

НИИ МЕДИЦИНСКИХ МАТЕРИАЛОВ И ИМПЛАНТАТОВ С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ  
Сибирского физико-технического института при Томском государственном университете

МАТЕРИАЛЫ  
С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ  
И НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ  
В МЕДИЦИНЕ



Томск  
2007

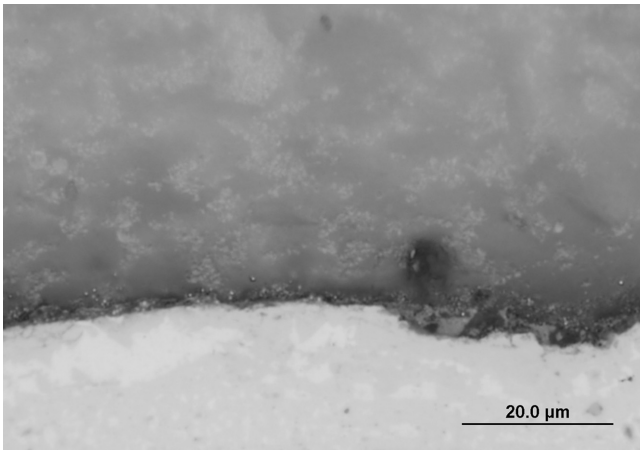


Рис. 3. Микроструктура соединительного слоя образца "Никелид титана + бондинг + керамика"

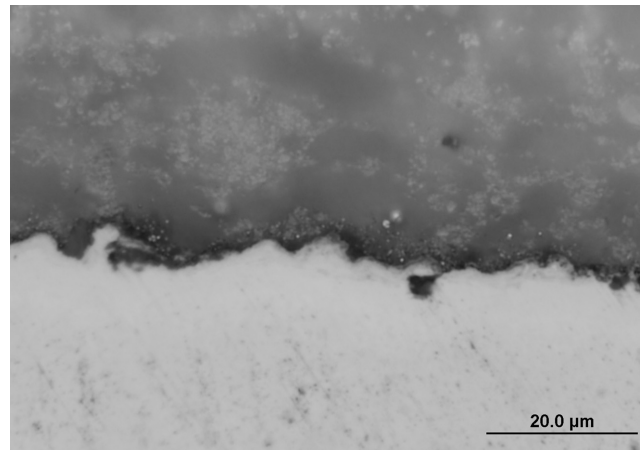


Рис. 4. Микроструктура соединительного слоя образца "Титан + пескоструйная обработка + бондинг + керамика"

ства образца №2 выше "титановых" на 10%, при более низкой эластичности (на 5%). Что касается образца №3, то механохимическая связь между необработанным никелидом титана и керамикой для титана оказалась оптимальной, что при более выгодных характеристиках TiNi дает наилучший прочностной результат, превышающий в 1,5 раза предел прочности металлокерамического титана при одинаковой деформации.

Таким образом, на данном этапе исследования можно сделать вывод о том, что никелид титана может широко применяться для зубного протезирования, в частности, для металлокерамической реставрации, и что стоматологическая керамика для облицовки титана может успешно использоваться для никелида титана при учете структурной особенности данного материала.

#### Литература

1. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения / В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, Ю.Ф. Ясенчук и др. Томск: Изд-во МИЦ, 2006. 296 с.
2. Трыков Ю.П., Гуревич Л.М., Шморгул В.Г. Слоистые композиты на основе алюминия и его сплавов. М.: Metallurgizdat, 2004. 230 с. илл.
3. Романьков В.Г., Калошкин С.Д., Пустов Л.Ю. Синтез титаноалюминидных покрытий методом механического сплавления и последующего отжига на поверхности титана и алюминия // Физика металлов и металловедение, 2006. Т. 101, № 1. С. 65–73.
4. Ганина Н.И., Захаров А.М., Оленичева В.Г., Петрова Л.А. Диаграммы состояния металлических систем. М.: ВИНТИ, 1990. Вып. 34.
5. Хатюшина Г.В., Овчаренко В.В. Влияние термомеханической обработки на структуру и состав поверхностного слоя никелида титана // X Рос. науч. студ. конф. по физике твердого тела. Томск, 4–6 мая. Томск, 2006.

## ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЙ КОМПЛЕКС ДИНАМИЧЕСКОЙ РЕГИСТРАЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ ПИЩЕВОДА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФРАКРАСНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

**Гюнтер С.В., Дамбаев Г.Ц., Вотяков В.Ф.**

Функциональные заболевания пищевода, в сущности, являются расстройствами его перистальтической функции. В современной медицине для регистрации функциональных нарушений пищевода используется ряд методов диагностики, способных наблюдать либо регистрировать перистальтическую работу исследуемого органа. Сегодня самыми распространенными в гастроэнтерологии методиками являются эзофагометрическая; рентгенологическая, эндоскопическая, ультразвуковая. В большинстве своём применяемые методики не могут дать однозначной информации о динамической работе пищевода. Существующие методы диагностики характеризуются недостаточной степенью информативности и неоднозначностью выводов, а также ограниченностью их использования по времени в связи с опасностью лучевого поражения.

Для диагностического исследования функциональных нарушений пищевода необходима аппаратура, способная регистрировать перистальтику пищевода, обеспечивать хорошие метрологические характеристики и в соответствии с полученными данными выявлять точный диагноз заболевания. Современные технологии, с учетом оптической электроники, позволяют на более высоком уровне решить проблему регистрации функциональных нарушений пищевода, в связи с этим появилась возможность разработки оптического метода, на основании которого создать высокоэффективную систему регистрации перистальтики пищевода.

Предложен оптический метод диагностики, способный регистрировать микроколебания произвольного сегмента пищевода, графически иллюстрировать моторную функцию пищевода одновременно на всем его

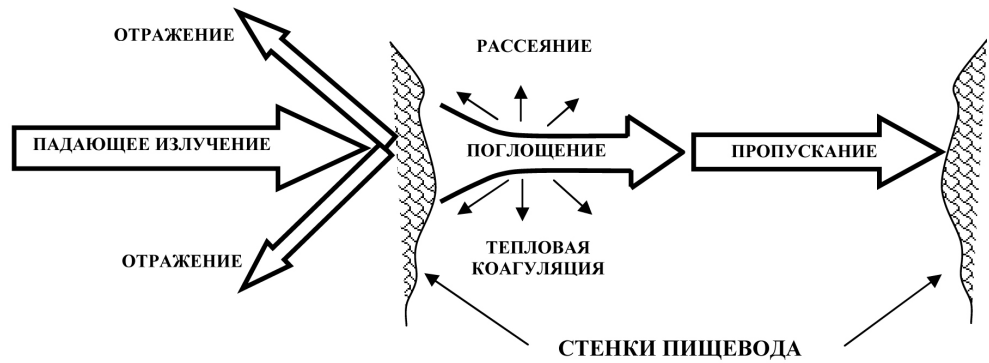
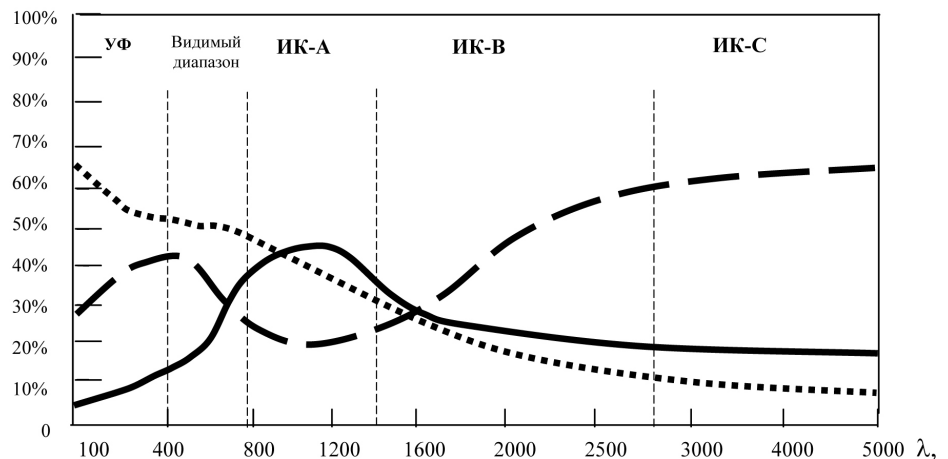


Рис. 1. Схема взаимодействия падающего излучения с биологической тканью (стенками пищевода)

протяжении, с последующим сопоставительным анализом характеристик диаграмм, произвольно определять время и длительность диагностики. Основным принципом оптического метода является регистрация отражательной способности биологической ткани при её взаимодействии с необходимым типом падающего на неё излучения (рис. 1).

При воздействии излучения на биологическую ткань наблюдаются такие явления, как отражение, поглощение, проникновение. Исходя из этого фактора, были проведены расчеты данных коэффициентов и выявлен интересный диапазон излучения, находящийся в пределах от 900 до 1300 нм с максимальным преобладанием коэффициента отражения над коэффициентами поглощения и пропускания биологической ткани (рис. 2). Отсюда определён выбор длины волны необходимого типа светодиода в конструкции оптического зонда, максимальной степени восприимчивости при перистальтической работе пищевода.

Рис. 2. Зависимости коэффициентов отражения, поглощения и проникновения от длины волны падающего на биологическую ткань излучения



Оптический зонд (рис. 3) состоит из силиконовой трубки длиной порядка 1 м и внешним диаметром в 7 мм, длина рабочей части зонда 270 мм, она состоит из 5 идентичных оптопар, расположенных на расстоянии 50 мм друг от друга. Каждая оптопара представляет электронную систему, состоящую из двух светодиодов типа АЛ-107Б, работающих в диапазоне 960 нм, один из светодиодов является источником, а другой – приёмником инфракрасного излучения. При этом между светодиодами располагается сферический элемент с матовым покрытием, необходимый для равномерного рассеивания излучения, падающего от источника (рис. 4).

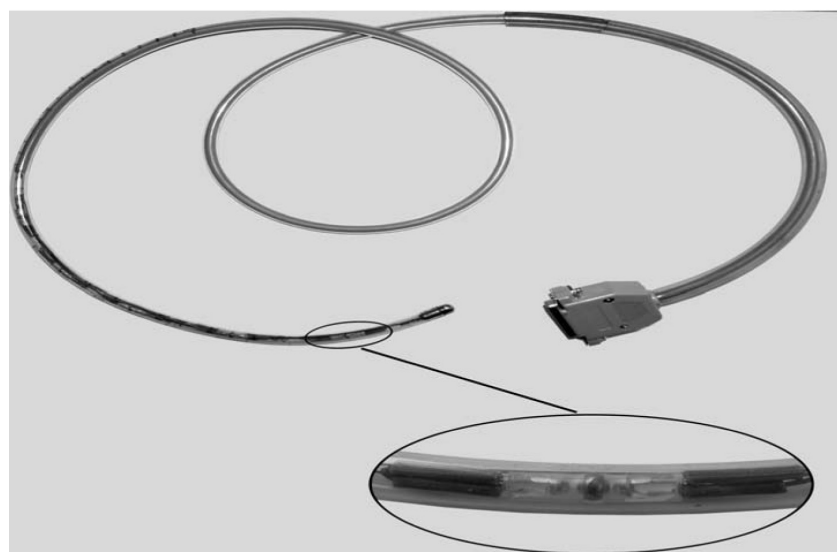


Рис. 3. Общий вид оптоэлектронного зонда

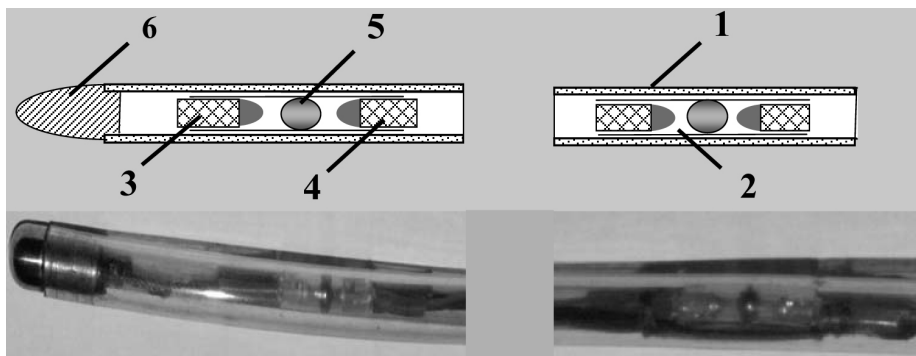


Рис. 4. Конструкция оптоэлектронного зонда: 1 – силиконовая трубка зонда ( $d=7$  мм); 2 – силиконовая трубка оптопары ( $d=3$  мм); 3 – приёмник ИК излучения; 4 – источник ИК излучения; 5 – светорассеивающий шарик с матовым покрытием; 6 – никелид-титановый наконечник (ТН-10)

Наконечник 6 (см. рис. 4) представляет собой гладко отшлифованный монокристаллический никелид титана (ТН-10). Наконечник обеспечивает не только беспрепятственное скольжение зонда по пищеводу, но и не оказывает возмущающего "шумового" действия на электронную систему. Более того, исходя из демпфирующих свойств никелида титана марки ТН-10, наконечник зонда не оказывает воздействия на перистальтику пищевода.

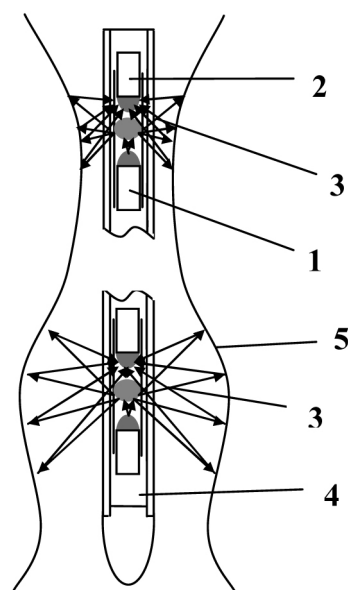


Рис. 5. Принцип функционирования оптоэлектронного зонда регистрирующей системы: 1 – источник инфракрасного излучения (светодиод АЛ-107Б); 2 – приёмник инфракрасного излучения (светодиод АЛ-107Б); 3 – интенсивность светового потока; 4 – оптический зонд; 5 – стенка пищевода

Принцип работы оптоэлектронного комплекса регистрации заключается в следующем. Зонд вводят в полость пищевода до уровня нижнего сфинктера. Сигнал, излучаемый инфракрасным источником, отражается от стенок исследуемого органа, в свою очередь, перистальтические сокращения стенок вызывают изменение интенсивности отраженного светового потока. Сигнал, отраженный от стенок пищевода, регистрируется с помощью приемника инфракрасного излучения и передаётся на блок обработки и регистрации данных (рис. 5). Максимальный предел восприимчивости оптического зонда при функционировании пищевода составляет около 45 мм. Это позволяет регистрировать перистальтические движения пищевода и при его максимальной фазе раскрытия.

Сигнал с каждой из пяти оптопар поступает на соответствующий ей измерительный канал блока регистрации и обработки данных, который в свою очередь связан с персональным компьютером или ноутбуком. По изменению величины амплитуды, частоте и форме сигнала, показанного на мониторе, даётся оценка перистальтической работы пищевода на конкретном участке в настоящий момент времени.

На примере представленных диаграмм пациента, страдающего заболеванием ахалазия кардии (рис. 6), мы наблюдаем регистрацию сигнала с каждой оптопары с временным сдвигом по оси X и степенью сжатия стенок пищевода по оси Y. Чётко выявляется акт глотания на уровне первой оптопары в виде сжатия стенок пищевода, который выделен графически амплитудным всплеском. На уровне второй оптопары наблюдается акт расслабления стенки пищевода в виде их расширения. На уровне третьей и четвертой оптопары наблюдаются пассивные сокращения стенок пищевода, соответствующие его плавной перистальтической работе на данном участке. Пятая оптопара находится на уровне нижнего сфинктера, при перистальтической работе которого наблюдается функционально неправильное сжатие стенок, сфинктер пищевода не работает в нужном режиме раскрытия и имеет спазматический характер при закрытии.

Общий вывод по диаграмме с заболеванием ахалазии кардии – четыре верхних отдела пищевода регистрируются чёткой перистальтической работой, а нижний имеет функциональную нестабильность.

Оптоэлектронный комплекс может быть эффективным дополнительным инструментом для регистрации таких патологий, как кардиоспазм и ахалазия кардии, кардиальная грыжа пищеводного отверстия диафрагмы, рефлюкс-эзофагит и др.

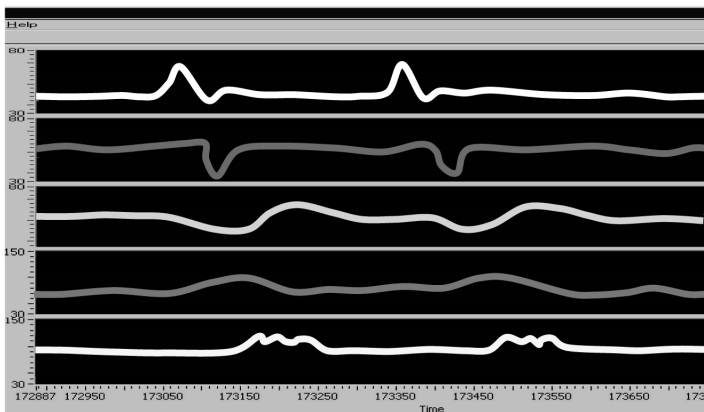


Рис. 6. Диаграмма перистальтической работы пищевода при диагностике пациента с заболеванием ахалазии кардии