УДК 681.586.5

**В.В. Пуртов¹, А.Ж. Сахабутдинов², И.И. Нуреев²,
О.Г. Морозов², А.Ф. Аглиуллин³**

¹ ООО «ИНФОКОМ-СПб», Санкт-Петербург, Россия

² Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ, Казань, Россия

³ ООО «Научно-производственная фирма МФС», Казань, Россия

МАЛО- И МНОГОСЕНСОРНЫЕ КАТЕТЕРЫ ДЛЯ МАНОМЕТРИИ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ НА ОСНОВЕ АДРЕСНЫХ ВОЛОКОННЫХ БРЭГГОВСКИХ РЕШЕТОК

В работе рассмотрены мало- и многосенсорные катетеры, позволяющие определять с высоким разрешением как изменения давления и температуры, так и место включения оптоволоконных чувствительных элементов на основе адресных волоконных брэгговских решеток, а также вопросы создания для них простой и недорогой системы интеррогации с параметрами зондирующих излучений, адаптированных к использованию адресных датчиков. Для малосенсорных манометров рассмотрена задача контроля верхнего и нижнего сфинктеров пищевода (по три решетки на сфинктер с расстоянием между датчиками 0,5–1 см) с помощью гауссовых адресных решеток с малым коэффициентом связи мод. Для многосенсорных катетеров рассмотрена задача контроля перистальтики кишечника (от 6 до 72 сенсоров с расстоянием между датчиками 1–2 см) с помощью плоских адресных решеток с высоким коэффициентом связи мод. Испытания катетеров проводились на специальных роботах. В качестве датчика давления использовался инсуффлятор электронный эндоскопический ИЭЭ-1/30-«ЭлеПС», способный поддерживать давление в диапазоне от 1 до 30 мм рт. ст. с погрешностью в 0,1 мм рт. ст. Сравнение проводилось с помощью опорного электронного датчика, встроенного в инсуффлятор. Максимальный разброс показаний датчика инсуффлятора и датчиков катетеров составил $\pm 0,1\%$, что удовлетворяет требованиям медицинских исследований.

Ключевые слова: оптоволоконный чувствительный элемент, адресная волоконная брэгговская решетка, манометрия высокого разрешения, катетер, давление, температура.

**V.V. Purtov¹, A.Zh. Sakhabutdinov², I.I. Nureev²,
O.G. Morozov², A.F. Agliullin³**

¹ INFOCOM-SPb, Ltd., St. Petersburg, Russian Federation

² Kazan National Research Technical University n.a. A.N. Tupolev-KAI,
Kazan, Russian Federation

³ Scientific and Production Firm MFS, Ltd., Kazan, Russian Federation

FEW AND MULTISENSOR CATHETERS FOR THE HIGH-RESOLUTION MANOMETRY ON THE BASIS OF ADDRESSED FIBER BRAGG GRATINGS

The paper considers few and multisensory catheters that allow to determine with high resolution, both pressure and temperature changes, and the place of inclusion of fiber-optic sensing elements based on addressable fiber Bragg gratings, as well as the creation of a simple and inexpensive interrogation system with probing radiation parameters, adapted to the use of address sensors. For few sensory catheters, the problem of controlling the upper and lower sphincters of the esophagus (three sensors per sphincter with a distance between the sensors of 0.5-1 cm) using Gaussian address gratings with a small mode coupling coefficient was considered. For multisensory catheters, the task of controlling intestinal motility (from 6 to 72 sensors with a distance of 1-2 cm between sensors) is considered using planar address gratings with a high mode coupling coefficient. The catheters were tested on special robots. As the pressure setting device, an endoscopic electronic insulator IEE-1/30-ElePS was used, capable of maintaining a pressure in the range of 1 to 30 mmHg with an error of 0.1 mmHg. The comparison was carried out using a reference electronic sensor, built in insufflator. The maximum scatter of the insufflator sensor and catheter sensors was $\pm 0.1\%$, which meets the requirements of medical research.

Keywords: fiber-optic sensing element, addressable fiber Bragg grating, high-resolution manometry, catheter, pressure, temperature.

Введение

Волоконно-оптические датчики (ВОД) положительно зарекомендовали себя в различных биологических и медицинских исследованиях [1–5]. Отдельные разработки ВОД весьма миниатюрны, имеют внешний диаметр рабочей части менее 100 мкм, что открывает возможность их применения в составе имплантируемых медицинских устройств и миниатюрного инструментария для задач нейрохирургии, при томографических исследованиях внутренних органов тела человека [1–3] и т.д. Наиболее широко применяются ВОД в медицине [4]: измерение температуры и давления. ВОД используются для измерения температуры в процессах лазерной, радиочастотной и микроволновой гипертермии в онкологии, термической абляции и термопластики тканей, внутрисосудистого контроля температуры коагуляции вен при варико-

зе в флебологии и т.д. В медицинской эндоскопии предложены различные инструменты с встроенными ВОД давления, инструменты такого рода перспективны для задач неинвазивных внутриполостных хирургических операций [5].

Наибольший интерес и особое внимание сегодня уделяются разработке катетеров на базе ВОД давления для реализации методов манометрии высокого разрешения (подразумевается пространственное разрешение в катетерах, где датчики расположены через 1–2 см) [6–9]. Развитие коммерческого рынка и обзор научных публикаций свидетельствуют об актуальности последней темы в плане как общих вопросов применения оптических технологий для решения задач медицины, так и комплексированности применения ВОД, которые строятся в основном на волоконных брэгговских решетках (ВБР), для измерения одновременно нескольких параметров физических полей (давления, температуры и т.д.) [10–12].

Следует отметить, что, несмотря на наличие множества решений по созданию катетеров для манометрии высокого разрешения с различным числом используемых ВОД (от 6 до 72 ВБР), все они опираются в основном на очень сложную и дорогостоящую аппаратуру спектральной интеррогации. Кроме того, основной особенностью ВБР является существенная мультипликативная зависимость их характеристик от температуры и механических деформаций. При отрицательных обстоятельствах изменение температуры и деформаций может привести к значительному искажению получаемой информации и, таким образом, потере информации и снижению качества лечения пациентов. Особо следует выделить, что причиной потери информации могут быть каскадность включения ВБР в катетере и их спектральное перекрытие [13].

В условиях современного развития манометрии высокого разрешения катетер и его элементы используются на различных уровнях обследования и лечения пациента как в системах оперативного, так и длительного наблюдения. Поэтому на первый план выходит подход к катетеру как к информационно-измерительной системе, решающей задачу воспроизводимых измерений спектральных характеристик каждого ВОД в малосенсорных или многосенсорных топологиях. При этом немаловажным является возможность использования ВОД для измерения не только давления, но и температуры с целью

ее контроля, а также компенсации ее влияния на данные манометрии [14–18].

Измерительный подход позволил разработать ряд более дешевых и простых, но высокоточных сенсорных волоконно-оптических систем интеррогации, в которых используются специальные двух-, трех- и четырехчастотные зондирующие излучения, представленные и названные в работах научной школы КНИТУ – КАИ полигармоническими или маломодовыми и относятся к радиофотонным [19–21]. В отличие от других радиофотонных способов зондирования, которым посвящен ряд работ зарубежных авторов: T. Weaver, G. Gagliardi, I. Bennion, J. Yao и др., их преимущество заключается в том, что при изменении параметров физических полей измеряется не неизвестная формируемая радиочастота, а параметры изменившихся составляющих известной радиочастоты, внесенной заранее в сигнал зондирования [19].

На опыте применения этих методов созданы однотипные (имеющие одну и ту же брэгговскую длину волны) спектрально-адресные ВБР [22], которые одновременно являются и датчиками, и элементами мультиплексора – содержат в своей структуре два сверхузких окна прозрачности (два симметричных фазовых π -сдвига [23–24]), разнесенных на уникальную для каждой решетки частоту, которые формируют выходное двухчастотное излучение при зондировании решетки широкополосным излучением. Пропущенные через линейный фильтр «амплитуда–давление» данные составляющие на выходе фотоприемника формируют огибающую биений на уникальной частоте, амплитудные параметры которой несут информацию об измеряемом давлении (или температуре) [25].

В приложениях волоконно-оптической манометрии высокого разрешения адресные решетки и методы обработки получаемой с них информации не использовались. Поэтому основное внимание в данной статье будет уделено вопросам разработки спектрально-адресных ВБР для мало- и многосенсорных катетеров, позволяющих определять с высоким разрешением как изменения давления и температуры, так и место включения ВБР, а также созданию для них простой и недорогой системы интеррогации с параметрами зондирующих излучений, адаптированных к использованию адресных датчиков.

1. Малосенсорный катетер для контроля сфинктеров пищевода

Постановка задачи исследований сформулирована как задача контроля верхнего и нижнего сфинктеров пищевода (по три решетки на сфинктер с расстоянием между датчиками 0,5–1 см, рис. 1, слева) [26]. Контур ВБР с малым коэффициентом связи мод и спектрально-адресной информацией, определенной двумя симметричными π -сдвигами, записанными в ней, показана на рис. 1, справа.

Рис. 1. Схема установки малосенсорного катетера (а) [7] и спектральная характеристика, используемых в нем ВБР с малой связью мод (б) [22]

Схема исследования и ее элементы для контроля давления в сфинктерах с измерением на проход показана на рис. 2.

Рис. 2. Схема интеррогатора: 1 – широкополосный лазерный источник, излучающий диапазон частот, соответствующий ширине хождения 2π -ВБР; 2 – 2π -ВБР – волоконная решетка Брэгга с двумя симметричными фазовыми π -сдвигами; 3 – наклонный линейный фильтр; 4 – фотоприемник; 5 – модуль аналого-цифрового преобразования

Оптоэлектронная схема опроса 2 π -ВБР, построенная на анализе прохождения оптического сигнала, была промоделирована в пакете OptiSystem 7.0 (рис. 3).

Рис. 3. Схема интеррогатора в среде OptiSystem 7.0

При моделировании оптоэлектронной схемы (рис. 4) использовался источник широкополосного лазерного излучения (1) CWLaser с центральной длиной волны 1500 нм, спектр которого приведен на рис. 4, а.

Рис. 4. Оптический сигнал (а–с), электрический сигнал фотоприемника (д) и его спектр (е) после фотоприемника при моделировании оптоэлектронной схемы опроса 2 π -ВБР на прохождение в среде Opti System 7.0 (см. также с. 316)

Рис. 4. Окончание

Излучение от лазерного источника *1* проходит через частотный прямоугольный фильтр *2* Rectangle Optical Filter с шириной пропускания 2 нм, который обрезает спектр излучения до необходимой ширины возможного диапазона изменения положения решетки от давления (см. рис. 4, б). Оптическое излучение с выхода частотного фильтра *2* по-

дает на волоконную решетку Брэгга с двумя фазовыми π -сдвигами 3 2π -ВБР. Математическая модель 2π -ВБР специально создана в программе Opti Grating 4.2 и соответствует параметрам, приведенным на рис. 1, с уникальной разностной частотой между фазовыми π -сдвигами в 37,55 ГГц. Спектральная характеристика исходного излучения после прохождения 3 2π -ВБР приведена на рис. 4, в, где хорошо видны две частотные составляющие оптического сигнала равной амплитуды.

В качестве линейного «косого» фильтра использовался левый склон трапецеидального фильтра 4 Trapezoidal Optical Filter. После прохождения линейного «косого» фильтра 4 амплитуды частотных составляющих 2π -ВБР асимметрично изменяются (см. рис. 4, г). Результирующее оптическое излучение принимается на фотоприемнике 5 Photodetector PIN и анализируется на анализаторе спектра электрического сигнала 6 RF Spectrum Analyzer, а сам сигнал показан на 7 Oscilloscope Visualizer. Форма электрического сигнала с фотоприемника приведена на рис. 4, д, а его спектр приведен на рис. 4, е. На анализаторе спектра электрического сигнала с фотоприемника хорошо видна уникальная частота, возникающая в результате комбинации частот на фотоприемнике, которая соответствует разностной адресной частоте 2π -ВБР датчика, равной 37,55 ГГц.

Отметим отдельно, что применение линейного «косого» фильтра обеспечивает удовлетворение второго требования метода. Комбинация отношений амплитуд отклика от левой и правой составляющих фазовых сдвигов 2π -ВБР обеспечивает возможность определения положения 2π -ВБР относительно неподвижного «косого» частотного фильтра – «амплитуда–давление».

Рассмотрим вопросы температурной компенсации измерений. Для этого в группу из трех сфинктерных датчиков давления введен датчик температуры, который изолирован от воздействия давления жесткой оболочкой. Температурная компенсация решается следующим образом.

В этом случае каждой спектрально-адресной ВБР с разносом частот f_1 и f_2 ставится в соответствие какой-либо из физических параметров и проводится дополнительная процедура вычислений по следующим алгоритмам.

Выходные сигналы U_{R_1} и U_{R_2} для огибающих на промежуточных частотах описываются следующими выражениями:

$$U_{R_1} = \delta_{T_1}(f_1)T + \delta_{P_1}(f_1)P, \quad (1)$$

$$U_{R_2} = \delta_{T_2}(f_2)T + \delta_{P_2}(f_2)P, \quad (2)$$

где $\delta_{T_1}(f_1), \delta_{P_1}(f_1), \delta_{T_2}(f_2), \delta_{P_2}(f_2)$ – известные коэффициенты на измерительных характеристиках, соответствующие разнесенным частотам f_1 и f_2 .

Отсюда:

$$T = \frac{U_{R_1}\delta_{P_2}(f_2) - U_{R_2}\delta_{P_1}(f_1)}{\delta_{T_1}(f_1)\delta_{P_2}(f_2) - \delta_{T_2}(f_2)\delta_{P_1}(f_1)}, \quad (3)$$

$$P = \frac{U_{R_2}\delta_{T_1}(f_1) - U_{R_1}\delta_{T_2}(f_2)}{\delta_{T_1}(f_1)\delta_{P_2}(f_2) - \delta_{T_2}(f_2)\delta_{P_1}(f_1)}. \quad (4)$$

Эти математические вычисления выполняются в программном блоке обработки и позволяют одновременно получить значения параметров температуры и давления в зоне расположения спектрально-адресных ВБР и исключить влияние температуры из информации по давлению.

Проведенная оценка основных методических погрешностей измерений амплитудных параметров огибающей с учетом ее квазигармонического характера и оптомеханики ВБР позволила определить значение погрешности измерений в $\pm 0,1$ пм, что на порядок меньше, чем требуемая величина для манометрии высокого разрешения, достижимая с помощью известных спектральных или векторных методов измерений.

Таким образом, была смоделирована и решена задача малосенсорных манометрических измерений с высоким разрешением и компенсацией температуры на примере мониторинга сфинктеров пищевода с помощью спектрально-адресных ВБР.

2. Многосенсорный катетер для контроля перистальтики кишечника

Постановка задачи исследований была сформулирована как задача контроля перистальтики кишечника (от 6 до 72 сенсоров с расстоянием между датчиками 1–2 см (рис. 5, а) [6, 26].

а

б

Рис. 5. Схема установки многосенсорного катетера (а) [6] и спектральная характеристика, используемых в нем ВБР с сильной связью мод (б)

Контур ВБР с высоким коэффициентом связи мод и спектрально-адресной информацией, определенной двумя симметричными π -сдвигами, записанными в ней, показан на рис. 5, б.

Схема исследования для контроля давления в кишечнике при работе спектрально-адресных решеток на отражение показана на рис. 6.

Оптоэлектронная схема опроса 2 π -ВБР, построенная на анализе прохождения оптического сигнала, была промоделирована в пакете Opti System 7.0.

Рис. 6. Принципиальная оптоэлектронная схема опроса 2 π -ВБР на отражении сигнала

Модель оптоэлектронной схемы и результаты моделирования приведены на рис. 7–8 соответственно. Используем 2π -ВБР с коэффициентом отражения порядка 10 %.

Непрерывное широкополосное лазерное излучение с лазерного источника 1 CWLaser (см. рис. 8, а) проходит через прямоугольный частотный фильтр 2 Rectangle Optical Filter и формирует прямоугольное излучение с шириной, эквивалентной ширине опроса 2π -ВБР. Излучение заданной спектральной ширины попадает на адресную волоконную решетку Брэгга 3 2p-FBG (forward), определенную параметрами моделирования (см. рис. 5) с адресной разностной частотой 37,55 ГГц.

Рис. 7. Принципиальная оптоэлектронная схема опроса 2π -ВБР на отражение сигнала

Адресная волоконная решетка Брэгга 3 формирует двунаправленное излучение светового потока – прошедшее через 2π -ВБР и отраженное от него. *Отраженное* от 3 2π -ВБР (forward) излучение пропускается на оптоволоконный аттенюатор 9 OpticalAttenuator, который описывает снижение мощности светового потока в 20 дБ, эквивалентное 10 % мощности отраженного сигнала.

Рис. 8. Оптические спектры (*a–г*), электрический сигнал (*д*) и его спектр (*е*) после фотоприемника при моделировании оптоэлектронной схемы опроса 2π-ВБР на отражение сигнала в OptiSystem 7.0

Прошедшее через 3 2 π -ВБР (forward) излучение пропускается через оптоволоконный аттенюатор 4 Optical Attenuator (1 дБ), который описывает снижение мощности светового потока в 1 дБ, эквивалентное прохождению 90 % мощности сигнала. Прошедший через 3 2 π -ВБР (forward) сигнал отражается от оптоволоконного зеркала 5 Reflector со 100%-ным коэффициентом отражения и проходит в обратную сторону через 2 π -ВБР. Обратный проход отраженного света моделирует 7 2 π -ВБР (back) с теми же параметрами, что и 3 2 π -ВБР (forward), после которого стоит оптоволоконный аттенюатор 8 Optical Attenuator (1 дБ).

Отраженное от 2 π -ВБР и *прошедшее* через него излучение складывается на оптоволоконном соединителе (10) PowerCombiner и направляется на линейный косой фильтр, в качестве которого используется левый склон трапецеидального фильтра 11 Trapezoidal Optical Filter. Результирующее излучение принимается на фотоприемнике 12 Photodetector PIN с визуализацией сигнала на 13 Oscilloscope Visualizer и спектральным анализатором 14 RF Spectrum Analyzer.

Прошедшее через 3 2 π -ВБР (forward) излучение (OSA-2-3) и отраженное от него (OSA-2-7) излучение приведены на рис. 4, а и б соответственно. Как хорошо видно, мощность прошедшего излучения во много раз превосходит мощность отраженного. Прошедшее через 3 2 π -ВБР (forward) излучение повторно проходит через 2 π -ВБР (7 2 π -ВБР (back) и аттенюатор 8 OpticalAttenuator (1 дБ)) и обеспечивает двухчастотное адресное излучение (см. рис. 4, в) (OSA-2-8). Линейный косой фильтр 11 TrapezoidalOpticalFilter вносит требуемую асимметрию в амплитуды сигнала, после чего амплитуды зондирующего сигнала принимают вид, как на рис. 4, г (OSA-2-9).

Результирующее оптическое излучение принимается на фотоприемнике 12 Photodetector PIN и анализируется на анализаторе спектра электрического сигнала 14 RF Spectrum Analyzer, а сам сигнал показан на 13 Oscilloscope Visualizer. Форма электрического сигнала с фотоприемника приведена на рис. 4, д, а его спектр приведен на рис. 4, е. На анализаторе спектра электрического сигнала с фотоприемника хорошо видна частота, возникающая в результате сложения частот фазовых сдвигов на фотоприемнике, соответствует разностной адресной частоте 2 π -ВБР датчика – 37,55 ГГц.

В результате математического моделирования оптоэлектронных схем было показано, что предложенные оптоэлектронные схемы могут

быть реализованы и применены для опроса датчика на основе 2 π -ВБР как на прохождение, так и на отражение оптического сигнала.

Далее представлено схемное решение для множества датчиков. Применяются решетки с различным разнесом и разной шириной спектра. При этом разнос находится в зоне, не перекрытой предыдущей решеткой. В этом случае акцент ставится на том, что разнос температур составляет от горлового канала до анального около 1–2 град, что соответствует 20 пм. Таким образом каждая решетка по ширине должна отличаться от предыдущей до на 0,1 нм. С верхней стороны число датчиков будет определяться полосой пропускания фотоприемника. Таким образом, при полосе фотоприемника в 60 ГГц, что составляет 0,5 нм таких датчиков, их может быть 5. Для увеличения количества датчиков может быть использованы топология «звезда» и спектрально-адресные датчики на другой длине волны с применением концепции WDM.

Оценка основных методических погрешностей измерений амплитудных параметров огибающей с учетом ее квазигармонического характера и оптомеханики ВБР позволила определить значение погрешности измерений в $\pm 0,2$ пм, что на порядок меньше, чем требуемая величина для манометрии высокого разрешения, достижимая с помощью известных спектральных или векторных методов измерений.

Таким образом, была смоделирована и решена задача многосенсорных манометрических измерений с высоким разрешением и компенсацией температуры на примере мониторинга кишечника с числом датчиков до 72.

3. Практические рекомендации по проектированию катетеров для манометрии высокого разрешения

Для изготовления катетеров волокна с записанными спектрально-адресными ВБР были введены на специальном оборудовании фирмы НПФ МФС (г. Казань) внутрь полимерной трубки с материалом, имеющим свойства силиконов и термопластов ($E = 0,05$ кН/мм², для волокна $E = 70$ кН/мм²). Такие материалы доступны для медицинских целей и устойчивы к стерилизации и дезинфекции.

Минимальное расстояние между двумя спектрально-адресными ВБР составляет 10 мм, а коэффициент отражения – 10 % на решетку в первом окне прозрачности волокна и 40 % на решетку в третьем окне

прозрачности волокна, определенного для телекоммуникационных систем связи.

Спектрально-адресные ВБР были записаны нами в лаборатории волоконно-оптических технологий НИИ ПРЭФЖС (КНИТУ-КАИ, г. Казань) путем перемещения волокна через зону записи. Применяемая установка для производства ВБР показана на рис. 9, а.

а

б

Рис. 9. Установка для записи ВБР (а), установленная в НИИ ПРЭФЖС, и частотная характеристика, записанной спектрально-адресной ВБР (б)

Луч эксимерного лазера (НГУ, г. Новосибирск) излучал импульсы с энергией около 50 мДж/импульс на длине волны 248 нм. Луч пропущался через делитель мощности 50/50, и два разделенных луча перенаправлялись с помощью 2 зеркал интерферометра Тальбота на волокно, где образовывалась стоячая волна, приводящая к постоянной периодической модуляции показателя преломления внутри сердечника волокна. Места ввода симметричных фазовых π -сдвигов формировались предварительно методом последовательного скалывания волокна и дальнейшей сварки, что не позволяло формироваться в месте скола/сварки интерференционным изменениям показателя преломления. Этот процесс требует использования типов стекловолокна с оптимизированными легирующими композициями и уровнями. Адекватные составы материалов содержат легирование церием и/или германием и проходят процесс насыщения водородом. Частотная характеристика записанной идеальной решетки показана на рис. 9, б. Практически получены решетки с существенными искажениями, что требует дальнейшей отладки технологии записи.

Локальное давление приводит к деформации трубки и изменяет эффективный период оптической решетки. Эти изменения могут быть обнаружены как вариация отраженной длины волны брэгговской решетки или амплитудных параметров огибающей биений на частоте спектрально-адресной ВБР. Поскольку каждый датчик имеет свою уникальную частоту, несколько датчиков могут быть интегрированы и мультиплексированы в линию в одном измерительном волокне. Оценить точность катетера можно с помощью модели заполненной жидкостью ячейки. Для диаметра катетера, много большего диаметра волокна, получаем для напряжения ϵ :

$$\epsilon = \frac{\rho A_{cat}}{A_{fib} E_{fib} + A_{fil} E_{fil}} \approx \rho \left(E_{fib} \frac{A_{fib}}{A_{cat}} E_{fil} \right)^{-1}, \quad (5)$$

где ρ – внешнее давление; A_{cat} , A_{fib} – площадь поперечного сечения катетера и волокна; E_{fib} , E_{fil} – коэффициенты эластичности волокна и мягкого покрытия катетера соответственно.

Расширение волокна может быть затем измерено как сдвиг длины волны брэгговской решетки волокна от центральной длины волны или в единицах смещения амплитудных параметров огибающей:

$$\lambda_{Br} = 0,78\lambda_{Br} \in, \quad (6)$$

где λ_{Br} – брэгговская длина волны отражения несмещенной решетки (1550 или 850 нм в первом и третьем окнах прозрачности).

Уравнение (5) показывает, что чувствительность может быть оптимизирована с помощью выбора более тонкого волокна и большего диаметра катетера. Через уравнения (5) и (6) можно оценить сдвиг длины волны около 1 пм/мбар. Это значение соответствует разрешающей способности системы интеррогации.

Важно учесть возможности совмещенной калибровки датчиков давления и температуры для исключения влияния на показания манометрии. В результате получим частный случай полинома пятой степени относительно x и y для аппроксимации давления через смещения центральных длин волн датчиков температуры и давления ($x = \Delta\lambda_T$, $y = \Delta\lambda_P$) или показателей амплитудных параметров огибающей:

$$P = F(x, y, b_k) = \begin{cases} c_{2,3} \cdot x^2 \cdot y^3 + c_{2,2} \cdot x^2 \cdot y^2 + c_{2,1} \cdot x^2 \cdot y^1 + c_{2,0} \cdot x^2 + \\ + c_{1,3} \cdot x \cdot y^3 + c_{1,2} \cdot x \cdot y^2 + c_{1,1} \cdot x \cdot y^1 + c_{1,0} \cdot x + \\ + c_{0,3} \cdot y^3 + c_{0,2} \cdot y^2 + c_{0,1} \cdot y + c_{0,0}. \end{cases} \quad (7)$$

В соотношении (7) x и y представляют собой смещения центральных длин волн датчиков температуры и давления, выраженные через амплитудные параметры огибающей уникальной частоты датчиков, а коэффициенты $\{c_{m,n}\}$, $m = \{2, 1, 0\}$, $n = \{3, 2, 1, 0\}$ находятся из условий калибровки датчика давления. Для нахождения коэффициентов $\{c_{m,n}\}$, $m = \{2, 1, 0\}$, $n = \{3, 2, 1, 0\}$ был использован метод наименьших квадратов, так, чтобы поверхность (7) максимально точно описывала поведение датчика давления при различных наборах температуры и давления в диапазоне измерений. Показано, что максимальная погрешность аппроксимации температуры составила 0,03 % от полной шкалы измерения температуры (40 °C). Максимальная погрешность аппроксимации давления – 0,08 % от полной шкалы измерения давления (100 мм рт. ст.).

Испытания катетеров проводились на специальных стендах (рис. 10). В качестве датчика давления использовался инсуффлятор электронный эндоскопический ИЭЭ-1/30-«ЭлеПС», способный под-

Рис. 10. Проверка разработанных манометров с помощью инсuffлятора на калиброванных объектах контроля

держивать давление в диапазоне от 1 до 30 мм рт. ст. с погрешностью в 0,1 мм рт. ст. Сравнение проводилось с помощью датчика, встроенного в инсuffлятор. Максимальный разброс показаний датчика инсuffлятора и датчиков катетера составил $\pm 0,1\%$, что удовлетворяет требованиям медицинских исследований.

Заключение

Совокупность результатов проведенных научных исследований можно квалифицировать как решение актуальной научно-технической задачи улучшения метрологических и технико-экономических характеристик катетеров для манометрии высокого разрешения на основе применения в них спектрально-адресных однотипных ВБР с двумя симметричными фазовыми π -сдвигами и способов и средств радиофотонной обработки информации, полученной с них.

На основе систематизации и анализа информации о существующих и перспективных волоконно-оптических катетерах для манометрии высокого разрешения определены возможные пути улучшения их метрологических и технико-экономических характеристик. Показано, что дальнейшее развитие медицинских систем указанного класса может быть основано на использовании применения в них однотипных спектрально-адресных ВБР с двумя симметричными фазовыми π -сдвигами, а также простых и дешевых в реализации способов их радиофотонной интерогации, которые должны быть специально разработаны с учетом процедур прецизионного измерительного преобразования по амплитудным параметрам огибающей биений спектральных составляющих зондирующего излучения, прошедших через окна прозрачно-

сти ВБР, в случаях мало- (сфинктеры пищевода) и многосенсорных (кишечник) приложений.

По результатам анализа прохождения широкополосного зондирующего излучения через окна прозрачности классической гауссовской ВБР с малым коэффициентом связи мод по разности амплитуд его составляющих и параметрам огибающей их биений [27–30] впервые предложен способ измерения давления и температуры, в том числе для компенсации последней в манометрии. Дано его теоретическое обоснование. Оценка основных методических погрешностей измерений амплитудных параметров огибающей с учетом ее квазигармонического характера и оптомеханики ВБР позволила определить значение погрешности измерений в $\pm 0,1$ пм, что на порядок меньше, чем требуемая величина для манометрии высокого разрешения, достижимая с помощью известных спектральных или векторных методов измерений.

Исследование оптомеханики плоских ВБР с высоким коэффициентом связи мод и анализа прохождения широкополосного излучения через них по разности амплитуд их составляющих и амплитудным параметрам огибающих биений [27–30] показали возможность применения способа для многосенсорных катетеров для манометрии высокого разрешения. Дано теоретическое обоснование вариантов реализации способа. Проведены вычислительные и физические эксперименты указанных вариантов, которые показали, что реально достижимая погрешность измерений при работе в условиях маломеняющихся температур составляет около $\pm 0,1$ пм. При этом не требуется сложной дорогостоящей аппаратуры спектрального или векторного анализа, а измерения проходят на частоте огибающей биений, которая лежит в области минимальных шумов фотоприемника, что позволяет получить выигрыш по отношению сигнал/шум измерений в 3–5 раз.

На базе анализа оптомеханики спектрально-адресных ВБР и синтезированных способов разработаны и созданы катетеры для манометрии высокого разрешения и макет интеррогатора для их опроса, калибровки и контроля. Разработаны практические рекомендации по проектированию катетеров, включая алгоритмы радиофотонной обработки информации с них.

Список литературы

1. Королев В.А., Потапов В.Т. Волоконно-оптические датчики для внутрисосудистого применения в медицине // Вестник новых медицинских технологий. – 2009. – Т. XVI, № 2. – С. 148–150.
2. Королев В.А., Потапов В.Т. Волоконно-оптические датчики температуры и давления в биомедицине // Вестник новых медицинских технологий. – 2011. – Т. XVIII, № 3. – С. 256–258.
3. Optical fibre pressure sensors in medical applications / S. Poeggel, D. Tosi, D. Duraibabu, G. Leen, D. McGrath, E. Lewis // Sensors. – 2015. – № 15. – P. 17115–17148.
4. Fiber Bragg Grating for temperature monitoring during medical radiofrequency treatments / G. Palumbo, A. Iadicicco, D. Tosi, P. Verze, N. Carlomagno, V. Tammaro, J. Ippolito, S. Campopiano // Procedia Engineering. – 2016. – Vol. 168. – P. 1308–1311.
5. Optical device for endoscope / S.V. Alekseenko, A.R. Evseev, P.Y. Belousov, A.P. Belousov, L. Diamant, Yu.N. Dubnistchev, D.M. Markovich, V.G. Meledin, A.V. Staroha // International application WO 03/103482 A1. – 15.05.2003. – 23 p.
6. Bueley C., Wild P.M. A flexible, highly sensitive catheter for high resolution manometry based on in-fibre Bragg gratings // Meas. Sci. Technol. – 2013. – Vol. 24. – P. 094003.
7. Fiber bragg grating arrays for high resolution manometry / M. Becker, M. Rothhardt, S. Voigt, A. Teubner, T. Lupke, C. Thieroff, C. Chojetzki, H. Bartelt // Proc. of SPIE. – 2009. – Vol. 7503. – P. 75037A.
8. Belleville C., VanNeste R., Bussiere S. A fiber optic pressure sensor for catheter use // European patent application EP 3141881 A1. – 15.03.2017. – Bull. 11. – 22 p.
9. Fiber Bragg grating-based pressure transducer catheter / K.M. Bueche, T. Daugherty, D. Nevrla, G.P. Kern // US Patent Application Publication № US 2016/0331926 A1. – 17.05.2016. – 10 p.
10. Bragg grating-based fibre optic sensors in structural health monitoring / M.D. Todd, J.M. Nichols, T. Trickey, M. Seaver, C.J. Nichols // Phil. Trans. R. Soc. A. – 2007. – Vol. 365. – P.317–343.
11. Richards-Kortum R.R. Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy // Journal of Biomedical Optics. – 2003. – Vol. 8, № 1. – P. 121–147.
12. FISO-LSBrochure. – URL: harvardapparatus.com.

13. Rajan G., Semenova Y., Farrell G. Analysis and performance evaluation of an all-fiber wide range interrogation system for a Bragg grating sensor array // *Journal of optics A: pure and applied optics*. – 2009. – Vol. 11. – P. 054004.
14. Нуреев И.И. Постановка задач калибровки совмещенных датчиков давления и температуры // *Нелинейный мир*. – 2015. – Т. 13, № 8. – С. 26–31.
15. Процедура решения задач калибровки совмещенных датчиков давления и температуры / А.Ж. Сахабутдинов, Д.Ф. Салахов, И.И. Нуреев, О.Г. Морозов // *Нелинейный мир*. – 2015. – Т. 13, № 8. – С. 32–38.
16. Han Ming, Guo Fawen, Lu Yongfeng. Optical fiber refractometer based on cladding-mode Bragg grating // *Optics letters*. – 2010. – Vol. 35, № 3. – P. 399–401.
17. Surface-relief fiber Bragg gratings for sensing applications / K.H. Smith, B.L. Ipson, T.L. Lowder, A.R. Hawkins, R.H. Selfridge, S.M. Schultz // *Applied Optics*. – 2006. – Vol. 45, № 8. – P. 1669–1675.
18. Highly sensitive detection of microbending in single-mode fibers and its applications / Atsushi Nakamura, Keiji Okamoto, Yusuke Koshikiya, Hiroshi Watanabe, Tetsuya Manabe // *Optics express*. – 2017. – Vol. 25, No. 5. – P. 5742–5748.
19. Нуреев И.И. Радиофотонные полигармонические системы интеррогациикомплексированных датчиков на основе волоконных брэгговских решеток. Ч. 1: Радиофотонные полигармонические методы зондирования // *Прикладная фотоника*. – 2016. – Т. 3, № 3. – С. 193–220.
20. Нуреев И.И. Радиофотонные полигармонические системы интеррогациикомплексированных датчиков на основе волоконных брэгговских решеток. Ч. 2: Единое поле комплексированных датчиков // *Прикладная фотоника*. – 2016. – Т. 3, № 3. – С. 221–251.
21. Нуреев И.И. Радиофотонные полигармонические системы интеррогациикомплексированных датчиков на основе волоконных брэгговских решеток. Ч. 3: Полигармонические системы интеррогациикомплексированных волоконно-оптических датчиков // *Прикладная фотоника*. – 2017. – Т. 4, № 2. – С. 139–170.
22. Волоконные брэгговские решетки с двумя фазовыми сдвигами как чувствительный элемент и инструмент мультиплексирования сенсорных сетей / Р.Ш. Мисбахов, Р.Ш. Мисбахов, О.Г. Морозов, И.И. Нуреев, А.А. Кузнецов, А.Ж. Сахабутдинов, В.И. Артемьев,

В.В. Куревин, В.В. Пуртов // Инженерный вестник Дона. – 2017. – Т. 46, № 3. – С. 24.

23. Pulse shaping with a phase-shifted fiber Bragg grating for anti-symmetric pulse generation / G. Curatu, S. LaRochelle, C. Paré, P.-A. Bélanger // Proc. of SPIE. – Vol. 4271. – P. 4271–30.

24. Temporal differentiation of optical signals using a phase-shifted fiber Bragg grating / N.K. Berger, B. Levit, B. Fischer, M. Kulishov, D.V. Plant, J. Azaña // Optics express. – 2007. – Vol. 15, No. 2. – P. 371–381.

25. Волоконно-оптический термометр: пат. № 179264 Рос. Федерация / О.Г. Морозов, И.И. Нуреев, В.И. Артемьев, А.А. Кузнецов, Г.А. Морозов, А.Ж. Сахабутдинов, Р.Ш. Мисбахов, В.В. Пуртов, С.В. Феофилактов, В.А. Иваненко, В.Н. Алексеев, А.И. Галимова; заявл. 14.11.2017. Бюл. № 13. – 11 с.

26. Measurement of muscular activity associated with peristalsis in the human gut using fiber Bragg grating arrays / J.W. Arkwright, N.G. Blenman, I.D. Underhill, S.A. Maunder, N.J. Spencer, M. Costa, S.J. Brookes, M.M. Szczesniak, P.G. Dinning // IEEE sensors journal. – 2012. – Vol. 12. – № 1. – P. 113–117.

27. Алюшина С.Г., Морозов О.Г., Нуреев И.И. Полигармонические методы определения температуры на абонентских узлах пассивных оптических сетей // Научно-технический вестник Поволжья. – 2014. – № 2. – С. 77–81.

28. Оптико-электронные системы измерения мгновенной частоты радиосигналов с амплитудно-фазовым модуляционным преобразованием оптической несущей / О.Г. Морозов, Г.А. Морозов, М.Р. Нургазизов, А.А. Талипов // Прикладная фотоника. – 2014. – № 2. – С. 5–23.

29. Сахабутдинов А.Ж., Нуреев И.И., Морозов О.Г. Уточнение положения центральной длины волны в рб в условиях плохого соотношения сигнал/шум // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. – 2015. – Т. 18. – № 3–2. – С. 98–102.

30. Катетер для манометрии высокого разрешения на основе однотипных волоконных решеток Брэгга / В.В. Пуртов, О.Г. Морозов, И.И. Нуреев, А.Ф. Аглиуллин, В.И. Артемьев // Научно-технический вестник Поволжья. – 2016. – № 4. – С. 92–95.

References

1. Korolev V.A., Potapov V.T. Volokonno-opticheskie datchiki dlya vnutripolostnogo primeneniya v meditsine [Fiber-optic sensors for intracavitary medical use]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2009, vol. XVI, 2, pp. 148-150.
2. Korolev V.A., Potapov V.T. Volokonno-opticheskie datchiki temperatury i davleniya v biomeditsine. [Fiber-optic temperature and pressure sensors in biomedicine]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2011, vol. XVIII, no. 3, pp. 256-258.
3. Poeggel S., Tosi D., Duraibabu D., Leen G., McGrath D., Lewis E. Optical fibre pressure sensors in medical applications. *Sensors*, 2015, no. 15, pp. 17115-17148.
4. Palumbo G., Iadicicco A., Tosi D., Verze P., Carlomagno N., Tammaro V., Ippolito J., Campopiano S. Fiber Bragg Grating for temperature monitoring during medical radiofrequency treatments. *Procedia Engineering*, 2016, vol. 168, pp. 1308-1311.
5. Alekseenko S.V., Evseev A.R., Belousov P.Y., Belousov A.P., Diamant L., Dubnistchev Yu.N., Markovich D.M., Meledin V.G., Staroha A.V. Optical device for endoscope. International application WO 03/103482 A1. 15.05.2003, 23 p.
6. Bueley C., Wild P.M. A flexible, highly sensitive catheter for high resolution manometry based on in-fibre Bragg gratings. *Meas. Sci. Technol.*, 2013, vol. 24, pp. 094003.
7. Becker M., Rothhardt M., Voigt S., Teubner A., Lupke T., Thieroff C., Chojetzki C., Bartelt H. Fiber Bragg grating arrays for high resolution manometry. *Proc. of SPIE*, 2009, vol. 7503, pp. 75037A.
8. Belleville C., VanNeste R., Bussiere S. A fiber optic pressure sensor for catheter use. European patent application EP 3141881 A1, 15.03.2017, Bull. 11, 22 p.
9. Bueche K.M., Daugherty T., Nevrla D., Kern G.P. FiderBragg grating-based pressure transducer catheter. US Patent Application Publication no. US 2016/0331926 A1, 17.05.2016, 10 p.
10. Todd M.D., Nichols J.M., Trickey T., Seaver M., Nichols C.J. Bragg grating-based fibre optic sensors in structural health monitoring. *Phil. Trans. R. Soc. A.*, 2007, vol. 365, pp.317-343.
11. Richards-Kortum R.R. Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy. *Journal of Biomedical Optics*, 2003, vol. 8, no. 1, pp. 121-147.

12. FISO-LSB brochure, available at: harvardapparatus.com.
13. Rajan G., Semenova Y., Farrell G. Analysis and performance evaluation of an all-fiber wide range interrogation system for a Bragg grating sensor array. *Journal of optics A: pure and applied optics*, 2009, vol. 11, pp. 054004.
14. Nureev I.I. Postanovka zadach kalibrovki sovmeshchennykh datchikov davleniya i temperatury [Постановка задач калибровки совмещенных датчиков давления и температуры]. *Nelineynyy mir*, 2015, vol. 13, no. 8, pp. 26-31.
15. Sakhabutdinov A.Zh., Salakhov D.F., Nureev I.I., Morozov O.G. Protsedura resheniya zadach kalibrovki sovmeshchennykh datchikov davleniya i temperatury [Solving the problems with calibration of combined pressure and temperature sensors]. *Nelineynyy mir*, 2015, vol. 13, no. 8, pp. 32-38.
16. Ming Han, Fawen Guo, Yongfeng Lu. Optical fiber refractometer based on cladding-mode Bragg grating. *Optics letters*, 2010, vol. 35, no. 3, pp. 399-401.
17. Smith K.H., Ipson B.L., Lowder T.L., Hawkins A.R., Selfridge R.H., Schultz S.M. Surface-relief fiber Bragg gratings for sensing applications. *Applied Optics*, 2006, vol. 45, no. 8, pp. 1669-1675.
18. Atsushi Nakamura, Keiji Okamoto, Yusuke Koshikiya, Hiroshi Watanabe, Tetsuya Manabe. Highly sensitive detection of microbending in single-mode fibers and its applications. *Optics express*, 2017, vol. 2, no. 5, pp. 5742-5748.
19. Nureev I.I. Microwave photonic polyharmonic systems for interrogation of complex sensors, based on fiber Bragg gratings. Part 1. Methods of microwave photonic polyharmonic probing. *Applied Photonics*, 2016, vol. 3, no. 3, pp. 193-220.
20. Nureev I.I. Microwave photonic polyharmonic systems for interrogation of complex sensors, Based on fiber Bragg gratings. Part 2. Unified field of complexed sensors. *Applied Photonics*, 2016, vol. 3, no. 3, pp. 221-251.
21. Nureev I.I. Microwave photonic polyharmonic systems for interrogation of complex sensors, based on fiber Bragg gratings. Part 3. Polyharmonic interrogation systems for complex fiber-optic sensors` probing. *Applied Photonics*, 2017, vol. 4, no. 2, pp. 139-170.

22. Misbakhov R.Sh., Misbakhov R.Sh., Morozov O.G., Nureev I.I., Kuznetsov A.A., Sakhabutdinov A.Zh., Artemev V.I., Kurevin V.V., Purto V.V. Volokonnye breggovskie reshetki s dvumya fazovymi sdvigami kak chuvstvitelnyy element i instrument multipleksirovaniya sensorykh setey [Fiber Bragg gratings with two phase shifts as a sensitive element and a tool for multiplexing sensor networks]. *Inzhenernyy vestnik Dona*, 2017, vol. 46, no. 3, pp. 24.
23. Curatu G., LaRochelle S., Paré C., Bélanger P.-A. Pulse shaping with a phase-shifted fiber Bragg grating for antisymmetric pulse generation. *Proc. of SPIE*, vol. 4271, pp. 4271-30.
24. Berger N.K., Levit B., Fischer B., Kulishov M., Plant D.V., Azaña J. Temporal differentiation of optical signals using a phase-shifted fiber Bragg grating. *Optics express*, 2007, vol. 15, no. 2, pp. 371-381.
25. Morozov O.G., Nureev I.I., Artemev V.I., Kuznetsov A.A., Morozov G.A., Sakhabutdinov A.Zh., Misbakhov R.Sh., Purto V.V., Feofilaktov S.V., Ivanenko V.A., Alekseev V.N., Galimova A.I. Volokonno-opticheskiy termometr [Fiber Optic Thermometer]. Pat. no. 179264 Ros. Federaciya (2017).
26. Arkwright J.W., Blenman N.G., Underhill I.D., Maunder S.A., Spencer N.J., Costa M., Brookes S.J., Szczesniak M.M., Dinning P.G. Measurement of muscular activity associated with peristalsis in the human gut using fiber bragg grating arrays. *IEEE Sensors Journal*, 2012, vol. 12, no. 1, pp. 113-117.
27. Alyushina S.G., Morozov O.G., Nureev I.I. Poligarmonicheskie metody opredeleniya temperatury na abonentskikh uzлах passivnykh opticheskikh setey [Polyharmonic methods for determining the temperature at subscriber nodes of passive optical networks]. *Nauchno-tekhnicheskii vestnik Povolzhya*, 2014, no. 2, pp. 77-81.
28. Morozov O.G., Morozov G.A., Nurgazizov M.R., Talipov A.A. Optoelectronic systems for radiosignals instantaneous frequency measuring with an amplitude-phase modulation conversion of optical carrier. *Applied Photonics*, 2014, no. 2, pp. 5-23.
29. Sakhabutdinov A.Zh., Nureev I.I., Morozov O.G. Utochnenie polozheniya tsentralnoy dliny volny VRB v usloviyakh plokhogo sootnosheniya signal/shum [Position of the central VRB wavelength in conditions of a poor signal-to-noise ratio] *Fizika volnovykh protsessov i radio-tekhnicheskie sistemy*, 2015, vol. 18, no. 3-2, pp. 98-102.

30. Purtov V.V., Morozov O.G., Nureev I.I., Agliullin A.F., Artemev V.I. Kateter dlya manometrii vysokogo razresheniya na osnove odnotipnykh volokonnykh reshetok Bregga [High resolution manometry catheter based on the same type of Bragg fiber gratings]. *Nauchno-tehnicheskiy vestnik Povolzhya*, 2016, no. 4, pp. 92-95.

Получено 3.11.18