

РАЗДЕЛ 2

МОДЕЛИ, СИСТЕМЫ, СЕТИ В ТЕХНИКЕ

УДК 681.7.06; 616-073.178; 53.084; 53.087; 628.953.2

ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК СИЛЫ (ДАВЛЕНИЯ) МЫШЦ ЯЗЫКА¹

*Е. А. Бадеева, Т. И. Мурашкина, Ю. А. Васильев, Д. И. Серебряков,
Т. Ю. Брусилова, Н. А. Хасаншина, Л. Ф. Терещенко*

FIBER-OPTIC SENSOR OF FORCE (PRESSURE) OF MUSCLES OF LANGUAGE

*E. A. Badeeva, T. I. Murashkina, Yu. A. Vasiliev, D. I. Serebryakov,
T. Yu. Brusilova, N. A. Khasanshina, L. F. Tereshchenko*

Аннотация. *Предмет и цель работы.* На начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости, необходимы соответствующие медицинские технические средства диагностики. В настоящее время для измерения силы (давления) мышц языка используют методы диагностики, реализуемые с помощью электрических средств измерений. Однако такие средства измерений небезопасны для жизни пациентов, не исключается электромагнитное воздействие со стороны средства измерений на тело пациента и возможен электрический пробой электрической части датчика. Целью данного исследования является разработка безопасных для здоровья пациентов волоконно-оптических технических средств диагностики заболеваний, связанных с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости. *Материалы и методы.* При разработке конструкции волоконно-оптического датчика силы (давления) мышц языка использованы основы схематического проектирования измерительных устройств, методы геометрической и волоконной оптики. *Результаты.* Предложен волоконно-оптический датчик силы (давления) мышц языка на нёбо для использования в терапевтической стоматологии. Разработаны рекомендации по укладке оптических волокон в датчике, обеспечивающие повышение чувствительности преобразования оптических сигналов в измерительном преобразователе. *Выводы.* Новое техническое решение волоконно-оптического датчика силы (давления) мышц языка позволит обеспечить безопасное, точное и надежное измерение в стоматологии, улучшить качество обслуживания маленьких пациентов на начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости.

Ключевые слова: стоматология, волоконно-оптический датчик, давление, пациент, язык, нёбо, пластина, оптическое волокно.

¹ Работа выполнена в рамках гранта при финансовой поддержке РФФИ, проект № 18-38-20045.

Abstract. Subject and goals. At the initial stage of diagnosis of the disease associated with congenital clefts of the upper lip and palate and other anomalies of the oral cavity, appropriate medical technical means of diagnosis are necessary. Currently, to measure the strength (pressure) of the muscles of the tongue, diagnostic methods are used, implemented with the help of electrical measuring instruments. However, such measuring instruments are not safe for the life of patients, electromagnetic influence from the measuring instrument on the patient's body is not excluded and an electrical breakdown of the electrical part of the sensor is possible. The aim of this study is to develop safe for the health of patients fiber-optic technical means of diagnosis of diseases associated with congenital clefts of the upper lip and palate and other anomalies of the oral cavity. **Materials and methods.** When developing the design of the fiber-optic sensor of force (pressure) of muscles, the basics of circuit design of measuring devices, methods of geometric and fiber optics were used. **Results.** A fiber-optic sensor of the force (pressure) of the muscles of the tongue on the palate for use in therapeutic dentistry is proposed. Recommendations for laying optical fibers in the sensor, providing an increase in the sensitivity of optical signal conversion in the transducer, are developed. **Conclusions.** The new technical solution fiber-optic sensor of force (pressure) of muscles of language in stomatology will allow to provide safe, exact and reliable measurement, to improve quality of service of small patients at an initial stage of diagnostics of the disease connected with congenital clefts of the upper lip and the sky and other anomalies of an oral cavity.

Keywords: dentistry, fiber optic sensor, pressure, patient, tongue, palate, plate, optical fiber.

Введение

К наиболее тяжелым порокам развития лица и челюстей относятся расщелины верхней губы и нёба, приводящим к значительным анатомическим и функциональным нарушениям. По данным Всемирной организации здравоохранения, частота рождения детей с врожденными расщелинами верхней губы и нёба в мире составляет 0,6...1,6 случая на 1000 новорожденных [1]. При скрытой расщелине верхней губы наблюдается выраженное недоразвитие мышечного слоя. При врожденных расщелинах нёба имеются общие анатомические нарушения: расщепление тканей нёба, укорочение мягкого нёба, расширение среднего отдела глотки [2]. Одним из первых изменяется положение языка в полости рта. Язык смещается в глубину ротовой полости, возникает его гипертрофия, снижается подвижность его кончика, не принимающего участия в формировании звуков. Ряд согласных звуков образуется посредством смыкания корня языка с задней стенкой глотки. Мышечный аппарат очень рано приспособляется к своеобразным условиям глотания у носителей расщелин, к этому присоединяются усилия при разговоре. В соответствии с этим на начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости, необходимы соответствующие медицинские технические средства диагностики.

Материал и методика

В настоящее время для измерения силы (давления) мышц языка используют методы диагностики, реализуемые с помощью электрических средств измерений [3–6]. Например, известен способ измерения силы давления мышц языка, когда в полость рта пациента вводят два и более датчика усилия электрического типа (рис. 1) [3].

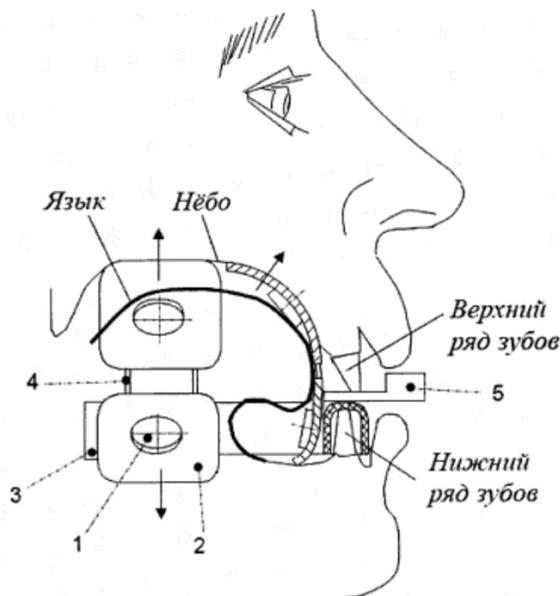


Рис. 1. Способ измерения силы давления мышц языка на сегменты смежных анатомических образований полости рта

Датчики крепятся на отдельных держателях, изготовленных в виде пластин, форма и размер которых соответствуют выбранным сегментам анатомических образований. Для измерения давления мышц языка на нёбо и верхние фронтальные и боковые зубы на держателе закрепляют консоль в виде пружинящей проволоки или ленты. С каждого датчика усилия при произношении пациентом функциональной пробы считывают электрический сигнал за выбранный промежуток времени. Интегрируют и отображают измеряемую величину в средних значениях силы мышц языка.

Такие средства измерений небезопасны для жизни пациентов, так как возможен электрический пробой электрической части датчика. Кроме того, не исключается электромагнитное воздействие со стороны средства измерений на тело пациента. Исследование посвящено возможности применения безопасных для здоровья пациентов волоконно-оптических технических средств диагностики заболеваний, связанных с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости.

Результаты и обсуждение

Исследуемые конструкции волоконно-оптических датчиков давления туннельного, изгибного и микроизгибного типов

Отличительной особенностью предлагаемой методики оценки давления языка на нёбо является применение волоконно-оптических датчиков давления (ВОДД) с закрытым оптическим каналом, когда под действием давления языка пациента оптическое волокно испытывает изгибные воздействия, приводящие к изменению интенсивности оптического излучения на выходе оптического волокна [7]. К таким датчикам относятся ВОДД туннельного, изгибного и микроизгибного типов [8–12].

В туннельных ВОДД модуляция мощности потока оптического излучения происходит вследствие сближения под действием давления двух сред, в одной из которых распространяется поток оптического излучения на расстояние, соизмеримое с длиной волны. На рис. 2 приведена одна из возможных конструкций туннельных ВОДД.

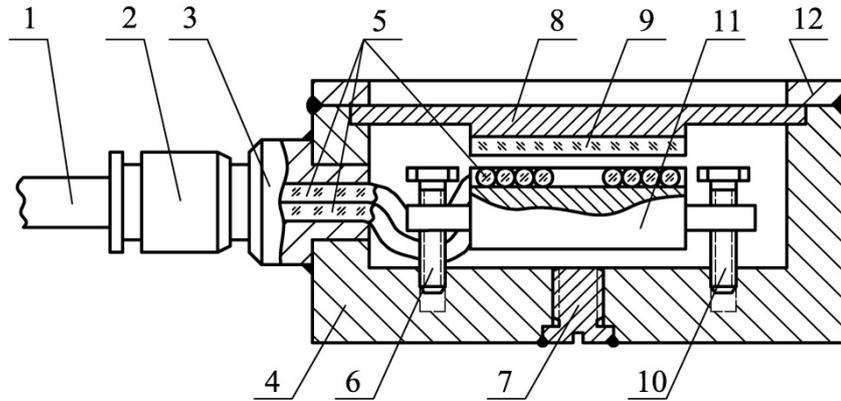


Рис. 2. Конструкция туннельного ВОДД: 1 – волоконно-оптический кабель; 2 – фиксатор; 3 – наконечник; 4 – корпус; 5 – оптическое волокно, часть которого свернута в плоскую спираль; 6, 10 – регулировочные винты; 7 – отверстие с заглушкой для регулирования давления в подмембранной полости; 8 – мембрана; 9 – плоская пластина; 11 – жесткий опорный диск; 12 – крышка

Датчик состоит из пластины 9, прикрепленной к мембране 8, и оптического волокна (ОВ) 5. На определенном участке ОВ, свернутого в плоскую спираль, снята отражающая оболочка. Пластина изготавливается из материала, у которого коэффициент преломления больше, чем коэффициент преломления материала сердцевины волокна. При сближении пластины 9 и ОВ 5 часть оптического излучения под действием давления «перетекает» из волокна в пластину.

В ВОДД на базе изогнутых оптических волокон модуляция мощности потока оптического излучения обусловлена изменением радиуса изгиба ОВ, зависящего от приложенного давления.

ВОДД на базе микроизогнутых (или микроизгибных) ОВ характеризуются тем, что в них модуляция мощности потока оптического излучения происходит при его распространении по волокну, который вследствие воздействия давления подвергается нескольким микроизгибам. Радиус каждого из микроизгибов соизмерим с диаметром используемого волокна.

Для повышения чувствительности преобразования волоконно-оптического преобразователя микроизгибного типа в работе предложено использовать промежуточный элемент между волокном и воспринимающим давление элементом в виде двух металлических стержней (рис. 3).

Давление от элемента 1 (например, в нашем случае – языка) передается через металлические стержни 2 диаметром 1 мм на ОВ 5, под которым находится упругая резиновая подкладка 3. При оказании воздействия на ОВ 5 происходит значительное падение уровня оптического сигнала, что связано с нарушением условия полного внутреннего отражения и вытеканием из волокна внеапertureных лучей.

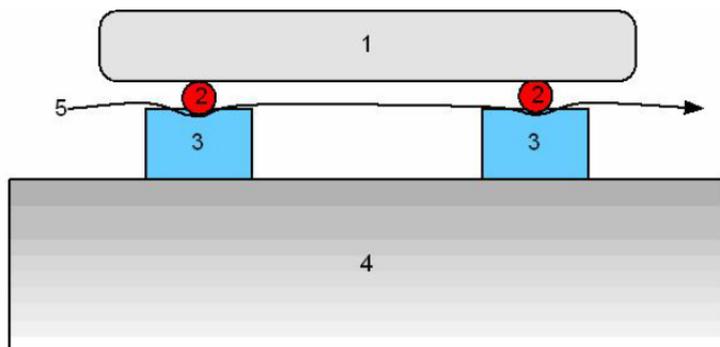


Рис. 3. Схема измерительного преобразователя волоконно-оптического датчика на базе микроизогнутого оптического волокна: 1 – воспринимающий элемент; 2 – металлические стержни; 3 – упругие резиновые подкладки; 4 – основание; 5 – микроизогнутое оптическое волокно

В качестве иллюстрации на рис. 4 показан фрагмент конструкции ВОДД, в котором для создания микроизгибов ОВ 5 используется набор цилиндрических валиков 2 и 4.

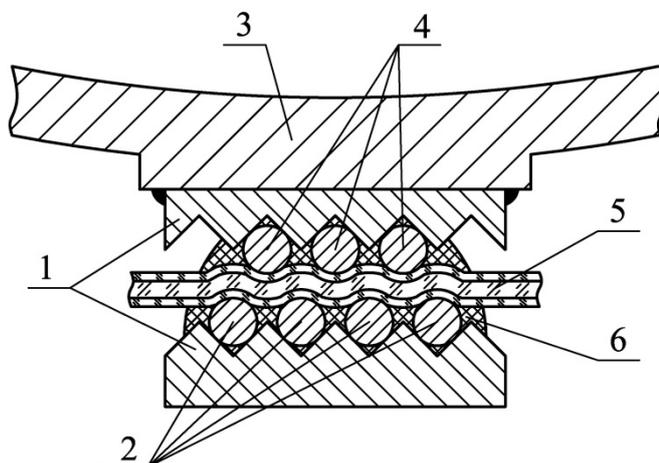


Рис. 4. Фрагмент конструкции ВОДД на базе микроизогнутого ОВ: 1 – деформеры; 2, 4 – цилиндрические валики; 3 – мембрана с жестким центром; 5 – микроизогнутое ОВ; 6 – эластичное вещество

Последние сдавливаются деформерами 1, изготовленными в форме двух зубчатых пластин. Один из деформеров неподвижен, другой перемещается при прогибе мембраны 3. ОВ 5 окружено эластичным веществом 6, коэффициент преломления которого больше, чем коэффициент преломления оболочки ОВ.

Недостатки указанных технических решений следующие:

- чувствительность преобразования оптического сигнала в зоне измерения недостаточна для измерения силы (давления) языка, особенно в том случае, если речь идет о ребенке;

- технологичность конструкции низкая, так как очень сложная процедура юстировки, которая требует прецизионной установки верхней пласти-

ны относительно нижней со сдвигом, равным половине диаметра оптического волокна, т.е. речь идет о микронах;

– датчик невозможно установить в полости рта из-за больших габаритных и установочных размеров измерительного преобразователя, превышающих размеры рта ребенка.

Конструкция волоконно-оптического датчика силы (давления) мышц языка

Приведенные недостатки конструктивного исполнения датчиков устранены в предлагаемом волоконно-оптическом датчике давления (рис. 5).

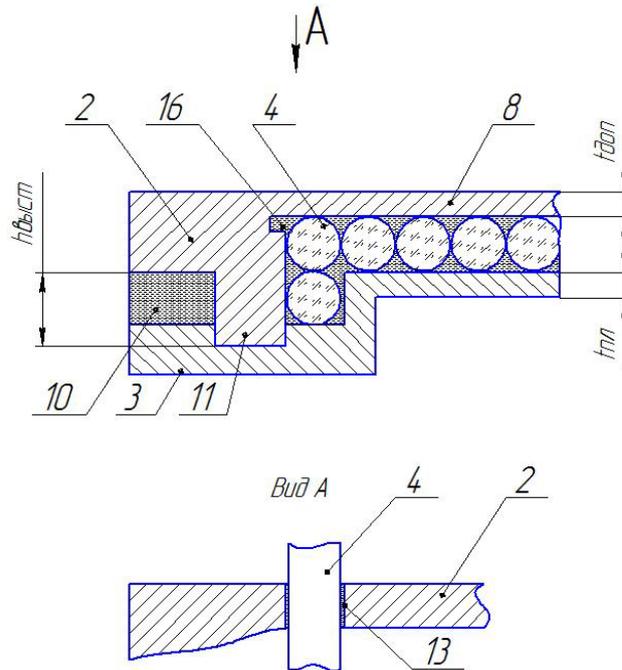


Рис. 5. Фрагмент конструкции разрабатываемого ВОДД на базе микроизогнутого ОВ

ВОДД 1 содержит две пластины 2 и 3, между которыми расположено оптическое волокно 4, один торец которого подстыкован к источнику излучения 5, а второй – к приемнику излучения 6, расположенному в электронном блоке 7 (рис. 6).

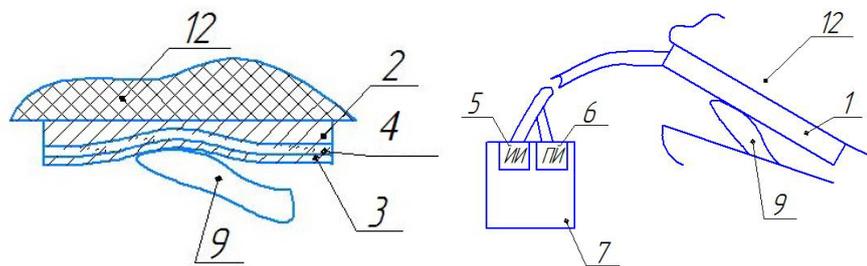


Рис. 6. Схема расположения волоконно-оптического датчика силы (давления) в полости рта и схема его соединения с регистрирующим устройством

Верхняя пластина 2 выполнена в виде перевернутого стакана, доньшко 8 которого имеет возможность прогибаться вверх под действием давления языка, нижняя пластина 3 в зоне взаимодействия с языком выполнена плоской толщиной $t_{пл}$, равной толщине доньшка $t_{дон}$ верхней пластины 2, которая с помощью клея 10 по контуру крепится на выступе 11 верхней пластины 2, причем высота внутренней полости стакана h_c определяется выражением (1):

$$h_c = (1...2)d_{ов} + t_{пл} + \Delta, \quad (1)$$

где $d_{ов}$ – диаметр оптического волокна; Δ – допуск на клеевое соединение.

Датчик 1 устанавливают в полость рта пациента таким образом, чтобы доньшко 8 верхней пластины 2 соприкасалось с нёбом 12 пациента.

Волоконно-оптический датчик давления работает следующим образом.

Язык пациента с усилием давит на нижнюю пластину 3. Она прогибается в сторону нёба 12. При этом оптические волокна 4 испытывают деформацию. Световой поток, прошедший от источника излучения 5 в зону измерения, изменяет при деформации свою интенсивность. При этом изменяется уровень сигнала на приемнике излучения 6.

Самая простая схема расположения оптического волокна 4 между пластинами 2 и 3, когда витки оптического волокна 4 расположены в виде буквы «О», начало и конец которой выходят в прорезь 13 боковой поверхности верхней пластины 2 (рис. 7,а).

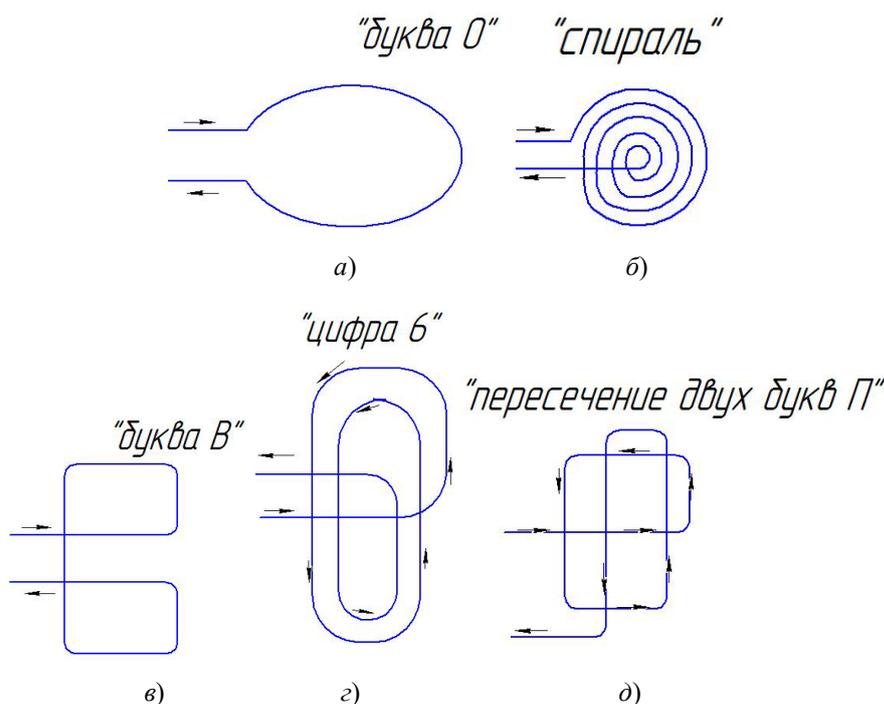


Рис. 7. Схемы укладки оптических волокон в верхней пластине ВОДД

Но такая схема расположения оптического волокна может не обеспечить необходимой чувствительности преобразования оптического сигнала.

Для увеличения чувствительности преобразования оптического сигнала возможно несколько схем расположения оптического волокна: по спирали

(рис. 7,б), в виде буквы «В» (рис. 7,в), в виде цифры 6 (рис. 7,г), в виде двух взаимно перпендикулярных букв «П» (рис. 7,д). Та или иная схема расположения оптического волокна определяется особенностями полости рта пациента.

В зависимости от схемы расположения оптических волокон выбирается числовое значение перед членом $d_{об}$ в выражении (1). Если применяется схема рис. 7,а, то выбирается цифра «1», в остальных случаях – цифра «2». Это обусловлено появлением второго слоя оптических волокон. Необходимо в этом случае второй слой располагать как можно ближе к внешнему контуру верхней пластины, чтобы не снизить чувствительность преобразования оптических сигналов.

Заключение

В данной работе новыми являются следующие положения и результаты:
– конструктивное исполнение и принцип действия волоконно-оптического датчика давления языка на нёбо для использования в терапевтической стоматологии;

– рекомендации по укладке оптических волокон в ВОДД, обеспечивающие повышение чувствительности преобразования оптических сигналов в измерительном преобразователе;

– применение ВОДД в стоматологии позволит улучшить качество обслуживания маленьких пациентов на начальной стадии диагностики заболевания, связанного с врожденными расщелинами верхней губы и нёба и другими аномалиями ротовой полости.

Библиографический список

1. Алмазова, Е. С. Логопедическая работа по восстановлению голоса у детей / Е. С. Алмазова ; под общ. ред. Г. В. Чиркиной. – Москва : Айрис-пресс, 2005. – 192 с.
2. Виноградов, Д. И. Постановка голоса / Д. И. Виноградов. – Москва : Просвещение, 1997. – 110 с.
3. Патент 2623309 RU Способ измерения силы давления мышц языка на сегменты смежных анатомических образований полости рта / Сибгатулина Е. М., Сибгатулин Р. А., Матвеев Р. С. – Опубл. 23.06.2017.
4. Датчики давления для диагностики заболеваний внутри полости рта / А. А. Куликов, В. В. Юдин, В. И. Щепочкин, Р. А. Сибгатулин, Е. М. Сибгатулина // Радиоэлектронная техника. – 2015. – № 2(8). – С. 239–243.
5. Уракова, Е. В. Морфофункциональная оценка языка и ее клиническое значение : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Уракова Е. В. – Казань, 1998. – 15 с.
6. Ямашев, И. Г. Язык: клинико-функциональные методы диагностики патологических состояний : монография / И. Г. Ямашев, Р. С. Матвеев. – Чебоксары : АУ Чувашии ИУВ, 2012. – 168 с.
7. Мурашкина, Т. И. Волоконно-оптические приборы и системы : Научные разработки НТЦ «Нанотехнологии волоконно-оптических систем» Пензенского государственного университета / Т. И. Мурашкина, Е. А. Бадеева. – Санкт-Петербург : Политехника, 2018. – Ч. I. – 187 с.
8. Патент 4286468 US, МПК G01 N 29/04. Frustrated total internal reflection fiber-optic small-motion sensor for hydrophone use / D. E. Altman. – Опубл. 01.09.1981. – 5 с.

9. Redko, V. V. Classification of Fiber-Optic Pressure Sensors with Amplitude Modulation of Optical Signal / V. V. Redko, V. T. Kondratov // *Sensors & Transducers*. – 2009. – Vol. 100, № 1. – P. 146–169.
10. Патент 1571455 SU, МПК G 01 L 23/06. Волоконно-оптический датчик давления / Р. В. Бутелков, М. Я. Меш, Н. В. Абросимова и др. – Оpubл. 15.06.1990. – 3 с.
11. Патент 4918305 US, МПК H01 J 5/16. Fiber optic pressure sensor using pressure sensitive fiber different from input and output fibers / M. T. Wlodarczyk, M. K. Krage, D. J. Vickers. – Оpubл. 17.04.1990. – 6 с.
12. Патент 4459477 US, МПК G01 L 1/24. Microbending of optical fibers for remote force measurement / C. K. Asawa, J. W. Austin, M. K. Barnoski, S. D. Personick, S. K. Yao. – Оpubл. 10.07.1984. – 16 с.

References

1. Almazova E. S. *Logopedicheskaya rabota po vosstanovleniyu golosa u detey* [Speech therapy work to restore the voice in children]. Moscow: Ayris-press, 2005, 192 p. [In Russian]
2. Vinogradov D. I. *Postanovka golosa* [Voice training]. Moscow: Prosveshchenie, 1997, 110 p. [In Russian]
3. Patent 2623309 RU *Sposob izmereniya sily davleniya myshts yazyka na segmenty smezhnykh anatomicheskikh obrazovaniy polosti rta* [Patent 2623309 RU a Method for measuring the pressure force of the muscles of the tongue on the segments of adjacent anatomical formations of the oral cavity]. Sibgatulina E. M., Sibgatulin R. A., Matveev R. S. Publ. 23.06.2017. [In Russian]
4. Kulikov A. A., Yudin V. V., Shechepochkin V. I., Sibgatulin R. A., Sibgatulina E. M. *Radioelektronnaya tekhnika* [Pressure sensors for the diagnosis of diseases inside the oral cavity]. 2015, no. 2(8), pp. 239–243. [In Russian]
5. Urakova E. V. *Morfofunktsional'naya otsenka yazyka i ee klinicheskoe znachenie: avtoref. dis. kand. med. nauk* [Morphofunctional evaluation of language and its clinical significance: abstract. dis. ... cand. medical sciences']. Kazan, 1998, 15 p. [In Russian]
6. Yamashev I. G., Matveev R. S. *Yazyk: kliniko-funktsional'nye metody diagnostiki patologicheskikh sostoyaniy: monografiya* [Language: clinical and functional methods of diagnosis of pathological conditions: monograph]. Cheboksary: AU Chuvashii IUV, 2012, 168 p. [In Russian]
7. Murashkina T. I., Badeeva E. A. *Volokonno-opticheskie pribory i sistemy: Nauchnye razrabotki NTTs «Nanotekhnologii volokonno-opticheskikh sistem» Penzenskogo gosudarstvennogo universiteta* [Fiber-optic devices and systems: Scientific developments of STC "Nanotechnologies of fiber-optic systems" of Penza state University]. Saint-Petersburg: Politekhnik, 2018, part I, 187 p. [In Russian]
8. Patent 4286468 US, MPK G01 N 29/04. *Frustrated total internal reflection fiber-optic small-motion sensor for hydrophone use*. Publ. 01.09.1981, 5 p.
9. Redko V. V., Kondratov V. T. *Sensors & Transducers*. 2009, vol. 100, no. 1, pp. 146–169.
10. Patent 1571455 SU, MPK G 01 L 23/06. *Volokonno-opticheskiy datchik davleniya* [Fiber optic pressure sensor]. R. V. Butelkov, M. Ya. Mesh, N. V. Abrosimova et al. Publ. 15.06.1990, 3 p. [In Russian]
11. Patent 4918305 US, MPK H01 J 5/16. *Fiber optic pressure sensor using pressure sensitive fiber different from input and output fibers*. M. T. Wlodarczyk, M. K. Krage, D. J. Vickers. Publ. 17.04.1990, 6 p.
12. Patent 4459477 US, MPK G01 L 1/24. *Microbending of optical fibers for remote force measurement*. C. K. Asawa, J. W. Austin, M. K. Barnoski, S. D. Personick, S. K. Yao. Publ. 10.07.1984, 16 p.

Бадеева Елена Александровна
доктор технических наук, профессор,
генеральный директор
ООО «Специальные волоконно-
оптические измерительные системы»;
кафедра бухгалтерского учета,
налогообложения и аудита,
главный научный сотрудник
НТЦ «Нанотехнологии волоконно-
оптических систем»,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: badeeva_elen@mail.ru

Мурашкина Татьяна Ивановна
доктор технических наук, профессор,
кафедра приборостроения,
директор, НТЦ «Нанотехнологии
волоконно-оптических систем»,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: timurashkina@mail.ru

Васильев Юрий Анатольевич
ассистент,
кафедра общественного здоровья,
здравоохранения и истории медицины,
Кубанский государственный
медицинский институт
(Россия, г. Краснодар,
ул. Митрофана Седина, 4)
E-mail: yurii-59@mail.ru

Серебряков Дмитрий Иванович
кандидат технических наук,
начальник технологической лаборатории,
Научно-исследовательский институт
физических измерений;
старший научный сотрудник,
НТЦ «Нанотехнологии волоконно-
оптических систем»,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: sdikoi@mail.ru

Бростилова Татьяна Юрьевна
кандидат технических наук, доцент,
кафедра электроэнергетики
и электротехники,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: krupkina@yandex.ru

Badeeva Elena Aleksandrovna
doctor of technical sciences, professor,
general director
LLC «Special fiber-optical measuring
systems»;
sub-department of accounting,
taxation and auditing,
chief researcher
STC «Nanotechnologies of fiber-
optical systems»
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Murashkina Tatyana Ivanovna
doctor of technical sciences, professor,
sub-department of instrument making,
director of STC «Nanotechnologies
of fiber-optical systems»
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Vasil'ev Yuriy Anatol'evich
assistant,
sub-department of public health, health care
and history of medicine,
Kuban State Medical Institute
(4 Mitrofana Sedina street,
Krasnodar, Russia)

Serebryakov Dmitry Ivanovich
candidate of technical sciences,
chief of technological laboratory,
Scientific Research Institute
of Physical Measurements;
senior research associate,
STC «Nanotechnologies
of fiber-optical systems»,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Brostilova Tatyana Yurevna
candidate of technical sciences,
associate professor,
sub-department of power industry
and electrical equipment,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Хасанишина Надежда Александровна
инженер-исследователь,
НТЦ «Нанотехнологии волоконно-
оптических систем»,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: nadin.gloria@mail.ru

Hasanshina Nadezhda Aleksandrovna
research engineer,
STC «Nanotechnologies of fiber-
optical systems»,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Терещенко Людмила Федоровна
ассистент,
кафедра детской стоматологии,
ортодонтии и челюстно-лицевой
хирургии,
Кубанский государственный
медицинский институт
(Россия, г. Краснодар,
ул. Митрофана Седина, 4)
E-mail: nata-luda5@mail.ru

Tereschenko Lyudmila Fedorovna
assistant,
sub-department of pediatric dentistry,
orthodontics and maxillofacial surgery,
Kuban State Medical Institute
(4 Mitrofana Sedina street,
Krasnodar, Russia)

Образец цитирования:

Волоконно-оптический датчик силы (давления) мышц языка / Е. А. Бадеева, Т. И. Мурашкина, Ю. А. Васильев, Д. И. Серебряков, Т. Ю. Бростилова, Н. А. Хасанишина, Л. Ф. Терещенко // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2019. – № 3 (31). – С. 83–93.