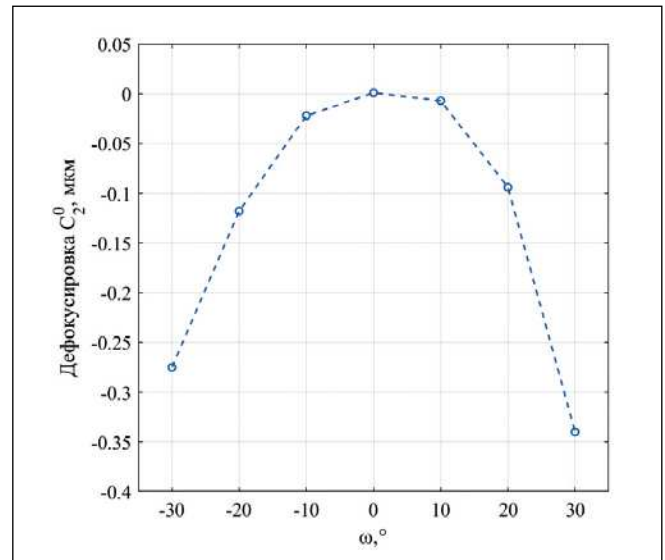
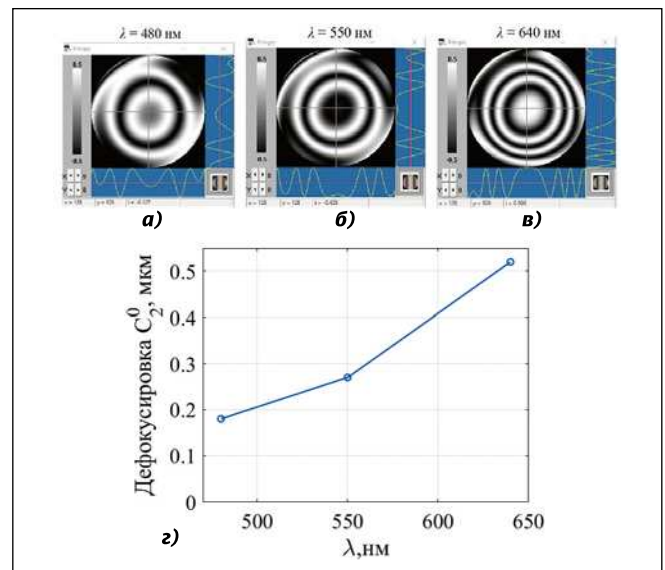


Рис. 6. Фазовые карты ВФ на длинах волн 480 (а), 550 (б) и 640 (в) нм и спектральная зависимость дефокусировки в выходном зрачке эндоскопа (г)



ки. Для простоты юстировки каждый узел лабораторного стенда был оснащён линейными трансляторами и наклонными столиками (рис. 2).

Разработанный метод проведения измерений ВФ в выходном зрачке ОС эндоскопа представлен на рис. 3 в виде алгоритма, описывающего операции, которые следует проводить на стенде (рис. 1 и 2). На первом этапе лазерный луч источника 1а выравнивается по высоте и углу с помощью двух диафрагм и поворотных зеркал 2а. После этого производится установка в промежуточное положение ДШГ 6 так, чтобы выровненный лазерный луч попадал в центр специальной юстировочной мишени, накладываемой на датчик. Далее на рельс узла точечного источника устанавливаются последовательно микрообъектив 3 и точечная диафрагма 4. Узел с тестируемым эндоскопом 5 устанавливает-

ся на некотором расстоянии так, чтобы расходящийся пучок располагался в «пределах диаметра» эндоскопа, а на выходе из зонда попадал в центр сенсора ДШГ. После юстировки лазер 1а отключается, а на рельс помещается источник широкополосного излучения 1б и узкополосный светофильтр 2б.

Тестирование стенда

Для демонстрации работы стенда и разработанного метода было проведено исследование жёсткого линзового эндоскопического зонда диаметром 5 мм и длиной 450 мм с угловым полем $2\omega = 60^\circ$. Анализ распределения фокальных пятен на выходе эндоскопа позволил определить профиль ВФ и вычислить значения коэффициентов полиномов Цернике как для осевой точки, так и для точки на краю поля (рис. 4).

Значения коэффициентов разложения по полиномам Цернике

C_n^m для осевой предметной точки, мкм				C_n^m для внеосевой предметной точки, мкм			
C_2^0	0,001	C_3^1	0,061	C_2^0	-0,276	C_3^1	0,008
C_2^2	0,014	C_4^0	-0,105	C_2^2	-0,126	C_4^0	-0,134
C_2^{-2}	0,078	C_3^{-3}	-0,003	C_2^{-2}	0,076	C_3^{-3}	0,060
C_3^{-1}	-0,024	C_3^3	-0,013	C_3^{-1}	-0,062	C_3^3	-0,031

Таблица 2

Значения монохроматических сумм Зейделя

S_i для осевой предметной точки, мкм				S_i для внеосевой предметной точки, мкм			
$S_{\text{деф}}$	S_I	S_{II}	S_{III}	$S_{\text{деф}}$	S_I	S_{II}	S_{III}
0,555	-0,632	0,198	0,158	0,105	-0,804	0,189	0,294

Для оценки кривизны поля были экспериментально определены значения дефокусировки для ряда точек – осевой, крайних и промежуточных (рис. 5).

Для оценки хроматических аберраций были проведены исследования на трёх длинах волн – 480, 550 и 640 нм (рис. 6). По полученным данным в этом диапазоне был определён хроматизм положения, согласно [18]:

$$\Delta S'_{\lambda_1-\lambda_2} = S'_{\lambda_1} - S'_{\lambda_2} = \frac{2 \cdot \lambda \cdot [C_2^0(\lambda_1) - C_2^0(\lambda_2)]}{A_0'^2}$$

где A_0' – задняя апертура осевого пучка, C_2^0 – коэффициент Цернике, описывающий вклад дефокусировки.

Полученные данные позволили провести расчёт значений всех ключевых параметров, необходимых для оценки качества формируемого изображения: 8 полиномов Цернике (табл. 1), монохроматических сумм Зейделя (табл. 2) для дефокусировки $S_{\text{деф}}$, сферической аберрации S_I , комы S_{II} и астигматизма S_{III} .

Заключение

Развиваемый метод контроля аберрационных характеристик эндоскопических зондов на основе измерения параметров ВФ в выходном зрачке эн-

доскопа в лучевом приближении с помощью ДШГ и разработанный лабораторный стенд для его реализации позволяют проводить контроль качества изображения, формируемого эндоскопическим зондом, снабжённым окуляром. Это даёт данные для расчёта оптических систем сопряжения зонда с различными оптико-электронными приборами, обеспечивающих компенсации его геометрических аберраций, что позволяет сохранять высокое качество регистрируемого изображения всей системой. Для предварительной настройки разработанный стенд оснащён линейными и поворотными юстировочными платформами, что обеспечивает простоту его использования при измерении хроматических аберраций и данных для внеосевых точек.

Работа выполнена в рамках Государственного задания НТЦ УП РАН (проект FFNS-2022-0010).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Zeng H.-S. (ed.) Diagnostic Endoscopy / 1st ed. – Boca Raton, FL: CRC Press, 2013. – 272 p.
2. Soehendra N. Therapeutic Endoscopy: Color Atlas of Operative Techniques for the Gastrointestinal Tract. / 2nd ed. – N.Y: Thieme, 2004. – 218 p.
3. Czichos H. Handbook of Technical Diagnostics. Fundamentals and Application to Structures and Systems / 2013th ed.. – N.Y: Springer, 2013. – 566 p.

4. Zhu Y.-K. et al. A Review of Optical NDT Technologies // Sensors (Basel). – 2011. – Vol. 11. – P. 7773–7798.

5. Чигорко А.Б., Чигорко А.А. Узлы и системы волоконно-оптических эндоскопов. – Томск: Изд-во ТПУ, 2007. – 134 с.

6. Хацевич Т.Н., Михайлов И.О. Эндоскопы: учебное пособие. – Новосибирск: СГГА, 2012. – 196 с.

7. Konda V.J.A., Waxman I. (editors) Endoscopic Imaging Techniques and Tools. – Ch: Springer Cham, 2016. – 241 p.

8. Machikhin A., Pozhar V., Batshev V. Double-AOTF-based aberration-free spectral imaging endoscopic system for biomedical applications // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2015. – Vol. 8, No. 3. – Art.n. 1541009.

9. Schulz-Hildebrandt H. et al. Novel endoscope with increased depth of field for imaging human nasal tissue by microscopic optical coherence tomography // Biomedical Optics Express. – 2018. – Vol. 9, No. 2. – P. 636–647.

10. Kim D., Chang S., Kwon H.S. Wide Field-of-View, High-Resolution Endoscopic Lens Design with Low F-Number for Disposable Endoscopy // Photonics. – 2021. – Vol. 8, No. 4. – P. 89–99.

11. ГОСТ Р 58764–2019 «Контроль неразрушающий. Методы оптические. Эндоскопы технические. Общие требования».

12. Siv J. et al. Testing and characterization of challenging optics and optical systems with Shack Hartmann wavefront sensors // EPJ Web of Conferences. – 2019. – Vol. 215. – P. 6003.

13. Lee J.-S., Yang H.-S., Hahn J. Wavefront error measurement of high-numerical-aperture optics with a Shack-Hartmann sensor and a

point source // Appl. Opt. – 2007. – Vol. 46. – P. 1411–1415.

14. Birch G., Descour M., Tkaczyk T. Hyperspectral Shack–Hartmann test // Appl Opt. – 2010. – Vol. 49. – P. 5399–5406.

15. Neal D., Copland J., Neal D. Shack–Hartmann wavefront sensor precision and accuracy // Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. – 2002. – Vol. 4779. – P. 148–160.

16. Nikitin A. et al. Hartmannometer versus Fizeau Interferometer: advantages and drawbacks // SPIE Photonics West. – 2015. – Vol. 9369. – P. 936905–936905–9.

17. ГОСТ 23699–79 «Объективы съёмочные. Метод измерения кривизны изображений и астигматизма».

18. Артюхина Н.К. Техническая оптика: учебно-методическое пособие для студентов специальности 1–38 01 02 «Оптико-электронные и лазерные приборы и системы». – Минск: БНТУ, 2019. – 114 с.



Золотухина Анастасия Александровна, инженер-исследователь.

Окончила в 2021 г. факультет «Радиоэлектроника и лазерная техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Инженер-исследова-

тель ИТЦ УП РАН, инженер НИИ радиоэлектроники и лазерной техники (НИИ РЛ) МГТУ им. Н.Э. Баумана



Гурылёва Анастасия Валентиновна, кандидат техн. наук.

Окончила в 2017 г. факультет «Радиоэлектроника и лазерная техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Научный сотрудник ИТЦ УП РАН, ассистент кафедры «Лазерные и оптико-электронные приборы» МГТУ им. Н.Э. Баумана



Мачихин Александр Сергеевич, доктор техн. наук. Окончил в 2007 г. факультет «Радиоэлектроника и лазерная техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана. Ведущий научный сотрудник ИТЦ УП РАН.

Область научных интересов: приборостроение, неразрушающий контроль, акустооптика, биомедицинская оптика

Компании-партнёры *Fluence* и *BioLumic* внедряют передовые методы УФ облучения на мировых предприятиях по выращиванию растений

В результате совместных усилий двух ведущих мировых фотобиологических и сельскохозяйственных технологических компаний научные достижения одной (*BioLumic*) будут включены в отмеченный наградами портфель облучательных приборов другой (*Fluence*). *Fluence* (Остин, Техас), ведущий мировой поставщик энергоэффективных светодиодных и УФ диодных облучательных решений для коммерческого производства каннабиса¹ и растительных продуктов питания, объявил я о своём эксклюзивном партнёрстве с *BioLumic*, биотехнологической компанией по выращиванию растений, которая использует силу УФ облучения для устойчивого повышения урожайности, здоровья и качества растений с помощью технологии «*Light Signal Recipes*»™ («Светосигнальные рецептуры»™).

Запатентованная *BioLumic* технология использует УФ фотоморфогенез для запуска биологических процессов в семенах и молодых растениях, что значительно оптимизирует продуктивность растений. Проверенная компанией технология сможет значительно повысить урожайность, желаемые свойства и силу растений, повысить их естественную устойчивость к болезням и вредителям. «Наша цель во *Fluence* – продвигать передовые достижения науки о растениях и инновации в области сельскохозяйственных технологий», – сказал Дэвид Коэн, генеральный директор *Fluence*. «Мы рады достичь этой цели в сотрудничестве с *BioLumic* и создать следующее поколение ведущих осветительных решений для производителей каннабиса и растительных продуктов по всему миру».

Системы облучения *Fluence* обеспечат динамичную обработку растений УФ излучением согласно «*Light Signal Recipes*»™ на этапе размножения растений – одноразовые обработки, дающие преимущества, которые накапливаются в течение всего цикла роста растений. Сочетание ведущих рыночных решений *BioLumic* и *Fluence* позволяет растениеводам получать высококачественные урожаи, повышать уровень каннабиноидов и улучшать общее качество растений, снижая вариабельность от цикла к циклу.

«*Light Signal Recipes*»™ позволяет растениеводам полностью и без проблем использовать УФ облучение для улучшения роста растений и экспрессии генов без больших затрат или химикатов», – сказал Стив Сибулкин, генеральный директор *BioLumic*. «Это партнёрство ускорит развитие платформы светосигналов *BioLumic*, расширит доступ нашей компании к мировому рынку тепличного растениеводства и укрепит ассортимент соответствующих средств облучения для садоводства *Fluence*. Это огромная победа для производителей, которые ищут новые способы выращивать больше с меньшими затратами». Партнёрство подтверждает глубокую историю научно обоснованных инноваций *Fluence* в области фотобиологии и следует за запуском нескольких продуктов в этом году, включая «*RAPTR*», модульную систему «*RAZR*», «*VYNE*», «*SPYDR Fang*», «*SPYDR2h*» и беспроводное гибкое затемнение. Динамичный и расширяющийся набор облучателей и средств управления облучением *Fluence* предоставляет производителям передовые технологии облучения, которые соответствуют цели выращивания или превосходят её.

¹ Посев и выращивание каннабиса в России уголовно наказуемы.

ledinside.com
20.07.2022

МСК «БЛ Групп» выполнила проект по обновлению системы наружного освещения в Твери

Специалисты МСК «БЛ Групп» заменили на улицах и в парках Твери 1812 устаревших светильников с разрядными лампами на современные энергоэффективные – со светодиодами, а также установили в существующие шкафы управления наружным освещением 34 новых модуля системы управления освещением. При этом для обновления системы наружного освещения в Твери использованы светильники уличного освещения GALAD «Галеон LED» и GALAD «Кассиопея LED», светильники садово-паркового освещения GALAD «Шар LED-40» и GALAD «Капля LED», а также прожекторы GALAD «Аврора LED» и GALAD «Иллюминатор LED». Это хорошо известные на рынке наружного освещения светильники разработки и производства предприятий МСК «БЛ Групп», обладающие высокими характеристиками. Их можно встретить в городах и посёлках многих регионов страны. Светильники выпускают заводы Корпорации в Лихославле и Кадошкино – ЛЗСИ «Светотехника» и КЭТЗ.



Оборудование и программное обеспечение для управления освещением – собственные разработки и производство подразделения «Светосервис ТелеМеханика» Корпорации. Проект выполнен в рамках проводимых в Твери мероприятий по энергосбережению и повышению энергоэффективности городского хозяйства. После замены осветительных приборов экономия энергоресурсов для города составила около 70 %.

svetozone.ru
25.07.2022