

4. *Nishimura R.A. et al.* 2014 AHA/ACC Guideline for the management of patients with valvular heart disease: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines // *Circulation*. 2014. Vol. 129. № 23. PP. 521-643.
5. *Прохорихин А.А. и др.* Хирургические аспекты и непосредственные результаты одноцентрового проспективного регистра транскатетерной имплантации протеза аортального клапана // *Российский кардиологический журнал*. 2018. № 11. С. 77-82.
6. *Lindman B.R. et al.* Calcific aortic stenosis // *Nature Reviews Disease Primers*. 2016. Vol. 2. P. 16006.
7. *Gotzmann M. et al.* A. From pressure overload to volume overload: Aortic regurgitation after transcatheter aortic valve implantation // *American Heart Journal*. 2012. Vol. 163. № 6. PP. 903-911.
8. *Tamburino C. et al.* Incidence and predictors of early and late mortality after transcatheter aortic valve implantation in 663 patients with severe aortic stenosis // *Circulation*. 2011. Vol. 123. № 3. PP. 299-308.
9. *Moat N.E. et al.* Long-term outcomes after transcatheter aortic valve implantation in high-risk patients with severe aortic stenosis: The UK TAVI (United Kingdom Transcatheter Aortic Valve Implantation) Registry // *Journal of the American College of Cardiology*. 2011. Vol. 58. № 20. PP. 2130-2138.
10. *Rodés-Cabau J. et al.* Transcatheter aortic valve implantation: Current and future approaches // *Nature Reviews Cardiology*. 2012. Vol. 9. № 1. PP. 15-29.
11. *Athappan G. et al.* Incidence, predictors, and outcomes of aortic regurgitation after transcatheter aortic valve replacement: Meta-analysis and systematic review of literature // *Journal of the American College of Cardiology*. 2013. Vol. 61. № 3. PP. 1585-1595.
12. *Shibayama K. et al.* 3D assessment of features associated with transvalvular aortic regurgitation after TAVR: A real-time 3D TEE study // *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2016. Vol. 9. № 2. PP. 114-123.
13. *Young E. et al.* Transcatheter heart valve with variable geometric configuration: In vitro evaluation // *Artificial Organs*. 2011. Vol. 35. № 12. PP. 1151-1159.
14. *Kuettling M. et al.* In vitro assessment of the influence of aortic annulus ovality on the hydrodynamic performance of self-expanding transcatheter heart valve prostheses // *Journal of Biomechanics*. 2014. Vol. 47. № 5. PP. 957-965.
15. *Feng W. et al.* An in vitro feasibility study of the influence of configurations and leaflet thickness on the hydrodynamics of deformed transcatheter aortic valve // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 8. PP. 735-743.
16. *Scharfshwerdt M. et al.* Hemodynamics of the Edwards Sapien XT transcatheter heart valve in noncircular aortic annuli // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2014. Vol. 148. № 1. PP. 126-132.

Андрей Александрович Бойков,
аспирант, врач по рентгенэндоваскулярным
диагностике и лечению,
Центр интервенционной кардиологии,
ФГБУ «НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина» МЗ РФ,
Александра Романовна Таркова,
канд. мед. наук, мл. научный сотрудник,
ФГБУ «НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина» МЗ РФ,
Евгений Иванович Кретов,
канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник,
врач по рентгенэндоваскулярным
диагностике и лечению,
Алексей Андреевич Прохорихин,
аспирант, врач по рентгенэндоваскулярным
диагностике и лечению,
Дастан Урматович Малаев,
аспирант, врач по рентгенэндоваскулярным
диагностике и лечению,
Центр интервенционной кардиологии,
ФГБУ «НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина» МЗ РФ,
г. Новосибирск,
e-mail: fimarik@gmail.com

И.Г. Кирин

Двухканальная оптическая система доставки некогерентного излучения в осветительный канал медицинского эндоскопа

Аннотация

Рассматривается разработанная оптическая схема ввода излучения от лампы в световод осветительного канала медицинского эндоскопа. В предлагаемой оптической схеме поток излучения лампы разделяется на две части с помощью систем, состоящих из сферического зеркала и линзы. Зеркала и линзы расположены напротив друг друга симметрично относительно лампы. Далее световые потоки вводятся в промежуточные световоды через фоконы и затем объединяются в один, который далее вводится в световод осветительного канала медицинского эндоскопа. Проведенные оценки показывают, что в световод осветительного канала медицинского эндоскопа с помощью предлагаемой оптической системы можно ввести ~ 25 % излучения ксеноновой лампы.

Постановка задачи

В последнее время задача создания более совершенных современных видеоэндоскопических систем мультиспектральной (многоволновой) медицинской визуализации вновь обрела актуальность.

Исторически так сложилось, что осветители эндоскопов развивались в сторону увеличения яркости и каждый качественный скачок в их развитии был вызван появлением новых типов источников.

В последнее время в составе эндоскопических систем стали использовать светодиодные источники излучения. Эти источ-

ники света сильно не греются. По светотехническим характеристикам (поток, яркость, светоотдача) они в своем большинстве могут составить конкуренцию лампам. Значения коэффициента светоотдачи у исследованных источников света колеблются от 10 до 25 лм/Вт, цветовая температура лежит в районе 8000...9000 К, что обеспечивает в спектре излучения светодиодных источников преобладание сине-фиолетовой области, тем самым создавая предпосылки для более высокой разрешающей способности оптической системы, что подтверждено экспериментально [1].

Меньший, чем у ламп, световой поток светодиодных источников света можно отнести к их недостаткам, но это же

позволяет при высоких светотехнических характеристиках удерживать нагрев корпуса осветителя.

Использование цветных фильтров, как правило, не позволяет, изменять спектральный состав освещающих пучков, в том числе выделять узкие области спектра.

Таким образом, только отдельные светодиодные источники могут быть использованы в качестве источников света в не очень прецизионных простейших эндоскопах не очень дорогого ценового сегмента [2]-[6].

Соответственно, задача дальнейшего совершенствования осветительных систем эндоскопов, построенных на базе световодов с использованием традиционных источников света, продолжает оставаться актуальной [1], [7]-[11].

Материалы и методы

В настоящее время наметилось несколько направлений, обеспечивающих создание эффективных систем ввода излучения от некогерентных источников излучения в световоды с малыми потерями [7]-[9]. Это прежде всего методы, основанные на использовании микрооптики. Использование микрооптики, в зависимости от ее вида, позволяет обеспечить эффективность ввода 10...30 % излучения лампы в световод. Но эти методы предъявляют очень высокие требования к юстировке и фокусировке систем «микрооптика – световод». Методы, основанные на увеличении яркости источника света внутри оптической системы, предназначенной для ввода излучения лампы в световод, могут обеспечить эффективность ввода излучения лампы более 80 %. Но они требуют специальных систем охлаждения и формирования поперечного сечения светового пучка, вводимого в световод [7], [9].

В рассматриваемой работе предложен и разработан один из способов решения проблемы, состоящей в разделении оптическими элементами диаграммы направленности излучения лампы на отдельные части, с последующим вводом выделенных частей излучения в промежуточные световоды. Эти промежуточные световоды объединяются в один световод, соединяющийся в дальнейшем со световодом осветительного канала медицинского эндоскопа. Кроме того, использование фоконов в составе предлагаемой системы позволяет не только повысить эффективность ввода излучения лампы в световод осветительного канала эндоскопа, но и обеспечить комфортные условия при сборке и юстировке этой осветительной системы.

Результаты и обсуждение

На рис. 1 представлена разработанная оптическая схема такого устройства ввода излучения от некогерентного источника света в световод осветительного канала медицинского эндоскопа. Устройство рассчитано на использование ксеноновой лампы. В предлагаемой оптической схеме диаграмма направленности излучения лампы разделяется на части с помощью систем, состоящих из сферического зеркала и линзы. Зеркала и линзы расположены напротив друг друга симметрично относительно источника. Использование зеркал в системах разделения светового потока связано с тем, что увеличивается яркость источника и соответственно эффективность ввода оптического излучения в световод. Увеличение яркости объясняется тем, что лучи, идущие в направлении, противоположном световоду, отражаются, фактически увеличивая яркость излучения. Именно эта увеличенная яркость и должна рассмат-

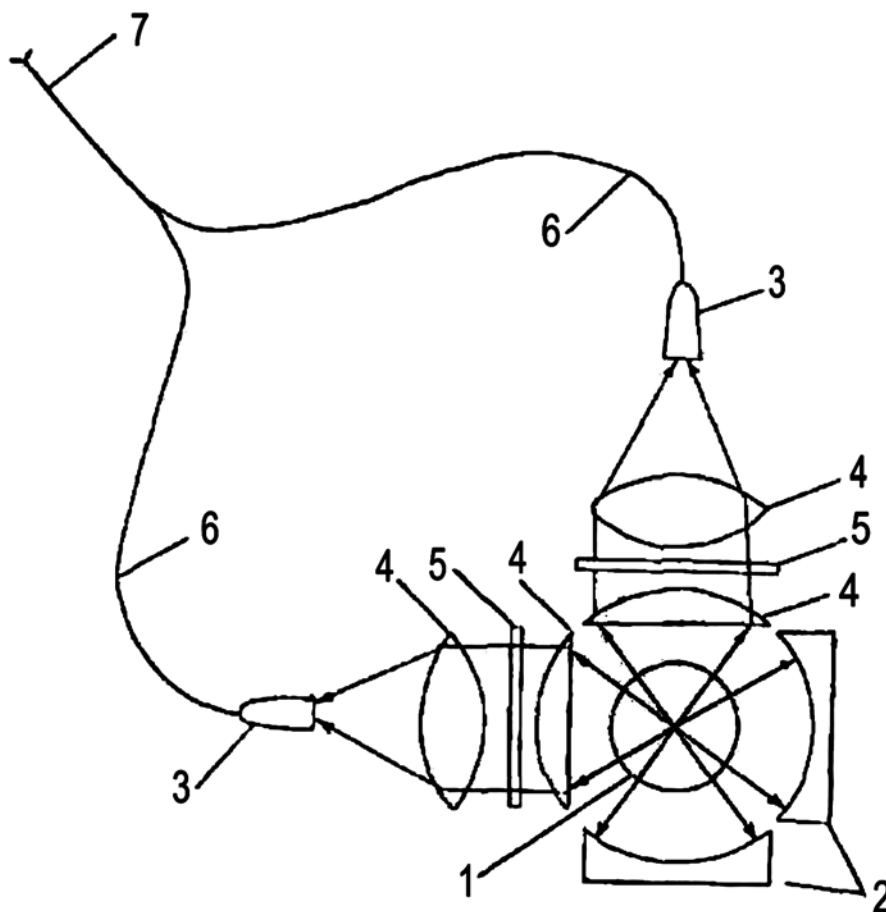


Рис. 1. Оптическая схема двухканальной оптической системы доставки некогерентного излучения в осветительный канал медицинского эндоскопа: 1 – ксеноновая лампа; 2 – сферические зеркала; 3 – фоконы; 4 – линзы; 5 – светофильтры; 6 – промежуточные световоды; 7 – световод осветительного канала медицинского эндоскопа

риваться. С целью снижения термического влияния на волоконный световод осветительного канала медицинского эндоскопа ИК-часть спектра излучения лампы отсекается. Для этого между линзами устанавливается ИК-светофильтр. Далее световой поток линзой, расположенной ближе к световоду, вводится через фокус в промежуточный световод. Возникшие таким образом два канала передачи излучения объединяются в один, который затем соединяется со световодом осветительного канала медицинского эндоскопа.

В предлагаемой схеме коэффициент ввода излучения лампы по одному из сформированных линзами и зеркалами каналов передачи излучения от лампы в промежуточный световод определяется соотношением [8]

$$\eta = \eta_s \cdot \eta_\phi, \quad (1)$$

где $\eta_s = S_B / S_{\Pi}$ – коэффициент ввода излучения по площади;

$$\eta_\phi = \frac{\int_0^{\Theta_{кр}} Q_v(\Theta) \sin \Theta d\Theta}{\int_0^{\pi/2} Q_v(\Theta) \sin \Theta d\Theta}$$

– коэффициент ввода излучения по углу; S_B – площадь, поперечного сечения волокна; S_{Π} – площадь излучающей площадки лампы; $Q(\Theta)$ – сила света; θ – угол.

В предлагаемой оптической схеме использованы фоконы, для них входная и выходная апертуры связаны соотношением [7]

$$NA_{вых} = \left(\frac{S_1}{S_2} \right)^{1/2} NA_{вх} = \left(\frac{D_1}{D_2} \right) NA_{вх}. \quad (2)$$

При $D_1 < D_2$ апертура светового пучка на выходе фокона меньше входной. Таким образом, использование фоконов в оптической схеме позволяет расширить апертурный угол той части диаграммы направленности излучения источника света, который выделяет система «зеркало – линза», и соответственно увеличить световой поток, поступающий в промежуточные световоды.

Кроме того, при расчете мощности излучения от источника света в осветительный канал медицинского эндоскопа необходимо учитывать потери энергии на поглощение в оптических элементах устройства ввода.

Таким образом, с использованием [7], световой поток от лампы, поступающий по одному из каналов оптической системы, может быть рассчитан по формуле

$$\Phi = \frac{\Phi_l \pi \left(\frac{d_1}{2} \right)^2}{\omega f_1} \left[1 - \frac{l_l^2 - 3 \left(\frac{d_1}{2} \right)^2}{8 f_1} \right] k \frac{\pi \left(\frac{d_1}{2} \right)^2}{l_l d_l I_{l,2}^2} \tau_1 \tau_2 \times \exp(-\alpha_l h_1) \exp(-\alpha_B L_{1,2}) \exp(-\alpha_2 h_2), \quad (3)$$

где Φ_l и Φ – световые потоки лампы и на торце фокона; f_1 , d_1 – фокусное расстояние линзы, расположенной ближе к лампе, и ее диаметр; l_l , d_l – длина светящегося элемента лампы и его диаметр; ω – телесный угол, под которым центр лампы виден из первой линзы; τ_1 и τ_2 – светопропускание линз; h_1 и h_2 – длина пути светового потока в линзах; α_1 и α_2 – коэффициенты поглощения стекол линз; k – коэффициент отражения сферического зеркала; α_B – коэффициент поглощения воздуха; $L_{1,2}$ – расстояние между линзами.

Оценки, проведенные по формуле (3) для ксеноновой лампы, показывают, что по одному из каналов оптической системы удается ввести в световод ~ 15 % оптического излучения от источника света. Таким образом, при использовании двух каналов, с учетом потерь при объединении промежуточных световодов в один и потерь при его соединении со световодом осветительного канала медицинского эндоскопа, в него можно ввести ~ 25 % излучения лампы.

Параметры оптической системы для практической реализации предлагаемого устройства ввода излучения от некогерентного источника света в медицинский эндоскоп представлены ниже.

Ближайшие к ксеноновой лампе линзы:

- $r_1 = 2634$ мм;
- $r_2 = -20,143$ мм;
- диаметр линз: 92,37 мм;
- материал: стекло К8; $n = 1,5163$.

Линзы, расположенные за фильтром:

- $r_1 = 55,459$ мм;
- $r_2 = -614,507$ мм;
- диаметр линз: 92,37 мм;
- материал: стекло К8; $n = 1,5163$.

Зеркало: $r = 38$ мм. Расстояние от излучающей поверхности лампы до ближайшей поверхности линзы: 19,86 мм; расстояние между линзами – 105 мм; расстояние между линзой и фокусом – 104 мм.

Параметры фоконов: длина – 5 мм; диаметр – 1,5 мм; числовая апертура – 0,25; материал – стекло ПЭГ101.

Световоды: промежуточные световоды, световод осветительного канала медицинского эндоскопа – стандартные, кварцевые, 125×50 , $NA = 0,1$.

Потери при соединении фокона с числовой апертурой 0,15 и световода с числовой апертурой 0,1 составляют – 1,2 дБ [7].

Параметры разветвителя (на рис. 1 не обозначен) для соединения промежуточных световодов со световодом осветительного канала: коэффициент ответвления – 50/50; вносимые потери – < 0,19 (класс А); неравномерность коэффициента ответвления – 0,1 дБ; производитель – НПО «ИРЭ-ПОЛЮС».

Соединение световода осветительного канала с выходом разветвителя – сварка.

Соединение промежуточных световодов с фоконами: промежуточный световод расположен в штывером разьеме для многомодовых световодов (папа); на наконечник разьема надета втулка с фоконом; посадочные поверхности наконечника и втулки выполнены с соответствующей точностью. Светофильтры: из стекла СЗС21 или СЗС23 толщиной 2...3 мм.

Реализация предлагаемой оптической системы подтвердила расчетную величину ввода излучения.

Выводы

Стандартная осветительная система для медицинского эндоскопа чаще всего представляет собой единую конструкцию, выполненную из эллиптического отражателя с интерференционным покрытием, в первом фокусе которого установлено светящееся тело – источник света, образуя тем самым лампу-светильник, а во втором фокусе эллипса размещается входной торец световодного кабеля.

Рассматриваемая работа показывает, что в световод осветительного канала медицинского эндоскопа с помощью предлагаемой оптической системы можно ввести ~ 25 % излучения ксеноновой лампы; тем самым обоснована возможность уменьшения диаметра осветительного канала, что, в свою очередь, создает возможность разработки и внедрения осветительных систем медицинских эндоскопов, построенных не на базе волоконных жгутов, а на базе световодов, и это может быть достигнуто путем усовершенствования оптических систем ввода излучения от источника света в световод.

Список литературы:

1. Васильева Ю.О. Экспериментальная оценка качества изображения светодиодных осветительных систем эндоскопов // Светотехника и электротехника. 2006. № 7-8. С. 19-22.
2. Иванов А.А. Использование светодиодной технологии в эндоскопической диагностике // Известия ЮФУ. Технические науки. 2008. № 5. С. 30-34.
3. Полищук А. Вопросы выбора мощных светодиодных ламп для светотехнических применений // Современная электроника. 2006. № 1.

4. http://www.cree.com/products/xlamp_portable_app.asp 6.
5. http://www.fraensrl.com/images/Fraen_Microscope_tuberculosis.pdf.
6. <http://www.walamp.com/lpd/index.tpl>.
7. *Кирип И.Г.* Устройство ввода излучения от некогерентного источника света в световод осветительного канала медицинского эндоскопа / В сб.: Университетский комплекс как региональный центр образования, науки и культуры. Материалы всероссийской научно-методической конференции. Министерство образования и науки РФ, ФГБОУ ВО «Оренбургский государственный университет». 2018. С. 2480-2483.
8. *Кирип И.Г.* Фотоэлектронные трансформаторы. – М.: Университетская книга, 2013. 136 с.
9. *Кирип И.Г.* Способ ввода некогерентного излучения в световод и устройство для его реализации / Патент РФ № 2654938. Опубликовано: 23.05.2018. Бюл. № 15.
10. *Ильина Н.А., Васильева Ю.О.* Светотехнический расчет волоконного осветителя для эндоскопии // ЕЛЕКТРОИнформ. 2006. № 3. С. 9-10.
11. *Васильева Ю.О.* Критерии оценки качества осветительных систем эндоскопов // СВІТЛО. 2006. № 6. С. 32-34.

*Игорь Григорьевич Кирип,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра физики и методики
преподавания физики,
ФГУП ВПО «Оренбургский
государственный университет»,
г. Оренбург,
e-mail: igkirin@rabler.ru*

С.М. Яцун, А.С. Яцун, А.Н. Рукавицын

Анализ гемодинамических показателей человека при использовании робототехнического комплекса для активной кинезиотерапии

Аннотация

Рассмотрен вопрос изменения основных гемодинамических показателей человека в покое и при активных физических нагрузках в условиях применения реабилитационного робототехнического комплекса «ExoLiteMS», разработанного для проведения активной кинезиотерапии. Используются стандартные методы клинической оценки функционального состояния организма человека в покое и при выполнении физической нагрузки.

Введение

В общей структуре заболеваемости и инвалидизации населения значительное место занимают больные, перенесшие черепно-мозговую травму, мозговой инсульт или иное заболевание, сопровождающееся двигательными нарушениями. Именно лица с двигательными нарушениями составляют значительную часть больных, не приспособленных к активной деятельности и самообслуживанию и нуждающихся в постороннем уходе. Поэтому восстановление двигатель-

ных функций является ключевым звеном реабилитации таких больных.

Программа реабилитационных мероприятий у больных с нарушениями функций опорно-двигательного аппарата (ОДА) включает в себя практически все средства и формы кинезиотерапии как основного компонента лечебно-восстановительного процесса. Регулярное систематическое многократное повторение упражнений возбуждает соответствующие двигательные клетки коры и удерживает их в состоянии функциональной активности. Физические упражнения выводят на новый уро-

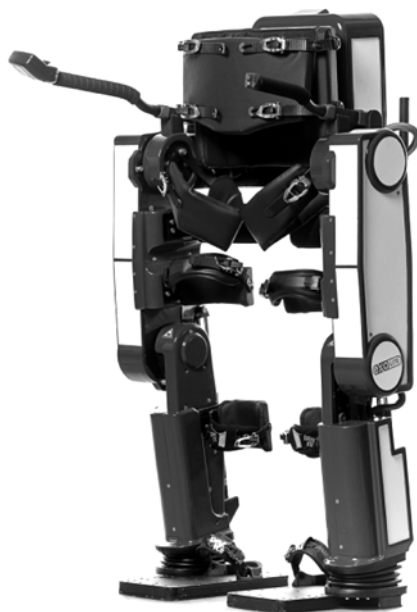


Рис. 1. Общий вид экзоскелета «ExoLiteMS»