

ВЫВОД ФУНКЦИИ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОГО ДАТЧИКА ДЛЯ ИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ НИЗКОГО ДАВЛЕНИЯ В ПАРЕНХИМАТОХНЫХ ОРГАНАХ

Мурашкина Т. И.¹, Паршикова Т. В..¹

¹*Пензенский государственный университет, Пенза, e-mail: ms.parshikova01@mail.ru*

Аннотация

Выведена функция преобразования (ФП) волоконно-оптического датчика (ВОД), предназначенного для измерения низкого давления в диапазоне 0...20 кПа в паренхиматозных органах: печени и почках. Рассчитан прогиб мембраны, имеющей малые габариты и стабильную упругость материала, обеспечивающий требуемую чувствительность преобразования оптического сигнала.

Ключевые слова: Измерение, низкое давление, функция преобразования, волоконно-оптический датчик, мембрана

OUTPUT OF THE FIBER-OPTIC SENSOR CONVERSION FUNCTION FOR INVASIVE MEASUREMENT OF LOW PRESSURE IN PARENCHYMAL ORGANS

Murashkina T. I.¹, Parshikova T. V..¹

¹*Penza state university, Penza, e-mail: ms.parshikova01@mail.ru*

Аннотация на английском языке

The conversion function (CF) of a fiber-optic sensor (FOS) designed to measure low pressure in the range of 0...20 kPa in parenchymal organs: liver and kidneys is derived. The deflection of a membrane with small dimensions and stable elasticity of the material providing the required sensitivity of optical signal conversion is calculated.

Keywords: Measurement, low pressure, conversion function, fiber optic sensor, membrane

Введение

На различных стадиях диагностики состояния организма человека необходимы соответствующие медицинские технические средства измерения давления, поскольку давление является показательным источником информации о здоровье человека [1, с. 16].

Для разработчиков датчиков давления определяющими параметрами являются диапазон измерения давления и чувствительность преобразователя датчика. Основная проблема, встающая перед разработчиками средств измерения давления медицинского назначения, - низкие значения измеряемых давлений, в связи с чем трудно достичь нужной чувствительности преобразования сигналов. Сложно подобрать упругий воспринимающий элемент (мембрану) малых размеров, имеющий стабильную упругость материала, из которого он изготовлен. Эти проблемные вопросы можно решить с помощью волоконно-оптического датчика давления (ВОДНД) отражательного типа [2]. С целью избежания дискомфорта и снижения риска повреждения человеческих тканей, вызывающих боль и воспаление необходимо снижать габаритные размеры данного датчика.

Цель исследования – определение конструктивных параметров мембраны малогабаритного ВОДНД, обеспечивающих требуемую чувствительность преобразования оптических сигналов.

Материал и методы исследования

В ВОДНД модуляция оптического сигнала происходит зеркально отражающей поверхностью [2, с. 73, 75]. Схема, поясняющая процесс модуляции оптического сигнала при перемещении отражающей поверхности мембраны относительно торцов оптических волокон (ОВ), представлена на рисунке 1.

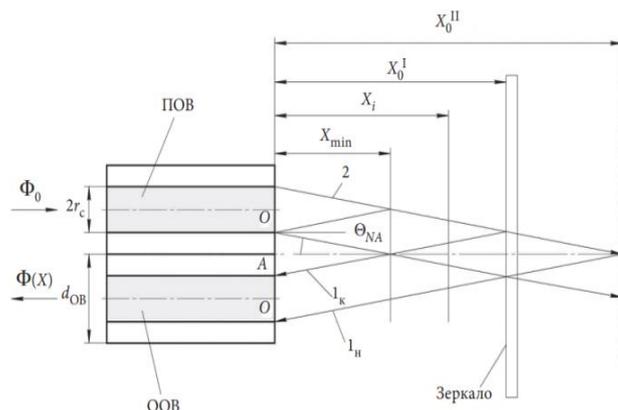


Рисунок 1 – Модуляция оптического сигнала зеркально отражающей поверхностью

Лучи света (габаритные лучи 1 и 2) от передающего подводящего волокна ПОВ проходят в прямом направлении путь $L(X)/2$ до отражателя и путь $L(X)/2$ в обратном направлении до отводящего оптического волокна ООВ под апертурным углом Θ_{NA} к оптической оси волокна. Функция преобразования ВОДНД имеет вид [2, с. 78]:

$$\Phi(X) = \Phi_0 \frac{\rho}{4\pi r_c (2X_i \Theta_{NA} - r_c)} \left\{ \begin{aligned} & \left[\frac{R}{2} \left[\frac{\pi}{90} \arcsin \frac{a}{2R} - \sin \left(2 \arcsin \frac{a}{2R} \right) \right] + \right. \\ & \left. + \frac{r_c^2}{2} \left[\frac{\pi}{90} \arcsin \frac{a}{2r_c} - \sin \left(2 \arcsin \frac{a}{2r_c} \right) \right] \right] \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

где Φ_0 - световой поток, введенный в зону измерения; ρ - коэффициент отражения зеркальной поверхности; r_c - радиус сердцевины ОВ; Θ_{NA} - апертурный угол ОВ; X_i - текущее значение расстояния от отражающей поверхности мембраны до ООВ; R - внешний диаметр кольцевой освещенной зоны в плоскости ООВ, $R=2(X_i \Theta_{NA} - r_c)$.

Определено что, если в ВОДНД применяется стаканообразная или плоская мембрана, то при воздействии давления P на мембрану, она деформируется, принимая сферическое очертание. Для определения микроперемещений центра мембраны w необходимо воспользоваться известной формулой [3]:

$$w = \frac{3pR^4(1-\mu^2)}{16Eh^2} \quad (2)$$

Результаты исследования и их обсуждение

Для передачи в зону измерения достаточной мощности оптического сигнала выбираем «кварц-кварцевое» ОВ, радиус сердцевины которого равен 200 мкм, а апертурный угол - 12° [4]. Из условия надежного функционирования микро-оптико-механической системы прогиб мембраны должен быть 20...50 мкм, а начальное расстояние между мембраной и ОВ 950...1000 мкм. По результатам расчёта (таблица 1) строится ФП (рисунок 1).

Таблица 1 – Результаты расчёта ФП

	1	2	3	4	5	6
X_i , мкм	950	960	970	980	990	1000
$\Phi(X)/\Phi_0$	0,143	0,144	0,146	0,1473	0,1477	0,1478

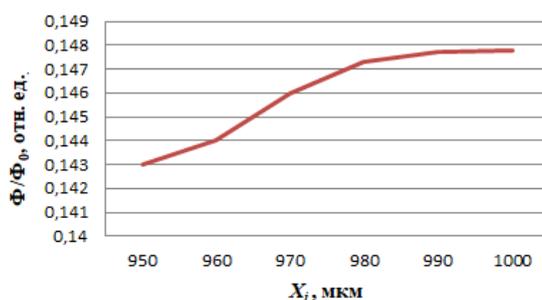


Рисунок 1 – Вид ФП микро-оптико-механической системы ВОДНД

Рассчитаем прогиб мембраны ВОДНД.

Особенность исходных данных для расчета в том, что мембрана не может быть металлической, так как не обеспечит нужную чувствительность преобразования низких значений давления в преобразуемые физические величины [1, с. 19].

Выберем материал мембраны – тефлон, модуль упругости E которого равен 4500 МПа; коэффициент Пуассона – $\mu = 0,45$. Возьмём мембрану радиусом $R = 1$ мм в связи с тем, что нам нужно уменьшить габариты ВОДНД, чтобы избежать дискомфорта и уменьшить риск повреждения тканей, вызывающих боль и воспаление. Толщину мембраны h возьмём равной 0,024 мм, чтобы обеспечить нужную чувствительность преобразования сигналов.

Давление p возьмём равным 0...100 мм рт. ст., то есть 0... 13,3 к Па [1].

По результатам расчёта (таблица 2) построим график зависимости прогиба мембраны w от действующего на неё давления p (рисунок 2).

Таблица 2 – Результаты расчёта прогиба мембраны в зависимости от действующего на неё давления

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
p , кПа	0	1,33	2,66	3,99	5,32	6,65	7,98	9,31	10,64	11,97	13,3
p , мм рт. ст.	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
w , мкм	0	3,2	6,4	9,6	12,8	16	19,2	22,4	25,6	28,8	32

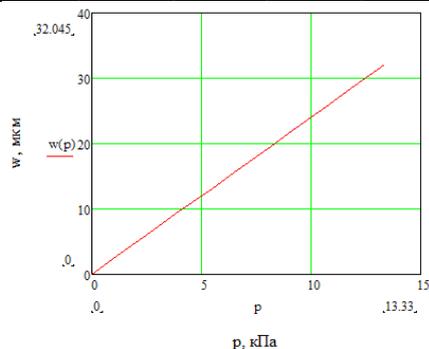


Рисунок 2 – Зависимость прогиба мембраны от действующего на неё давления

Выводы

Авторы считают, что в данной работе новыми являются:

- обоснование используемых материалов мембраны, ОБ, обеспечивающих снижение габаритов ВОДНД;
- результаты расчёт мембраны с выбранными параметрами, показавшие, что зависимость прогиба мембраны от действующего на неё давления линейная.

Список литературы

- 1 Бадеева Е.А., Мурашкина Т.И., Геращенко С.И., Бростилова С.И., Васильев С.И. Проблемные вопросы применения волоконно-оптических датчиков давления в медицинской практике. // В сборнике: Новые технологии в медицине, биологии, фармакологии и экологии. Материалы Международной конференции NT + M&Ec`2021. Весенняя сессия. Москва, 2021. С. 16-32
- 2 Бадеева Е. А., Мурашкина Т. И., Мещеряков В. А. Волоконно-оптические датчики давления отражательного типа для летательных аппаратов // Датчики и системы.2001. №9. С.14-18.
- 3 Андреева, Л. Е. Упругие элементы приборов.– М. : Машиностроение, 1981.
- 4 Мурашкина Т. И., Бадеева Е. А. Волоконно-оптические приборы и системы: научные разработки НТЦ «Нанотехнологии волоконно-оптических систем» Пензенского государственного университета Ч. I // СПб: Политехника, 2018. 192 с.