

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 616.12-07

ИССЛЕДОВАНИЕ МАТРИЧНЫХ ДАТЧИКОВ
ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

© 2020 г. И. С. Явелов^{a,*}, Г. Л. Даниелян^{b,**}, А. В. Рочагов^a,
А. В. Жолобов^a, О. И. Явелов^a

^a Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН
Россия, 101000, Москва, Малый Харитоньевский переулок, 4

^b Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН
Россия, 119991, Москва, ул. Вавилова, 38

*e-mail: yishome@mail.ru

**e-mail: gldan@yandex.ru

Поступила в редакцию 16.12.2019 г.

После доработки 14.01.2020 г.

Принята к публикации 15.01.2020 г.

Рассмотрены вопросы проектирования волоконно-оптических датчиков пульсовой волны, в частности, особенности как создания механических чувствительных элементов, так и совершенствования волоконно-оптического тракта, который во многом определяет разрешение и параметрическую надежность всего датчика. Применение матрицы контактных площадок взамен одной чувствительной точки позволило преодолеть главное препятствие при регистрации пульсовой волны на лучевой артерии – проблему позиционирования датчика, которая заключается в необходимости нащупать вершину пульсирующего сосуда. Измерение стало более комфортным, доступным каждому и не требует специальных навыков подготовки. Соответственно сокращается время получения результата и повышается его точность.

DOI: 10.31857/S0032816220030192

Прогностическая ценность сигнала пульсовой волны ни у кого не вызывает сомнения. Однако на этом пути основным препятствием остается несовершенство датчиков, позволяющих получать лишь слабые и зашумленные сигналы с большим количеством артефактов. Практически датчики пульсовой волны производят только фирма “Миллар” (США), фирма “Омрон” (Япония) и Институт машиноведения РАН (РФ). В ИМАШ РАН совместно с ФИАН ведется разработка принципиально новой концепции датчиков

пульсовой волны с применением волоконной оптики, которая заключается в использовании матричной схемы измерения. Такие датчики позволяют быстро и уверенно получать сигнал без переустановки датчика.

Остановимся на принципиальных моментах, связанных с конструированием чувствительных элементов датчика пульсовой волны. Все конструкции датчиков делятся на два типа: осевые, которые надо держать рукой, и радиальные, кото-

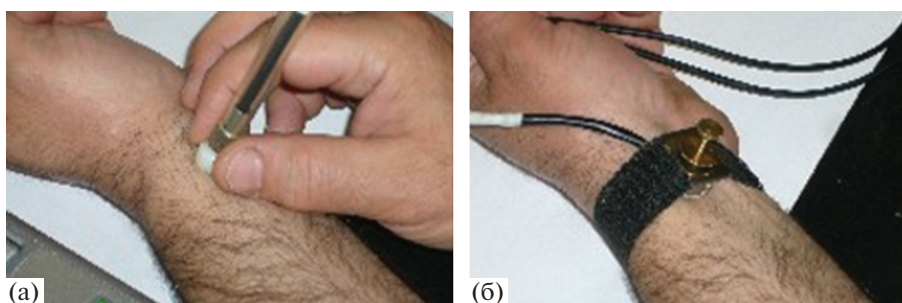


Рис. 1. Волоконно-оптические датчики пульсовой волны осевого (а) и радиального (б) типа.

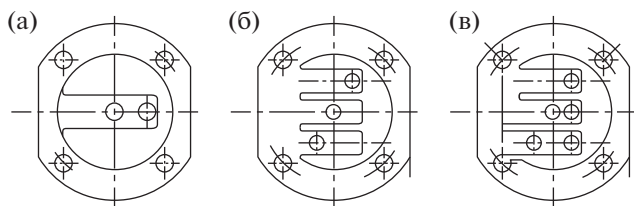


Рис. 2. Консольные упругие элементы: а – одноточечный; б – трехточечный; в – трехточечный равноупругий.

рые устанавливаются под шлейку на запястье руки (рис. 1).

Осевые датчики применяют, когда предполагается возможность или необходимость переустановки датчика, а также при измерении на артерии в труднодоступном месте (например, на сонной, надключичной или бедренной артерии). Радиальная конструкция позволяет крепить датчик под шлейку (например, на лучевой артерии), а также пригодна для установки в устройства, подобные наручным часам и браслетам.

Рассмотрим варианты упругих элементов, применяемых в конструкциях радиальных датчиков (рис. 2). Консольные элементы с одной стороны заделаны в корпус датчика, а в центре через пелот упираются в лучевую артерию. На конце консоли расположено зеркало, которое при изгибе консоли модулирует полезный сигнал через световоды. На рис. 2 представлены варианты упругих элементов, а именно: одноточечный, трехточечный и трехточечный с балками равной чувствительности, для чего увеличена длина последнего язычка.

Внешний вид радиальных датчиков с тремя контактными точками представлен на рис. 3. На рис. 3а показан макетный образец с длиной коллектора 60 см. Он прошел испытания на лучевой артерии с переустановкой на длине дуги порядка 6 мм и показал возможность комфортного измерения пульсовой волны без точного позиционирования на вершине артерии. Можно предполагать, что трехточечные датчики скоро займут основное место среди компактных устройств мобильной медицины, вытеснив используемые сейчас одноточечные датчики от упомянутых выше производителей. Пример компактного трехточечного датчика радиальной конструкции приведен на рис. 3б.

Результаты испытаний трехточечного радиального датчика на лучевой артерии представлены на рис. 4. Приведены записи синхронно полученных сигналов с каждой рабочей точки. Датчик переставляли с шагом 2 мм поперек лучевой артерии в сторону удаления от сердца (левая рука с датчиком располагалась на столе в соответствии с рис. 1б). Нижний сигнал на рис. 4а соответствует точке, которая явно удалена от вершины лучевой

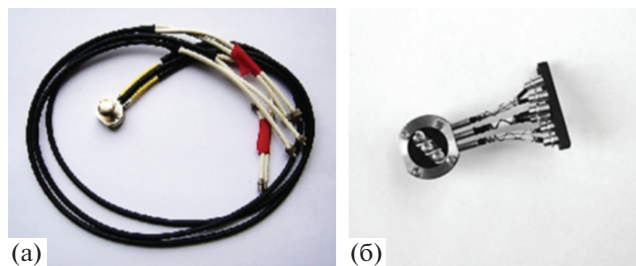


Рис. 3. Трехточечные радиальные датчики пульсовой волны: а – макетный образец; б – натуральный образец.

артерии, поскольку ее сигнал равен нулю. По мере перемещения датчика (см. рис. 4б, 4в) амплитуда верхнего сигнала уменьшается, среднего – нарастает, и появляется нижний сигнал (см. рис. 4в), в средней точке достигающий максимума. Это означает, что вершина лучевой артерии поначалу располагалась между контактными точками, которым соответствуют верхний и средний сигналы, а затем сместилась к точке, которой соответствует нижний сигнал. Таким образом, перемещение датчика на 4 мм, которое может быть допущено при его грубой установке в позицию, не влияет на конечный результат измерения. Это говорит о решении проблемы позиционирования, которая всегда была препятствием для внедрения безманжетного артериального тонометра.

Следующим этапом была разработка усовершенствованных упругих элементов для датчиков осевого типа. На рис. 5 в сравнении с одноточечным элементом (рис. 5а) показаны мембранный элемент (рис. 5б), позволяющий повысить чувствительность датчика, а также усовершенствованный трехточечный равноупругий элемент (рис. 5в). Последний удобен для построения осевого датчика пульсовой волны на артерии, которая не подлежит длительному пережатию (например, сонная артерия) при поиске сигнала.

Датчик осевого типа реализован в конструкции, показанной на рис. 1а. Кроме того, разработан и изготовлен осевой беспроводной модуль, удобный для работы на сонной, надключичной и паховой артериях (рис. 6). При этом синхронно может регистрироваться пульсовая волна лучевой артерии (датчик закреплен под шлейкой), а также сигналы электрокардиограммы. Многоканальный съем информации, безусловно, поможет уточнить диагноз без направления пациента в соответствующие кабинеты.

Волоконно-оптический коллектор расположен в измерительной цепи непосредственно за преобразователем перемещений (упругим элементом, который воспринимает воздействие пульсовой волны). Он вырабатывает оптический сигнал, пропорциональный изменению давления в пульсовой волне. Следовательно, качество преобразования и разре-

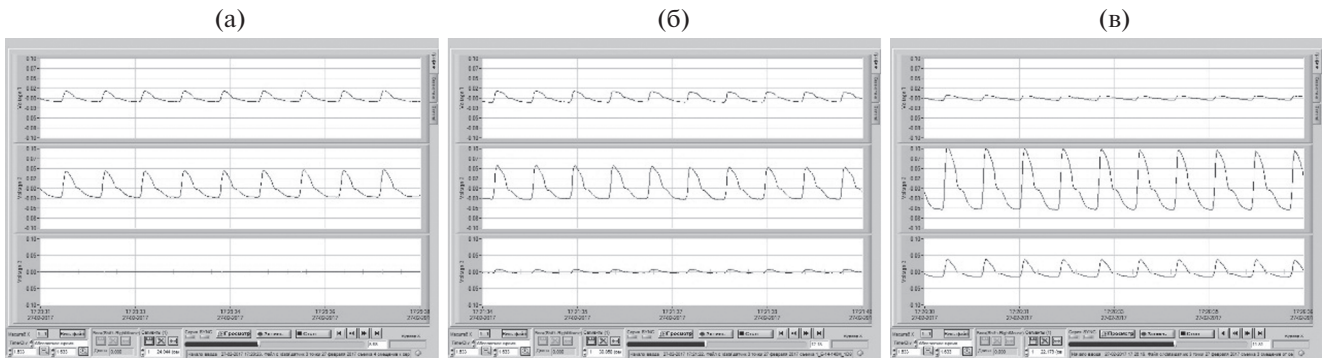


Рис. 4. Записи синхронно полученных сигналов с каждой рабочей точки (нижний, средний и верхний сигналы) трехточечного радиального датчика при его перемещении с шагом 2 мм (а–в) поперек лучевой артерии в сторону удаления от сердца.

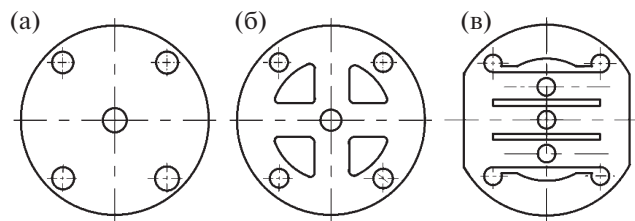


Рис. 5. Мембранные упругие элементы: а – одноточечный сплошной; б – одноточечный ослабленный; в – трехточечный равноупругий.

шение зависит от оптимальной укладки волокон и параметрической надежности коллектора. Этим вопросам большое внимание уделено в работах [1–4].

Для построения оптико-механического преобразователя был выбран многоканальный волоконно-оптический амплитудный измерительный преобразователь-зонд (м.в.о.и.п.). Принцип его работы описан в работе [1]. Коллектор-трехполюсник с полированных торцами можно использовать в качестве оптико-механического преобразователя перемещений, если его головка (наконечник) перемещается относительно отражающей свет ми-

шени, а штекеры связаны с излучателем (обычно инфракрасным диодом) и фотоприемником (фотодиодом или фототранзистором).

Рассмотрим простейшие конструкции м.в.о.и.п., представленные на рис. 7.

Для данных конструкций весьма приближенно можно представить зависимость сигнала фотоприемника $I(dZ)$ от перемещения [2–4]:

$$I(dZ) \approx K_0 d_f^2 / [d_f + 2dZ(NA)]^2, \quad (1)$$

где d_f – диаметр сердцевины волокна; K_0 – коэффициент преобразования перемещения в сигнал фотоприемника; NA – числовая апертура волокна.



Рис. 6. Осевой беспроводной модуль.

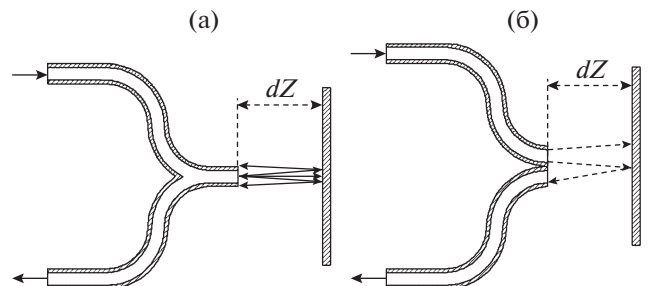


Рис. 7. Схемы конструкций простейших м.в.о.и.п. для контроля перемещений dZ отражающей плоской поверхности.

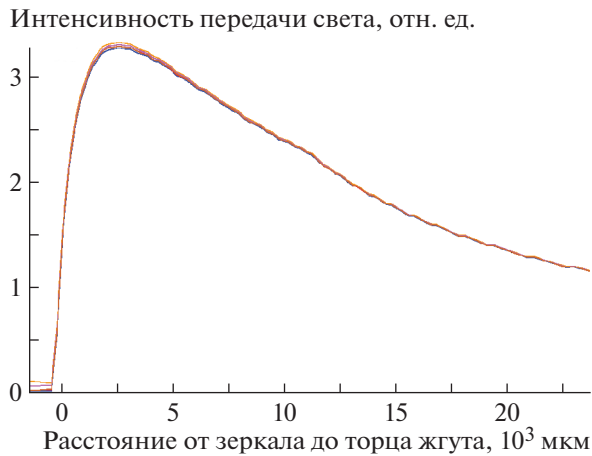


Рис. 8. Результат расчета зависимости сигналов с шести приемных каналов м.в.о.и.п. от расстояния до отражающей поверхности при одном передающем волокне, установленном в центре структуры.

Однако вторая конструкция (рис. 7б) не имеет столь простой зависимости сигнала от перемещения, и задача теоретического расчета такой зависимости с увеличением числа волокон усложняется настолько, что наиболее приемлемым решением является численное моделирование. Несмотря на простоту вида зависимостей, моделирование, даже такого простого случая, аналитическими выражениями весьма затруднительно.

Для рандомизированного м.в.о.и.п. с шестью приемными каналами и одним излучающим каналом (жгут из 217 волокон), изготовленного методом случайного распределения волокон, расчет показывает, что можно определить примерный характер зависимостей, но разброс характеристик по каналам и шум сигнала будут существенными источниками погрешностей.

С появлением устройств с программной укладкой волокон в структуру жгута появилась возможность получать м.в.о.и.п. со строго упорядоченной конфигурацией расположения волокон. Вид экспериментальных характеристик наглядно демонстрирует (рис. 8), что форма кривых для всех шести каналов абсолютно идентична, а некоторое амплитудное отклонение связано только с разбросом чувствительности фотоприемников. Более того, если просканировать данные характеристики по микроперемещениям в области начального, относительно линейного участка кривых, то можно установить почти десятикратное уменьшение шума по сравнению с предыдущим м.в.о.и.п.

Для моделирования характеристик такого вида разработана численная модель расчета м.в.о.и.п., в которой можно произвольно задать следующие параметры:

- 1) диаметр волокна;
- 2) диаметр оболочки волокна;
- 3) числовую апертуру;
- 4) количество волокон в гексагональной укладке;
- 5) количество приемных и передающих каналов и число волокон в каждом канале;
- 6) технологическую погрешность в виде задаваемого процентного случайного разброса координат центров волокон;
- 7) диапазон перемещений по оси Z отражающей поверхности;
- 8) углы наклона α , β отражающей поверхности от осей координат X , Y .

На рис. 8 показан результат численного моделирования характеристик м.в.о.и.п. из семи волокон. Согласно рисунку, разброс характеристик незначителен, а некоторая "волнистость" характеристик связана с конечным числом заданных расчетных лучей. Вид характеристик достаточно точно повторяет экспериментальные зависимо-

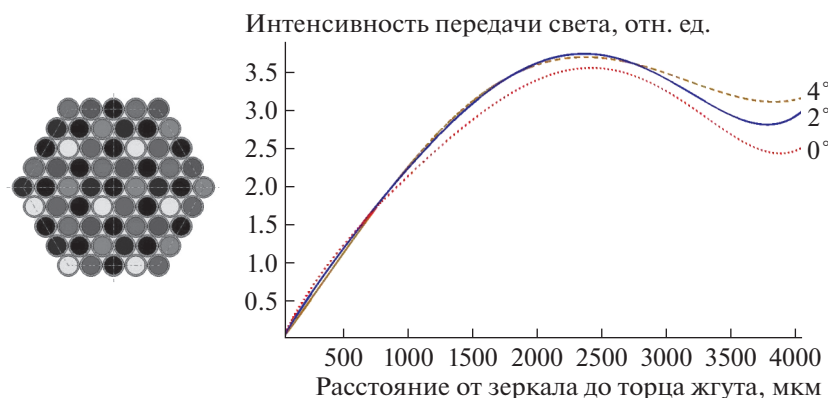


Рис. 9. Слева — вид укладки м.в.о.и.п. из 61-го волокна (черным отмечены торцы передающих волокон), справа — график расчетной зависимости для шести каналов и трех значений углов наклона отражающей плоскости (цифры у кривых).

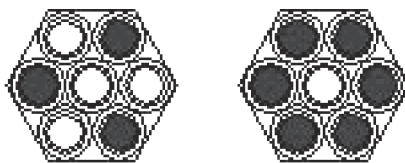


Рис. 10. Примеры комбинированных м.в.о.и.п., составленных из кварцевых волокон (светлые торцы) и волокон из халькогенидных стекол (темные торцы) и предназначенных для спектрального диапазона 2–5 мкм.

сти. Результаты моделирования более сложных структур м.в.о.и.п. показаны на рис. 9.

Численное моделирование м.в.о.и.п. позволяет существенно сократить этап разработки сенсоров на основе волокон. Применение м.в.о.и.п. эффективно при создании и других структур сенсоров.

В перспективе — создание сенсоров на основе комбинированных м.в.о.и.п., например гексагональных структур, составленных из различных волокон или капилляров (рис. 10).

Численная модель расчета уровня отраженного оптического сигнала от мембран была доработана для случая с увеличенным количеством волокон. Рассмотрим модель волоконного жгута — сенсора микроперемещений мембраны, исходя из параметров, близких к реальному применению. На рис. 11 показаны рассчитываемые типы укладки волокон: идеальная по чувствительности укладка, которую на практике трудно реализовать (рис. 11а), структура с хорошо рандомизированными волокнами (рис. 11б) и кольцевая структура (рис. 11в).

Численная модель позволяет простыми вычислениями быстро определить не только влияние на выходной сигнал типа укладки жгута, но и большинство основополагающих параметров волоконных жгутов. При моделировании можно изменять все основные параметры: диаметры серд-

цевины и оболочки волокон, апертурный угол волокон, количество и расположение приемных и передающих свет волокон, расстояние до идеально отражающей плоской поверхности мембраны. На рис. 12 показана основная характеристика — зависимость отраженного сигнала от расстояния между мембраной и торцом волокон. Согласно рисунку, для обеих структур сохраняется линейность участка зависимости с наибольшей крутизной (используется для измерения микроперемещений мембраны), следовательно, можно применять рандомизированную структуру.

На рис. 13 показаны зависимости отраженного сигнала от расстояния между мембраной и торцом волокон для сенсоров со структурой, представленной на рис. 11а, на основе волокон с различной числовой апертурой приема и излучения. Согласно рисунку, оптимальными для применения в м.в.о.и.п. являются многомодовые оптические волокна со специальными стеклянными составами, обеспечивающими высокую апертуру, $NA \geq 0.45$.

Разработанная численная модель позволяет определить влияние диаметра волокна на основную характеристику м.в.о.и.п. (рис. 14).

Необходимо отметить, что преимуществом м.в.о.и.п. также является малая температурная и

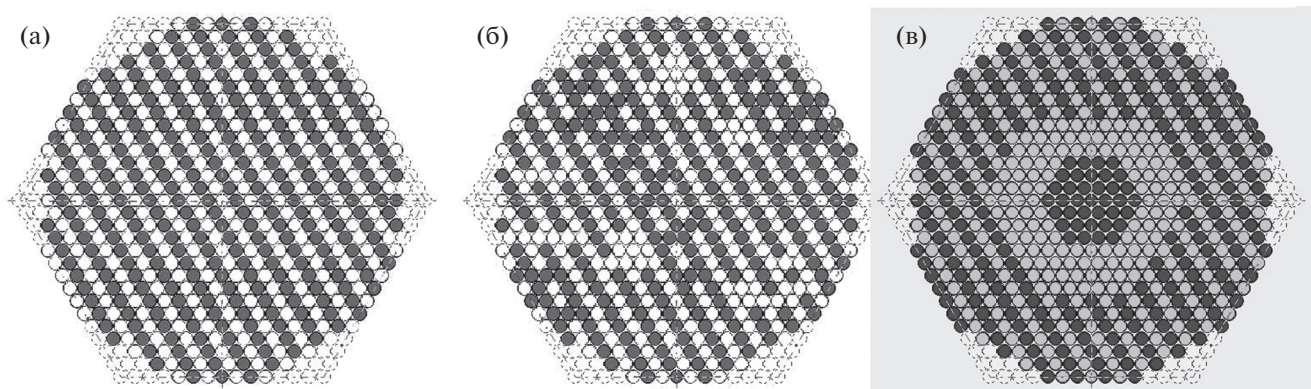


Рис. 11. Виды моделей торца сенсора микроперемещений для мембран: **а** — для идеальной по чувствительности укладки волокон; **б** — для структуры с хорошо рандомизированными волокнами; **в** — для кольцевой структуры. Темные волокна — приемные, светлые волокна — излучающие, штриховыми линиями отмечены волокна, исключенные из расчета для того, чтобы моделировать круговую апертуру, как в реальном сенсоре.

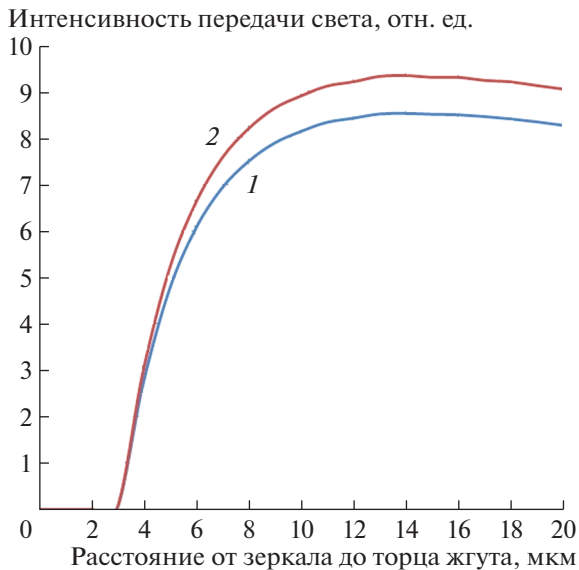


Рис. 12. Зависимость отраженного сигнала для структур, представленных на рис. 11а (1) и рис. 11б (2).

электрическая проводимость. Вследствие этого имеется возможность применения м.в.о.и.п. для одновременной передачи и приема сигнала в средах с высокой температурой и в сильных электромагнитных полях.

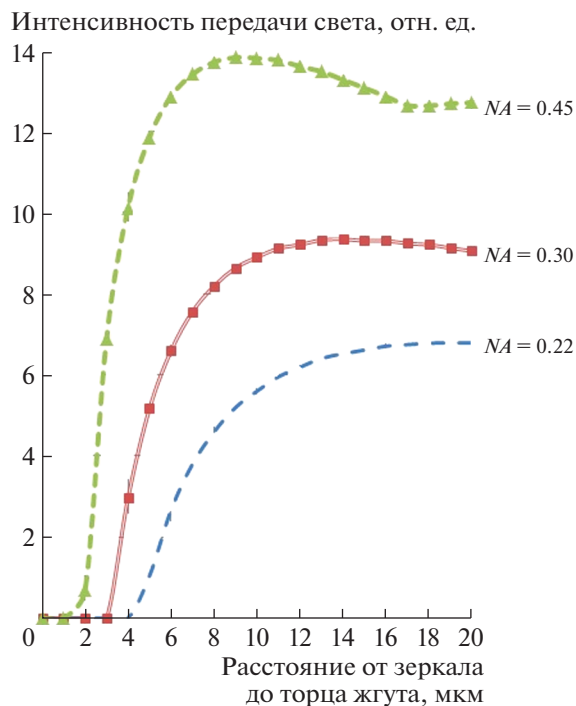


Рис. 13. Характеристики м.в.о.и.п. на основе сенсоров со структурой, представленной на рис. 11а, для волокон с различной числовой апертурой приема и излучения.

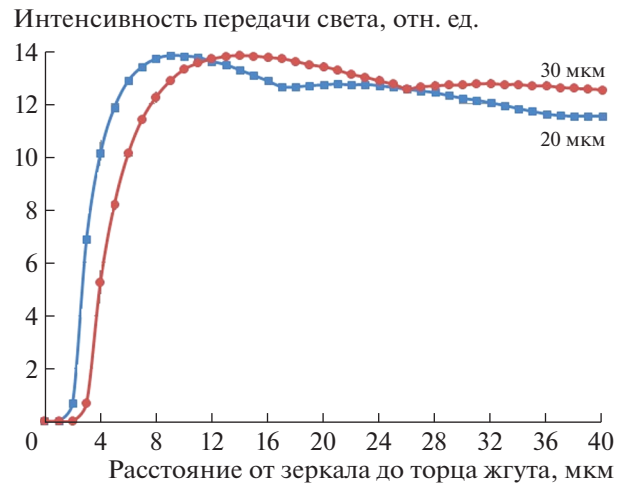


Рис. 14. Влияние диаметра волокна (цифры у кривых) на основную характеристику м.в.о.и.п.

Для большинства экспериментальных задач требуются преобразователи физических величин — датчики, обладающие не только высокой чувствительностью, но и достаточным пространственным и временным разрешением, и часто с возможностью работы в экстремальных условиях (высокие температуры, ударные нагрузки, радиационное воздействие и т.д.).

Пространственное разрешение в первом приближении определяется размерами чувствительного элемента в направлении градиента измеряемой величины.

С этих позиций м.в.о.и.п. является перспективным датчиком. С точки зрения временного разрешения, его характеристики линейны, начиная с 0 Гц до сверхвысоких частот. Поэтому м.в.о.и.п. работают как в области стационарных процессов и инфракрасных частот, так и в области сверхбыстрых процессов. Пространственное разрешение м.в.о.и.п. определяется в основном диаметром единичного волокна (10, 25, 50 мкм), он чувствителен к перемещениям менее 1 мкм.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Явелов И.С., Каплунов С.М., Даниелян Г.Л. Волоконно-оптические измерительные системы. Прикладные задачи / Под ред. С.М. Каплунова. Москва, Ижевск: Научно-издательский центр "Регулярная и хаотическая динамика" 2010.
2. Даниелян Г.Л., Федин Ю.Н. // Приборы и системы управления. 1998. № 8. С. 30.
3. Даниелян Г.Л., Манукян А.М., Мартиросян С.Г. А.с. № 1234723 СССР // БИ. № 20. Оpubл. 30.05.1986.
4. Даниелян Г.Л., Гюрджян Д.А., Манукян А.М. Численное моделирование волоконно-оптических жгутов // Информатика-87: Тез. докл. II Всесоюз. конф. по актуальным проблемам информатики и вычислительной техники. (Ереван, 20–22 октября) Ереван: Изд-во АН АрмССР, 1987.