

Физика волновых процессов и радиотехнические системы

УДК 621.383
DOI 10.18469/1810-3189.2019.22.4.151-162

Дата поступления: 08.10.2019
Дата принятия: 06.11.2019

Малосенсорная радиофотонная адресная измерительная система для манометрии пищевода

А.Ф. Аглиуллин¹, В.В. Пуртов², А.Ж. Сахабутдинов³,
И.И. Нуреев³, А.А. Тяжелова³, Л.М. Сарварова³, С.В. Васильев⁴,
И.У. Курбиев⁵, А.Д. Проскураков⁵, В.В. Кадушкин⁵

¹ ООО «Научно-производственная фирма МФС»
420087, Российская Федерация, г. Казань
ул. Аделя Кутуя, 163А

² ООО «Инфоком-СПб»
194156, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург
пр. Энгельса, 27, корп. 40, литера БУ

³ Казанский национальный исследовательский технический университет имени А.Н. Туполева - КАИ
420111, Российская Федерация, г. Казань
ул. К. Маркса, 10

⁴ АО «Научно-производственный концерн «Технологии машиностроения»
125212, Российская Федерация, г. Москва
Ленинградское шоссе, 58, стр. 4

⁵ ООО «НПК «Сенсорика»
121205, Российская Федерация, г. Москва
Сколково, Инновационный Центр, бульвар Большой, 42, стр. 1

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 сенсора в малосенсорных или многосенсорных топологиях. При этом в силу известных преимуществ на первый план выходит применение в катетерах волоконно-оптических брэгговских решеток. В работе представлены результаты исследования оптомеханики узкополосных классических волоконно-оптических брэгговских решеток с большим коэффициентом связи мод и записанной в них различными методами спектрально-адресной информации путем введения в их структуру двух симметричных фазовых π -сдвигов. Проведен анализ прохождения широкополосного лазерного излучения через спектрально-адресные волоконно-оптические брэгговские решетки в малосенсорных приложениях. Дано теоретическое обоснование способов измерения давления и температуры, в том числе для компенсации влияния температуры в манометрии. Дана методика радиофотонного измерительного преобразования давления в пищеводе в зоне верхнего и нижнего сфинктеров и определение его основных методических погрешностей.

Ключевые слова: давление в пищеводе, верхний и нижний сфинктер, катетер, волоконная брэгговская решетка с двумя фазовыми сдвигами, малосенсорная измерительная система, радиофотонный опрос сенсоров.

Введение

Давление в человеческом теле определяется внутренними (мышцы, жидкости) и внешними (гравитация, атмосфера) силами. Измерение давления и сил *in vivo* крайне важно в целом ряде применений в медицине, включая проведение сердечно-сосудистой и уродинамической диагностики, хирургических операций и управление операционным лечением в целом [1].

Оптоволоконные датчики давления (ОВДД), являющиеся альтернативой электромеханическим датчикам давления, стали довольно популярными в медицине [2–4]. В медицинской сфере

✉ kasanboy@yandex.ru (Сахабутдинов Айрат Жавдатович)

датчик представляет собой прибор, дающий отклик на физиологический раздражитель и передающий полученный импульс на блок обработки. Таким образом, основной задачей датчика является точное определение сигнала, позволяющего определить состояние пациента. У каждой части тела есть свой набор характеристик (объем, строение, внутреннее давление и т. д.). В дополнение к этому каждый компонент может претерпевать уникальные динамические изменения в давлении вследствие нормальных физиологических изменений, либо вследствие патологических процессов в организме на фоне протекающего заболевания. Требования к конкретной технологии датчика

давления сильно зависят от области применения (урология, кардиология), места измерений (орган, кость, мышца) или метода, для которого датчик используется (единовременное измерение, наблюдение за лечением рака или долгосрочное наблюдение). Также, любой датчик или их система, используемая в физиологических измерениях в человеческом теле, должна отвечать основным стандартам пригодности к использованию.

Для решения задач манометрии необходимо использовать следующие требования. Диапазон измерения давления от 0 до 13,3 кПа, частота регистрации сигнала не менее 8 Гц с разрешающей способностью 2–10 Па.

Вслед за появлением сенсоров на основе волоконной брэгговской решетки (ВБР) в 1990-х многие исследования начали посвящаться применению технологии ВБР к измерению давления в медицинской среде [5–8]. ВБР весьма чувствительны к деформации и могут быть организованы в виде распределенных волоконных систем с превосходной прочностью на разрыв, построенных на стандартных волокнах 80–125 мкм в диаметре. Кроме того, сенсорная система на основе ВБР представляет решение проблем, с которыми сталкиваются ОВДД с модуляцией интенсивности, так как измеряемая величина в ВБР системах не зависит от интенсивности.

Совместное использование волоконных брэгговских структур с радиофотонными методами опроса полигармоническим излучением [9–13] имеет несомненное преимущество по сравнению с классическими спектральными методами [14–17]. Вместе с тем, хотелось бы увеличить преимущества радиофотонного подхода, перенеся формирование двухчастотного (или полигармонического) излучения с источника, на сам сенсор. Это позволит использовать в качестве источника излучения простой широкополосный лазер, работающий в ограниченном частотном диапазоне.

Хорошим кандидатом на роль такого оптоволоконного сенсора является волоконная брэгговская структура с включенными в ее спектральный отклик дополнительными окнами прозрачности [18–21]. А такой брэгговской структурой может являться адресная волоконная брэгговская решетка с двумя дискретными фазовыми сдвигами [22–27].

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 пер-

вый план выходит подход к катетеру как к информационно-измерительной системе, решающей задачу воспроизводимых измерений спектральных характеристик каждого ВОД в малосенсорных или многосенсорных топологиях [28–30]. 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 [31].

В работе представлены результаты исследования оптомеханики узкополосных классических ВБР с большим коэффициентом связи мод и записанной в них различными методами спектрально-адресной информации путем введения в их структуру двух симметричных фазовых π -сдвигов. Проведен анализ прохождения широкополосного лазерного излучения через спектрально-адресные ВБР (а-ВБР) в малосенсорных приложениях. Дано теоретическое обоснование способов измерения давления и температуры, в том числе для компенсации влияния температуры в манометрии. Дана методика радиофотонного измерительного преобразования давления в пищеводе в зоне верхнего и нижнего сфинктеров и определение его основных методических погрешностей.

1. Постановка задачи манометрии высокого разрешения для малосенсорных катетеров пищевода

Рассмотрим задачу непрерывного контроля давления в верхнем и нижнем сфинктерах пищевода. Конструкция катетера предусматривает установку двух групп датчиков (по три датчика на каждую группу) в верхней и нижней частях катетера для контроля верхнего и нижнего сфинктеров пищевода, рис. 1, а. Датчики в каждой группе расположены на расстоянии 0,5–1 см между собой, что позволяет проводить измерения в области обоих сфинктеров одновременно с учетом анатомических особенностей каждого пациента. В область действия каждого из сфинктеров попадает по одному датчику давления, что обеспечивает возможность одновременного съема информации с обоих сфинктеров одновременно, получая информацию с одного верхнего и одного нижнего датчиков.

Чувствительный элемент датчика – резонансный контур а-ВБР с большим коэффициентом связи мод и спектрально-адресной информацией, определенной двумя симметричными π -сдвигами, записанными в ней, показан на рис. 1, б.

Таким образом, измерительная система должна представлять собой зонд (катетер), вводимый

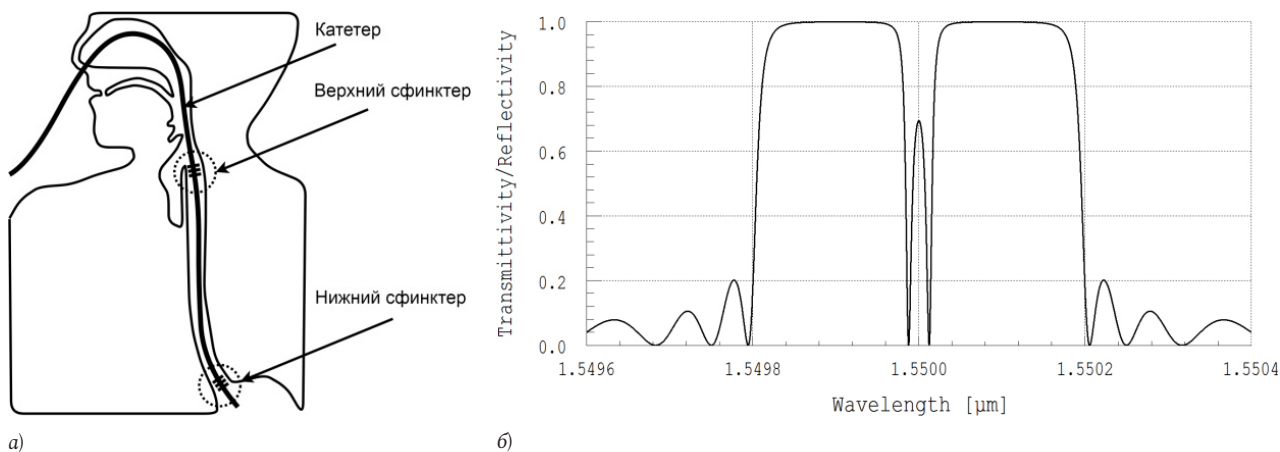


Рис. 1. Схема установки малосенсорного катетера (а) и спектральная характеристика используемых в катетере а-ВБР (б)

перорально, который содержит шесть датчиков давления, объединенных в две группы. В рабочем режиме показания снимаются с двух датчиков по одному из каждой группы, показания других датчиков могут быть использованы в качестве датчиков температуры. Фактически, мы имеем малосенсорную измерительную систему из шести датчиков.

В работе была поставлена задача максимально упростить и удешевить систему опроса, как одиночного оптоволоконного датчика на основе ВБР, так и массива таких датчиков. Задача исследовательской работы была заключена в возможности объединить радиофотонные методы опроса с волоконными решетками Брэгга, настроенными на одну центральную длину волны. Прежде чем перейти к моделированию всей измерительной системы, приведем метод измерительного преобразования, используемый для определения центральной длины волны сдвоенной а-ВБР.

2. Математическая модель взаимодействия широкополосного оптического излучения с двумя параллельными а-ВБР

Из сведений, приведенных в [22; 27], можно считать, что задача опроса одиночной а-ВБР структуры особой сложности не представляет. Вместе с тем, включение в измерительную систему второго а-ВБР датчика может существенно усложнить метод измерительного преобразования, поскольку на фотоприемнике будут происходить перекрестные биения уже не двух частотных составляющих, образующих адрес одиночной а-ВБР, а уже четырех частотных составляющих, две из которых формируют адрес первой а-ВБР, а две других адрес второй а-ВБР. В этом случае в элек-

трическом сигнале после фотоприемника будут присутствовать не только адресные частоты первой и второй а-ВБР, но и частоты, соответствующие перекрестным биениям левой частотной составляющей первого датчика с левой и правой частотными составляющими второго датчика, и соответственно правой частотной составляющей первого датчика с левой и правой частотными составляющими второго датчика. Всего же на фотоприемнике будет формироваться шести-частотный сигнал, две составляющие которого являются адресными частотами а-ВБР, а четыре остальные являются следствием их биений. Сама по себе обработка шести-частотного сигнала с фильтрацией его на адресных частотах а-ВБР не представляет особой проблемы, но только до тех пор, пока четыре дополнительные частоты случайно не совпадут с адресными частотами или не произойдет случайного совпадения оптических частот, формирующих адреса а-ВБР. Покажем, что и в этом случае информационной коллизии не происходит и задача может быть решена.

Рассмотрим математическую модель измерительной системы, содержащей два (а-ВБР₁ и а-ВБР₂) датчика с адресными частотами Ω_1 и Ω_2 . Без потери общности примем, пусть:

$$\Omega_1 > \Omega_2. \quad (1)$$

На рис. 2 приведена оптико-электронная схема опроса двух а-ВБР структур.

Лазерный источник с частотным диапазоном эквивалентному диапазону изменения оптических частот а-ВБР – 1 формирует лазерное излучение (а), которое делится на два одинаковых по мощности потока (на разветвителе – 9) и проходит через две а-ВБР структуры – 2.1 и 2.2, двухчастотное адресное излучение, сформированное в а-ВБР объединяется (сумматор – 10), а затем делится

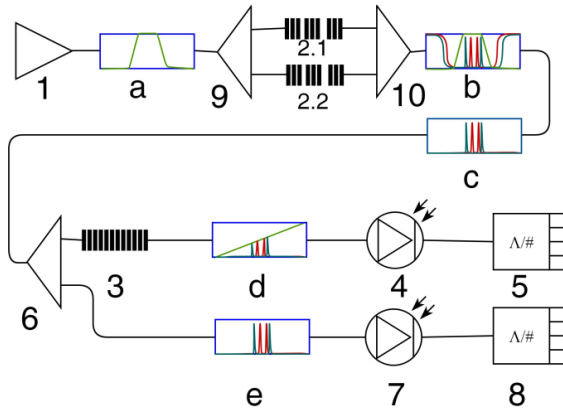


Рис. 2. Оптико- электронная схема опроса двух а-ВБР структур: 1 – лазерный источник с частотой излучения эквивалентной диапозону изменения оптических частот а-ВБР; 6, 9 – оптоволоконные разветвители и 10 – объединитель мощности; 2.1 и 2.2 – а-ВБР датчики; 3 – фильтр с наклонной АЧХ; 4, 7 – измерительный и опорный фотоприемники; 5, 8 – измерительный и опорный АЦП

(разветвитель – 6) на измерительный и опорный световой потоки. Измерительный световой поток пропускается через фильтр с наклонной АЧХ – 3, затем оба потока принимаются каждый на свой фотоприемник – 4, 7 и оцифровываются – 5, 8. Измерения производятся для отношения мощностей в измерительном и опорном каналах.

Оптический сигнал, полученный от прохождения излучения через два датчика а-ВБР и попадающий на фотоприемник, можно записать в виде:

$$F(t) = (A_1 \sin(\omega_1 t) + B_1 \sin((\omega_1 + \Omega_1)t) + A_2 \sin(\omega_2 t) + B_2 \sin((\omega_2 + \Omega_2)t))^2 \quad (2)$$

где A_1 и A_2 – амплитуды левых и B_1 и B_2 – амплитуды правых частотных составляющих, формирующих адрес а-ВБР, ω_1 и ω_2 – частоты левых и $\omega_1 + \Omega_1$ и $\omega_2 + \Omega_2$ – частоты правых частотных компонент а-ВБР.

Электрический сигнала на выходе фотоприемника пропорционален:

$$P(t) = \left(\frac{A_1^2 + B_1^2 + A_2^2 + B_2^2}{2} \right) + (A_1 B_1 \cos(\Omega_1 t) + A_2 B_2 \cos(\Omega_2 t)) + [A_1 A_2 \cos(\omega_1 - \omega_2)t + A_1 B_2 \cos(\omega_1 - \omega_2 - \Omega_2)t + B_1 A_2 \cos(\omega_1 - \omega_2 + \Omega_1)t + B_1 B_2 \cos(\omega_1 - \omega_2 + \Omega_1 - \Omega_2)t] \quad (3)$$

Выражение (3) позволяет однозначно определить положение а-ВБР₁ и а-ВБР₂ структур почти всегда, кроме двенадцати случаев, когда частоты, возникающие в одном из четырех слагаемых в квадратных скобках совпадают с адресными частота-

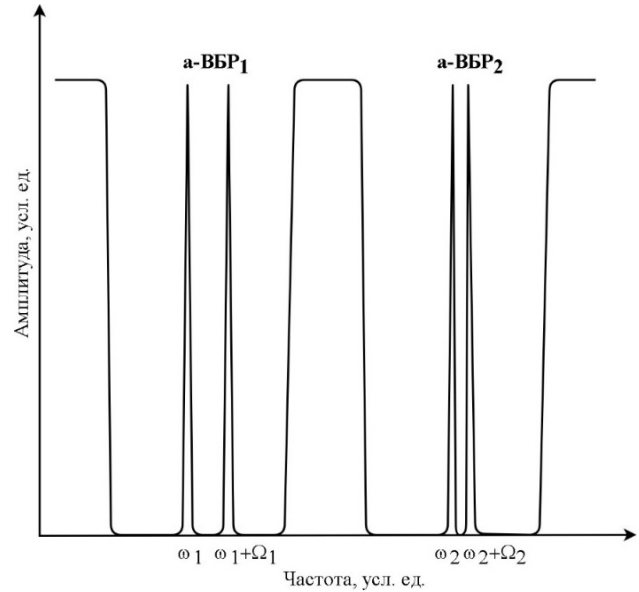


Рис. 3. Схема амплитудно-частотной характеристики последовательной структуры из двух а-ВБР

ми Ω_1 или Ω_2 а-ВБР₁ и а-ВБР₂ структур. В [25] решена задача определения положения каждой а-ВБР как в общем случае, так и в случае возникновения в измерительной системе частот, совпадающих с адресными. Алгоритм, приведенный в [25] может быть с успехом применен и в данном случае.

3. Топология последовательного включения а-ВБР и ее преимущество

Существует еще один подход к построению двух сенсорной системы, позволяющий однозначно определить положение каждого из а-ВБР датчиков и заключается он в том, чтобы за счет подбора параметров а-ВБР, не допустить в измерительной системе частот, которые могут случайно совпасть с адресными частотами а-ВБР структур.

На рис. 3 приведена схема амплитудно-частотной характеристики последовательной структуры из двух а-ВБР, центральные частоты которых разнесены друг относительно друга на некоторое частотное расстояние без начального перекрытия спектров.

Разнос центральных частот а-ВБР между собой на расстояние (свыше 1 нм) при полной ширине а-ВБР на половине высоты (0,5–0,6 нм) и адресных частотах до 40 ГГц (0,25–0,3 нм), позволяет избежать коллизий, связанных с возникновением в (3) совпадающих с адресными частотами.

Дополнительно к этому, разнос центральных частот а-ВБР между собой на указанное расстояние позволяет проводить последовательное включение

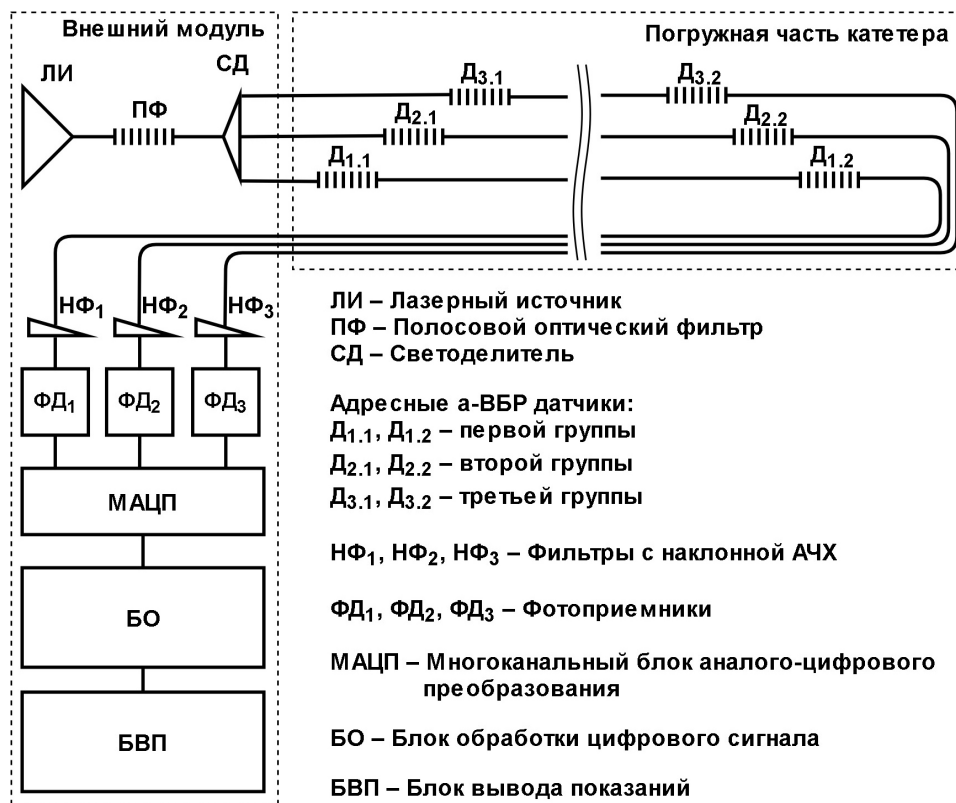


Рис. 4. Оптико-электронная схема катетера высокого разрешения для пищевода

ние двух (а в общем случае и более) а-ВБР структур в одно оптическое волокно, чего было бы невозможно сделать в случае близких центральных частот а-ВБР. При близких центральных частотах засветка адресных частотных компонент а-ВБР следующей за первой блокировалась бы ей.

Исключение в третьем слагаемом (в квадратных скобках) (3) возникновения частот, совпадающих с адресными частотами Ω_1 и Ω_2 , позволяет использовать фильтрацию на адресных частотах без риска попадания в амплитуду сигналов на адресных частотах посторонних, не связанных с воздействием давления, вкладов.

4. Оптико-электронная схема малосенсорного катетера

На рис. 4 приведена оптико-электронная схема катетера высокого разрешения для пищевода, включающего в себя внешний модуль и погружную часть зонда с датчиками. Датчики объединены в две группы по месту их расположения – три на одном конце зонда, три на другом и на три группы по топологии их подключения.

Определим диапазон изменения центральной длины волны оптоволоконного датчика в 2 нм, получим, что требуемая разрешающая способность определения центральной длины волны составит

0,3–1,5 пм или 37,5–187,5 МГц для определения центральной частоты, что является вполне достижимой величиной для радиофотонных методов измерений для а-ВБР [22–27].

Лазерный источник ЛИ (рис. 4) направляет широкополосное лазерное излучение, которое проходя через полосовой фильтр ПФ, формирует излучение эквивалентное частотным диапазонам смещения центральных частот, входящих в измерительную систему а-ВБР датчиков. Сформированное излучение делится делителем СД на три оптических канала, в каждом из которых располагаются по два а-ВБР датчика (первый на одном, второй на другом конце зонда).

В каждом оптическом канале лазерное излучение, проходит через два а-ВБР датчика и проходит через фильтр с наклонной АЧХ, который асимметрично меняет амплитуды частотных компонент, формирующих адресные частоты, после чего принимается на фотоприемнике. Электрический сигнал с каждого фотоприемника независимо оцифровывается на многоканальном АЦП (МАЦП) и поступает в блок обработки, где осуществляется фильтрация сигналов в каждом канале на адресных частотах а-ВБР. После фильтрации сигнала на адресных частотах в режиме реального времени производится определение центральных частот а-ВБР датчиков согласно методике измеритель-

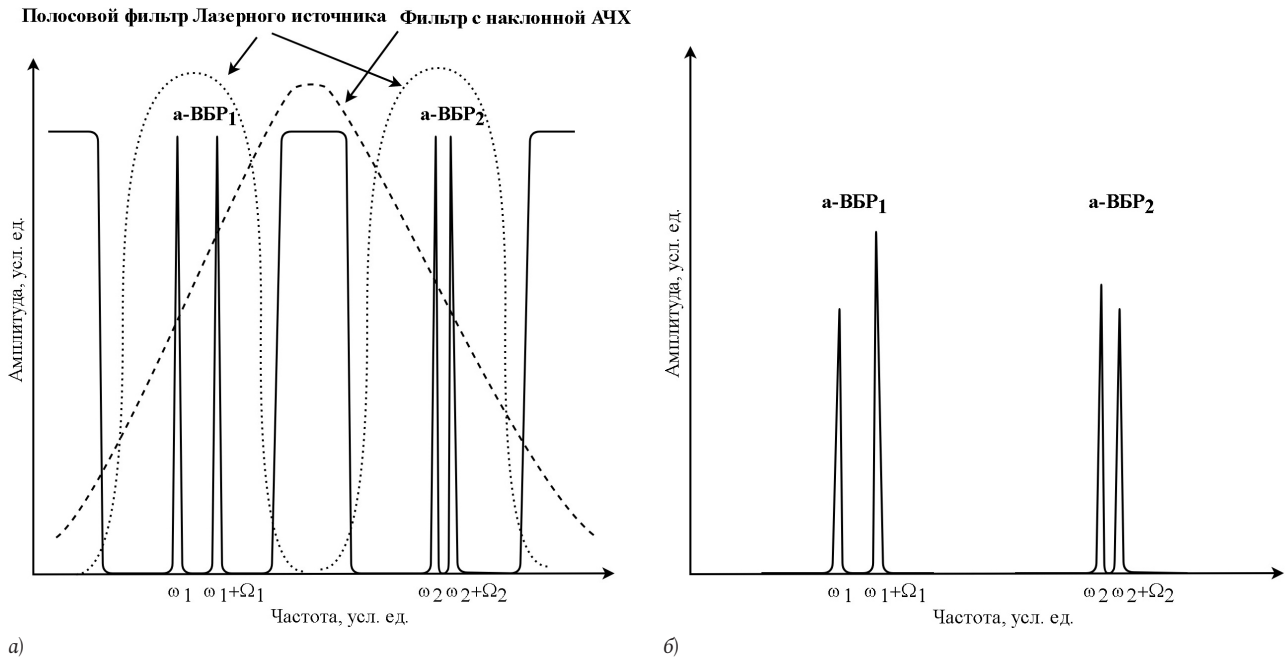


Рис. 5. Ситуационная схема измерений

ного преобразования, описанной в [22], и вычисление показаний давления с выводом данных на монитор исследователя БВП.

Центральные и адресные частоты а-ВБР датчиков в каждом оптическом канале подбираются таким образом, чтобы, во-первых, исключить совпадение адресных частот, во-вторых, исключить пересечение спектров а-ВБР, так, чтобы их можно было включать последовательно вдоль одного участка волокна и одновременно избежать возникновения после фотоприемника частот, совпадающих с адресными.

Поскольку прием, обработка и анализ данных в каждом оптическом канале производится независимо, адресные и центральные частоты а-ВБР в каждом из оптических каналов могут быть выбраны одинаковыми, чтобы унифицировать элементную базу. То есть, можно допустить, а еще лучше потребовать, совпадения центральных и адресных частот между собой у $D_{1,1}$, $D_{2,1}$, $D_{3,1}$ и между собой у $D_{1,2}$, $D_{2,2}$, $D_{3,2}$.

Для каждой из двух а-ВБР, входящей в один оптический канал, может быть использован как собственный фильтр с наклонной АЧХ, так и один общий фильтр с наклонной АЧХ. А можно в качестве фильтра с наклонной АЧХ использовать специальным образом синтезированную ВБР, каждый из склонов которой будут использованы в качестве наклонных фильтров отдельно для а-ВБР, рис. 5, а, что обеспечивает прием на фотодетекторе светового потока спектр которого представляет

собой четырех частотное излучение, приведенное а рис. 5, б.

При этом выполнение требования исключения совпадения перекрестных частот адресным частотам а-ВБР позволяет обеспечить не только не пересечение спектров а-ВБР₁ и а-ВБР₂, но и гарантировать то, что расстояние между ними всегда будет больше любой из адресных частот а-ВБР, входящих в оптический измерительный канал.

Заметим, что в качестве полосового фильтра, входящего в измерительную систему, может быть использованы специальным образом структурированные волоконные брэгговские решетки.

Требование унификации параметров датчиков в каждом из трех оптических каналов, автоматически ведет к тому, что и фильтры с наклонной АЧХ ($H\Phi_1$, $H\Phi_2$ и $H\Phi_3$, рис. 4) должны быть одинаковы. Что не только упрощает требования к их созданию, но и упрощает задачу их температурной стабилизации [12–16; 31].

Унифицированные а-ВБР структуры, фильтры с наклонной АЧХ и фотоприемники позволяют в рамках компьютерного и математического моделирования, каждый из оптических каналов рассматривать отдельно, поскольку прием и обработка сигналов с них производится независимо. Более того, разнесение центральных частот а-ВБР в одном измерительном канале позволяет рассматривать каждый а-ВБР датчик независимо.

Отдельной важной задачей является задача размещения оптических волокон и их разворот во внутренней части зонда.

5. Рекомендации по изготовлению катетеров для пищевода на основе а-ВБР

Локальное внешнее давление на стенки трубки катетера должно приводить к локальному воздействию на чувствительный элемент измерительной системы, что в свою очередь ведет к изменению периода ВБР. Изменения периода ВБР решетки ведут к изменению центральной частоты прошедшего через нее широкополосного лазерного излучения. В нашем случае это приводит к изменению амплитудных параметров огибающей биений на частоте спектрально-адресной ВБР. Важно учесть и возможности совмещенного использования датчиков давления и температуры, для компенсации температурных искажений показаний датчика давления.

Изготовление зонда катетера на основе а-ВБР состоит из двух основных этапов. Первый этап – это формирование жгута из оптических волокон и с распределенными по его длине датчиками давления. Второй этап – установка оптического жгута во внутреннюю часть зонда катетера.

В качестве внешнего корпуса катетера использовалась полимерная трубка из материала близкого по свойствам к силиконам и термопластам ($E = 0,05$ кН/мм², для волокна $E = 70$ кН/мм²). Такие материалы доступны для медицинских целей и устойчивы к стерилизации и дезинфекции.

Размещение оптического жгута внутри полимерной трубки с равномерным распределением датчиков давления вдоль длины трубки чрезвычайно непростая задача. Введение оптического жгута производилось на специальном оборудовании фирмы НПФ МФС (г. Казань). Схема внутренней конструкции катетера со схемой укладки оптического волокна внутри катетера приведена на рис. 6.

Внутренняя конструкция зонда (рис. 6) представляет собой множество жестких металлических колец, разделенных пополам перегородкой, и скрепленных между собой по бокам и снизу упругими металлическими направляющими. Металл, формирующий внутренний каркас катетера, должен отвечать требованиям коррозионной стойкости. Верхняя часть колец предназначена для укладки оптического волокна, содержащего участки с адресными волоконными брэгговскими решетками (на рис. 6 они изображены пунктирной линией). Расстояние между двумя кольцами составляет 9–11 мм. Оптическое волокно прикле-

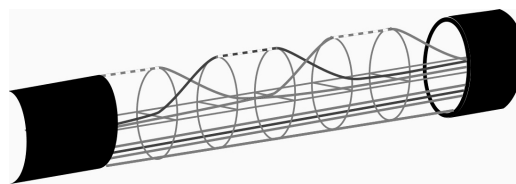


Рис. 6. Схема укладки оптического волокна внутри катетера: серые прямые линии – элементы металлической несущей конструкции; черные цилиндры – полимерная трубка; точечные линии – место фиксации оптических волокон к элементам несущей конструкции в местах расположения а-ВБР

ивается к внутренней части оптического кольца, дабы в точках крепления не происходило механический усилий на перелом волокна.

Механическая деформация внешней полимерной гибкой трубки передается на участок оптического волокна, содержащего а-ВБР, что приводит к растяжению а-ВБР и, соответственно, к смещению ее центральной длины волны. Разворот оптических волокон производился в оконечной части катетера (длиной 80–100 мм), после чего конец трубки запаивался. Жгут из оптических волокон, идущих в обратном направлении, располагается в нижней части колец металлического каркаса. Оптические волокна фиксируются между собой и к несущему каркасу гибкими стяжками. Предварительно производится сборка оптической части совместно с металлическим каркасом после чего вся конструкция вводится в полимерную трубку.

Испытания опытных образцов катетеров проводились на специализированных стендах (рис. 7) НПФ МФС (г. Казань) с учетом общих принципов их построения и применения [32].

Для задания и поддержания внешнего давления использовался ИЭЭ-1/30-«ЭлеПС» (инсуффлятор электронный эндоскопический), работающий в диапазоне давлений от 1 до 30 мм рт.ст. ($\pm 0,1$ мм рт.ст.), контрольным датчиком давления выступал датчик, встроенный в инсуффлятор.

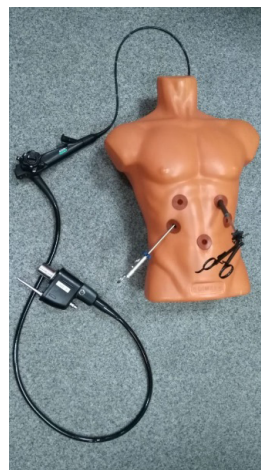
Максимальная разность показаний между встроенным в инсуффлятор датчиком давления и датчиком, встроенным в катетер, не превышала $\pm 0,5$ % от полной шкалы измерений как в статическом, так и в динамическом режиме, имитирующем режим глотания, что удовлетворяет требованиям медицинских исследований.

Заключение

В статье проанализированы особенности построения малосенсорных измерительных систем на базе адресных волоконных брэгговских структур с радиофотонным методом опроса. Сделана постановка задачи проектирования малосенсор-



а)



б)

Рис. 7. Испытание прототипа катетера на стенде: а) с помощью ИЭЭ-1/30-«ЭлеПС»; б) на манекене

ной измерительной системы манометрии высокого разрешения для пищевода с двумя группами датчиков, установленных в области верхнего и нижнего сфинктеров.

Предложена оптико-электронная схема мало-сенсорной измерительной системы, учитывающей группировку датчиков по месту их расположения и по оптическим измерительным каналам. Показано, что в оптических измерительных каналах можно использовать два последовательно включенных спектрально-адресных а-ВБР датчика с разнесенными центральными частотами. Решена задача унификации элементной базы в малосенсорной измерительной системе.

Требуемая разрешающая способность определения центральной длины волны находится в диапазоне 0,3–1,5 пм и является вполне удовлетворительной для предложенного метода измерений. Требование к частоте измерений в 8 Гц с легкостью покрываются возможностями радиофотонных методов измерений, позволяющих производить регистрацию данных с частотой, превышающей несколько мегагерц.

Катетер по своей конструктивной форме адаптирован к уже применяющимся в гастроскопии аналогам, позволяет использовать унифицированную доступную по стоимости элементную базу, позволяет производить точные замеры за счет радиофотонной обработки сигнала.

Список литературы

1. Optical fibre pressure sensors in medical applications / S. Poeggel [et al.] // *Sensors*. 2015. Vol. 15. P. 17115–17148. DOI: <https://doi.org/10.3390/s150717115>.
2. Lekholm A., Lindström L. Optoelectronic transducer for intravascular measurements of pressure variations // *Med. Biol. Eng.* 1969. Vol. 7. P. 333–335.
3. Lindstrom L.H. Miniaturized pressure transducer intended for intravascular use // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1970. Vol. BME-17. P. 207–219. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.1970.4502735>.
4. The development of a fibre optic catheter tip pressure transducer / H. Matsumoto [et al.] // *J. Med. Eng. Technol.* 1978. Vol. 2. P. 239–242. DOI: <https://doi.org/10.3109/03091907809161807>.
5. Faria J.B. A theoretical analysis of the bifurcated fiber bundle displacement sensor // *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 1998. Vol. 47. № 3. P. 742–747. DOI: <https://doi.org/10.1109/19.744340>.
6. Brandao Faria J. Modeling the Y-branched optical fiber bundle displacement sensor using a quasi-Gaussian beam approach // *Microw. Opt. Technol. Lett.* 2000. Vol. 25. P. 138–141.
7. A new «transducer-tipped» fiber optic catheter for measuring intramuscular pressures / A.G. Crenshaw [et al.] // *J. Orthop. Res.* 1990. Vol. 8. P. 464–468. DOI: <https://doi.org/10.1002/jor.1100080318>.
8. Fiber optic intensity-modulated sensors: A review in biomechanics / P. Roriz [et al.] // *Photonic Sens.* 2012. Vol. 2. P. 315–330. DOI: <https://doi.org/10.1007/s13320-012-0090-3>.
9. Амплитудно-фазовые методы формирования зондирующих излучений для систем анализа волоконно-оптических структур / О.Г. Морозов [и др.] // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2007. Т. 10. № 3. С. 119–124.
10. Морозов О.Г. Амплитудно-фазовое преобразование частоты в системах временной и частотной рефлектометрии волоконно-оптических информационных и измерительных сетей // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2004. Т. 7. № 1. С. 63–71.
11. Морозов О.Г., Айбатов Д.Л., Садеев Т.С. Синтез двухчастотного излучения и его применения в волоконно-оптических системах распределенных и мультиплексированных измерений // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2010. Т. 13. № 3. С. 84–91.

12. Волоконно-оптические технологии в распределенных системах экологического мониторинга / В.Г. Куприянов [и др.] // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2011. Т. 13. № 4 (4). С. 1087–1091.
13. Структурная минимизация волоконно-оптических сенсорных сетей экологического мониторинга / В.В. Куревин [и др.] // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 3. С. 46–52.
14. Морозов О.Г., Степущенко О.А., Садыков И.Р. Модуляционные методы измерений в оптических биосенсорах рефрактометрического типа на основе волоконных решеток Брэгга с фазовым сдвигом // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2010. № 3. С. 3–13.
15. Волоконно-оптический рефрактометрический датчик / И.Р. Садыков [и др.] // Труды МАИ. 2012. № 61. URL: <http://trudymai.ru/published.php?ID=35667>.
16. Optical refractometric FBG biosensors: problems of development and decision courses / O.A. Stepustchenko [et al.] // Proc. SPIE. 2011. Vol. 7992. P. 79920D. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.887282>.
17. Маломодовое зондирование датчиков на основе волоконных решеток Брэгга / В.Г. Куприянов [и др.] // Научно-технический вестник Поволжья. 2013. № 4. С. 200–204.
18. Волоконные решетки Брэгга с фазированной структурой в распределенных информационно-измерительных системах / С.Г. Алюшина [и др.] // Нелинейный мир. 2011. Т. 9/ № 8. С. 522–528.
19. Oliveira Silva S.F. de. Fiber Bragg Grating Based Structures for Sensing and Filtering. Porto: Porto University, 2007. 157 p.
20. Dong X. Bend measurement with chirp of fiber Bragg grating // Smart Materials and Structures. 2001. Vol. 10. № 5. P. 1111–1113. DOI: <https://doi.org/10.1088/0964-1726/10/5/404>.
21. Dong X. Optical pulse shaping based on a double-phase-shifted fiber Bragg grating // Optoelectronics Letters. 2015. Vol. 11. № 2. P. 100–102. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11801-015-5016-z>.
22. Морозов О.Г., Сахабутдинов А.Ж. Адресные волоконные брэгговские структуры в квазираспределенных радиофотонных сенсорных системах // Компьютерная оптика. 2019. Т. 43. № 4. С. 535–543. DOI: <https://doi.org/10.18287/2412-6179-2019-43-4-535-543>.
23. Радиофотонный дифференциальный акселерометр на двух адресных волоконных брэгговских решетках / А.Ж. Сахабутдинов [и др.] // Фотон-экспресс. 2019. № 5 (157). С. 7–15.
24. Fiber-optic acceleration sensor on duplex fiber bragg structures / A.Zh. Sakhabutdinov [et al.] // Journal of Computational and Engineering Mathematics. 2018. Vol. 5. № 4. P. 16–32. DOI: <https://doi.org/10.14529/jcem180402>.
25. Сахабутдинов А.Ж., Морозов О.Г. Процедура опроса сдвоенных адресных волоконных брэгговских структур как датчиков радиофотонной малосенсорной системы // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. 2018. Т. 21. № 3. С. 101–109.
26. Радиофотонные двухчастотные способы интеррогации однотипных волоконных брэгговских решеток, объединенных в группу / О.Г. Морозов [и др.] // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. 2017. Т. 20. № 2. С. 21–34.
27. Волоконные брэгговские решетки с двумя фазовыми сдвигами как чувствительный элемент и инструмент мультиплексирования сенсорных сетей / Р.Ш. Мисбахов [и др.] // Инженерный вестник Дона. 2017. № 3 (46). URL: <http://ivdon.ru/rumagazine/archive/N3y2017/4343>.
28. Optical vector network analyzer based on amplitude-phase modulation / V.V. Purto [et al.] // Proc. SPIE. 2016. Vol. 9807. P. 980717. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2232993>.
29. Microwave photonic polyharmonic probing for fiber optical telecommunication structures and measuring systems sensors monitoring / V.V. Purto [et al.] // Proc. IEEE. 2017. Vol. 10774. P. 107741J. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2318738>.
30. Радиофотонное полигармоническое зондирование широкополосных волоконно-оптических структур в телекоммуникационных системах / В.В. Пуртов [и др.] // Нелинейный мир. 2017. Т. 15. № 6. С. 40–48.
31. Оценка возможностей применения волоконных решеток Брэгга с гауссовым профилем отражения в качестве датчика температуры / О.Г. Морозов [и др.] // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2013. № 2 (18). С. 73–79.
32. Пуртов В.В., Аглиуллин Т.А., Аглиуллин А.Ф. Роль тренажера в обучении эндоскопической хирургии // Поволжский онкологический вестник. 2016. № 2. С. 101–103.

References

1. Poeggel S. et al. Optical fibre pressure sensors in medical applications. *Sensors*, 2015, vol. 15, pp. 17115–17148. DOI: <https://doi.org/10.3390/s150717115>.
2. Lekholm A., Lindström L. Optoelectronic transducer for intravascular measurements of pressure variations. *Med. Biol. Eng.*, 1969, vol. 7, pp. 333–335.
3. Lindström L.H. Miniaturized pressure transducer intended for intravascular use. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1970, vol. BME-17, pp. 207–219. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.1970.4502735>.
4. Matsumoto H. et al. The development of a fibre optic catheter tip pressure transducer. *J. Med. Eng. Technol.*, 1978, vol. 2, pp. 239–242. DOI: <https://doi.org/10.3109/03091907809161807>.
5. Faria J.B. A theoretical analysis of the bifurcated fiber bundle displacement sensor. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 1998, vol. 47, no. 3, pp. 742–747. DOI: <https://doi.org/10.1109/19.744340>.
6. Brandao Faria J. Modeling the Y-branched optical fiber bundle displacement sensor using a quasi-Gaussian beam approach. *Microw. Opt. Technol. Lett.*, 2000, vol. 25, pp. 138–141.

7. Crenshaw A.G. et al. A new «transducer-tipped» fiber optic catheter for measuring intramuscular pressures. *J. Orthop. Res.*, 1990, vol. 8, pp. 464–468. DOI: <https://doi.org/10.1002/jor.1100080318>.
8. Roriz P. et al. Fiber optic intensity-modulated sensors: A review in biomechanics. *Photonic Sens.*, 2012, vol. 2, pp. 315–330. DOI: <https://doi.org/10.1007/s13320-012-0090-3>.
9. Morozov O.G. et al. Amplitudno-fazovye metody formirovaniya zondirujuschih izluchenij dlja sistem analiza volokonno-opticheskikh struktur. *Fizika volnovyh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*, 2007, vol. 10, no. 3, pp. 119–124. [In Russian].
10. Morozov O.G. Amplitude and phase frequency conversion in systems time and frequency domain reflectometry optical fiber and measuring information networks. *Fizika volnovyh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*, 2004, vol. 7, no. 1, pp. 63–71. [In Russian].
11. Morozov O.G., Ajbatov D.L., Sadeev T.S. Synthesis of the dual-frequency radiation and its use in fiber optic systems, distributed and multiplexed measurements. *Fizika volnovyh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*, 2010, vol. 13, no. 3, pp. 84–91. [In Russian].
12. Kuprijanov V.G. et al. Fiber-optic technology in distributed environmental monitoring systems. *Izvestija Samarskogo nauchnogo tsentra Rossijskoj akademii nauk*, 2011, vol. 13, no. 4 (4), pp. 1087–1091. [In Russian].
13. Kurevin V.V. et al. Structural minimization volokonno-optical sensor for environmental monitoring networks. *Infokommunikatsionnye tehnologii*, 2009, vol. 7, no. 3, pp. 46–52. [In Russian].
14. Morozov O.G., Stepuschenko O.A., Sadykov I.R. Modulyatsionnye measurement techniques in optical biosensors refractometric type based on fiber Bragg gratings with a phase shift. *Vestnik Povolzhskogo gosudarstvennogo tehnologicheskogo universiteta. Serija: Radiotekhnicheskie i infokommunikatsionnye sistemy*, 2010, no. 3, pp. 3–13. [In Russian].
15. Sadykov I.R. et al. Fiber-optic sensor refractometric. *Trudy MAI*, 2012, no. 61, URL: <http://trudymai.ru/published.php?ID=35667>. [In Russian].
16. Stepustchenko O.A. et al. Optical refractometric FBG biosensors: problems of development and decision courses. *Proc. SPIE*, 2011, vol. 7992, p. 79920D. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.887282>.
17. Kuprijanov V.G. et al. Low-mode sensing sensors based on fiber Bragg gratings. *Nauchno-tehnicheskij vestnik Povolzh'ja*, 2013, no. 4, pp. 200–204. [In Russian].
18. Aljushina S.G. et al. Fiber Bragg grating structure in a phased distributed information-measuring systems. *Nelinejnij mir*, 2011, vol. 9, no. 8, pp. 522–528. [In Russian].
19. Oliveira Silva S.F. de. *Fiber Bragg Grating Based Structures for Sensing and Filtering*. Porto: Porto University, 2007, 157 p.
20. Dong X. Bend measurement with chirp of fiber Bragg grating. *Smart Materials and Structures*, 2001, vol. 10, no. 5, pp. 1111–1113. DOI: <https://doi.org/10.1088/0964-1726/10/5/404>.
21. Dong X. Optical pulse shaping based on a double-phase-shifted fiber Bragg grating. *Optoelectronics Letters*, 2015, vol. 11, no. 2, pp. 100–102. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11801-015-5016-z>.
22. Morozov O.G., Sahabutdinov A.Zh. Addressable fiber Bragg structure in the quasi-distributed sensor systems radiophotons. *Komp'yuternaja optika*, 2019, vol. 43, no. 4, pp. 535–543. DOI: <https://doi.org/10.18287/2412-6179-2019-43-4-535-543>. [In Russian].
23. Sahabutdinov A.Zh. et al. Radiophotons differential accelerometer on two targeted fiber Bragg gratings. *Foton-ekspress*, 2019, no. 5 (157), pp. 7–15. [In Russian].
24. Sakhabutdinov A.Zh. et al. Fiber-optic acceleration sensor on duplex fiber bragg structures. *Journal of Computational and Engineering Mathematics*, 2018, vol. 5, no. 4, pp. 16–32. DOI: <https://doi.org/10.14529/jcem180402>.
25. Sahabutdinov A.Zh., Morozov O.G. polling procedure addressable dual fiber Bragg structures both sensors radiophotons system malosensornoy. *Fizika volnovyh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*, 2018, vol. 21, no. 3, pp. 101–109. [In Russian].
26. Morozov O.G. et al. Radiophotons two-frequency methods interrogatsii same type of fiber Bragg gratings, within the group. *Fizika volnovyh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*, 2017, vol. 20, no. 2, pp. 21–34. [In Russian].
27. Misbahov R.Sh. et al. Fiber Bragg grating with two phase shifts of both sensor and sensor networks multiplexing tool. *Inzhenernyj vestnik Dona*, 2017, no. 3 (46), URL: <http://ivdon.ru/magazine/archive/N3y2017/4343>. [In Russian].
28. Purtov V.V. et al. Optical vector network analyzer based on amplitude-phase modulation. *Proc. SPIE*, 2016, vol. 9807, p. 980717. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2232993>.
29. Purtov V.V. et al. Microwave photonic polyharmonic probing for fiber optical telecommunication structures and measuring systems sensors monitoring. *Proc. IEEE*, 2017, vol. 10774, p. 107741J. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2318738>.
30. Purtov V.V. et al. Radiophotons polyharmonic sensing broadband fiber-optic structures in telecommunication systems. *Nelinejnij mir*, 2017, vol. 15, no. 6, pp. 40–48. [In Russian].
31. Morozov O.G. et al. Evaluation of application possibilities of fiber Bragg gratings with reflection Gaussian profile as a temperature sensor. *Vestnik Povolzhskogo gosudarstvennogo tehnologicheskogo universiteta. Serija: Radiotekhnicheskie i infokommunikatsionnye sistemy*, 2013, no. 2 (18), pp. 73–79. [In Russian].
32. Purtov V.V., Agliullin T.A., Agliullin A.F. The role of the trainer in the training of endoscopic surgery. *Povolzhskij onkologicheskij vestnik*, 2016, no. 2, pp. 101–103. [In Russian].

Few-sensory microwave photonic address measuring system for esophageal manometry

A.F. Agliullin¹, V.V. Purtov², A.Zh. Sakhabutdinov³,
I.I. Nureev³, A.A. Tyazhelova³, L.M. Sarvarova³, S.V. Vasiliev⁴,
I.U. Kurbiev⁵, A.D. Proskuryakov⁵, V.V. Kadushkin⁵

¹ LLC «Research and Production Firm MFS»

163A, Adel Kutuya Street

Kazan, 420087, Russian Federation

² LLC «Infocom-SPb»

27, bld. 40, letter BU, Engels Prospect

St. Petersburg, 194156, Russian Federation

³ Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev - KAI

10, K. Marx Street

Kazan, 420111, Russian Federation

⁴ JSC «Scientific and Production Concern «Engineering Technologies»

58, bld. 4, Leningradskoye Shosse

Moscow, 125212, Russian Federation

⁵ LLC «NPK Sensorika»

42, bld. 1, Bolshoy Boulevard

Moscow, 121205, Russian Federation

In the modern development of high-resolution manometry, the catheter and its elements are used at various levels of examination and treatment of the patient, both in operative and long-term follow-up systems. Therefore, the approach to the catheter as an information-measuring system that solves the problem of reproducible measurements of the spectral characteristics of each sensor in low-sensor or multi-sensor topologies comes to the fore. Moreover, due to well-known advantages, the use of fiber-optic Bragg gratings in catheters also comes to the fore. The paper presents the results of a study of the optomechanics of narrow-band classical fiber-optic Bragg gratings with a large mode coupling coefficient and spectrally addressed information recorded in them by various methods by introducing two symmetrical π -phase shifts into their structure. An analysis is made of the propagation of broadband laser radiation through spectrally addressable fiber-optic Bragg gratings in few-sensor applications. A theoretical justification is given of methods for measuring pressure and temperature, including to compensate for the effect of temperature in manometry. The technique of microwave photonic measurement conversion of pressure in the esophagus in the area of the upper and lower sphincters and the determination of its main methodological errors are given.

Keywords: pressure in the esophagus, upper and lower sphincter, catheter, fiber Bragg grating with two phase shifts, low-sensing measuring system, radiophoton interrogation of sensors.

Аглиуллин Артур Факилевич, кандидат технических наук, доцент, генеральный директор ООО «Научно-производственная фирма МФС» (г. Казань). Автор более 50 научных работ, 4 монографий.

Область научных интересов: оптомеханика оптических волокон и волоконно-оптических устройств, волоконная сенсорика, инструмент для применения в медицине.

E-mail: mfsmed@mail.ru

Пуртов Вадим Владимирович, генеральный директор ООО «Инфоком-СПб» (г. Санкт-Петербург). Автор более 20 научных работ.

Область научных интересов: оптомеханика оптических волокон и волоконно-оптических устройств, волоконная сенсорика, инструмент для применения в медицине.

E-mail: purvad@mail.ru

Сахабутдинов Айрат Жавдатович, доктор технических наук, профессор кафедры радиопhotоники и микроволновых технологий Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ. Автор более 100 научных работ, 1 монографии.

Область научных интересов: математическое моделирование процессов распространения лазерного излучения в различных средах, решение задач математической физики, волоконная сенсорика, радиопhotоника.

E-mail: kazanboy@yandex.ru

Нуреев Ильнур Ильдарович, доктор технических наук, доцент, профессор кафедры радиопhotоники и микроволновых технологий Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ. Автор более 100 научных работ, 1 монографии.

Область научных интересов: оптомеханика оптических волокон и волоконно-оптических устройств, волоконная сенсорика, многочастотные зондирующие системы и комб-генераторы оптического диапазона, радиопhotоника.

E-mail: n2i2@mail.ru

Тяжелова Алина Александровна, магистр кафедры радиопhotоники и микроволновых технологий Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ. Автор 5 научных работ.

Область научных интересов: методы и средства управления параметрами лазерного излучения в медицинских приборах.

E-mail: lina.tyazhelova@mail.ru

Сарварова Люция Марьяковна, старший преподаватель кафедры радиопhotоники и микроволновых технологий Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ. Автор 15 научных работ.

Область научных интересов: методы и средства управления параметрами лазерного излучения в медицинских приборах.

E-mail: sarvarova.54@mail.ru

Васильев Сергей Валентинович, доктор технических наук, начальник департамента НИР и ОКР АО «НПО «Технологии машиностроения» (г. Москва). Автор 75 научных работ.

Область научных интересов: конверсионные разработки в различных областях науки и техники.

E-mail: info@tecmash.ru

Курбиев Илдус Ульфатович, кандидат экономических наук, коммерческий директор ООО «НПК «Сенсорика» (г. Москва). Автор 10 научных работ.

Область научных интересов: волоконно-оптическая сенсорика.

E-mail: kurbiev@yandex.ru

Проскураков Андрей Дмитриевич, ведущий инженер ООО «НПК «Сенсорика» (г. Москва). Автор 5 научных работ.

Область научных интересов: волоконно-оптическая сенсорика.

E-mail: aproskur@yandex.ru

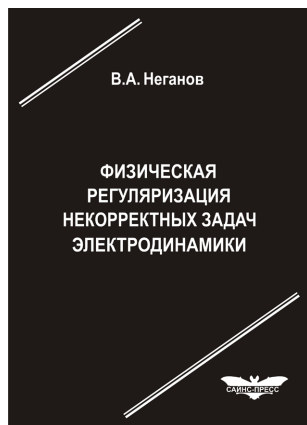
Кадушкин Владислав Валерьевич, научный сотрудник ООО «НПК «Сенсорика» (г. Москва). Автор 25 научных работ.

Область научных интересов: волоконно-оптическая сенсорика.

E-mail: vladislav.kadushkin@gmail.com

Неганов, В.А.

Физическая регуляризация некорректных задач электродинамики: линии передачи, антенны, дифракция электромагнитных волн / В.А. Неганов. – М.: САЙНС-ПРЕСС, 2008. – 432 с., 122 ил.



ISBN 978-5-88070-161-2

УДК 537.87

ББК 32.84

Н 41

Изложены основы физической регуляризации некорректных задач электродинамики, связанной с особенностями физических и математических моделей задач (физические допущения, некорректные математические выкладки, отсутствие предельного перехода). Подход, по мнению автора, обладает большими возможностями, чем метод регуляризации Тихонова А.Н. интегральных уравнений Фредгольма первого рода, названный в книге методом математической регуляризации. Метод физической регуляризации (МФР) применен к анализу волноведущих и излучающих структур, а также задачам дифракции электромагнитных волн на некоторых телах. МФР позволил впервые корректно осуществить анализ полей в ближних зонах некоторых антенн, устранить несамосогласованное приближение Кирхгофа в задачах дифракции, установить связь поверхностной плотности тока проводимости с напряженностями электрического и магнитного полей для диполя Герца и т. п.

Для специалистов в области радиотехники и радиофизики СВЧ, электромагнитной совместимости РТС, математической теории дифракции и математического моделирования электродинамических структур самого широкого назначения. Может быть полезна преподавателям вузов, докторантам, аспирантам и студентам старших курсов соответствующих специальностей.