

В результате проведенных расчетов установлена степенная зависимость количества введенной пробы от длины канала.

Литература

1. Евстапо, А. А. Нанотехнологии в биологии и медицине. Микрофлюидика: курс лекций / А. А. Евстапо, А. Л. Буляница // Издательский центр Сибирского федерального университета, 2015. – 132 с.

УДК 539.25: 544.165

КОНСОЛЬНЫЕ МЭМС-БИОСЕНСОРЫ ИЗ АЛМАЗОПОДОБНОГО УГЛЕРОДА

Студент гр. 11310116 Мергурьев И. С.

Кандидат техн. наук, доцент Кузнецова Т. А.,

ст. преподаватель Лапицкая В. А.

Белорусский национальный технический университет

Среди сенсоров, применяющихся в медицине, наиболее чувствительными являются кантилеверные МЭМС-биосенсоры. Такие сенсоры крайне чувствительны, они способны определить одну бактерию или часть клетки – митохондрию. Чувствительным элементом таких сенсоров является микрокантилевер. Суть его работы довольно проста: кантилевер колеблется с определённой частотой, и при присоединении к нему дополнительной массы эта частота изменяется. Это изменение может фиксировать изменение отражённого пятна лазера, который направлен на кантилевер. Дополнительной определяющей массой на кантилевере могут выступать: вирус, бактерия, или например – мутантная ДНК, вызывающая меланому [1]. Фиксация нужного биоматериала обеспечивается функционализацией поверхности кантилевера под необходимый биоматериал.

Цель работы – сравнение массы кантилевера при изменении его резонансной частоты для двух видов форм кантилеверов: балочной и V-образной.

По результатам этих расчётов были сделаны следующие выводы:

- частота колебаний у V-образного кантилевера изменяется почти линейно в зависимости от присоединённой массы;
- масса в зависимости от толщины кантилевера растёт линейно;
- при невысокой частоте колебаний (60–70 кГц.) рациональнее использовать кантилеверы балочного типа;
- в качестве материала для изготовления кантилевера для биосенсора предпочтителен алмазоподобный углерод, так как при небольшом изменении дополнительной массы сильно изменяется и частота его колебаний;

– модуль упругости кантилевера является определяющим параметром для таких сенсоров.

Литература

1. Huber, F. Fast Diagnostics of BRAF Mutations in Biopsies from Malignant Melanoma / F. Huber, H. Lang, K. Glatz, D. Rimoldi, E. Meyer, C. Gerber // Nano Letters. – 2016. – № 16 (9). – P. 5373–5377.

УДК 681.586.2

ВЛИЯНИЕ ДЛИНЫ ТАКТИЛЬНОГО СЕНСОРА НА ИЗМЕНЕНИЕ СОПРОТИВЛЕНИЯ ПРИ КАСАНИИ

Студент гр. 11310116 Мишкович Н. С.

Кандидат техн. наук, доцент Кузнецова Т. А.,

ст. преподаватель Лапицкая В. А.

Белорусский национальный технический университет

Появление тактильных датчиков, предназначенных для геометрического распознавания предметов окружающего пространства, обусловлено развитием робототехники. Основными предпосылками для создания таких датчиков стала необходимость воспроизведения осязательных свойств человеческой кожи. Тактильные сенсоры – это устройства, предназначенные для обнаружения контакта между предметом и поверхностью, на которой расположен датчик, и (или) определения формы этого предмета [1]. Существует много различных типов тактильных датчиков. Одним из наиболее распространенных видов является пьезорезистивный тактильный сенсор.

Цель работы – определение изменения сопротивления ΔR на тактильном сенсоре в результате приложенного механического напряжения.

Расчет сопротивления проводили по следующей формуле [1]:

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\sigma + \pi E)x \quad (1)$$

где R – электрическое сопротивление проводящей структуры вдоль продольного направления, $R = 5$ Ом; ΔR – соответствующее изменение сопротивления в результате приложенного напряжения; σ – коэффициент Пуассона материала, $\sigma = 0,33$; π – пьезорезистивный коэффициент, $\pi = 10$; E – модуль Юнга; x – продольная деформация; ρ – удельное сопротивление.

Проведен расчет ΔR (соответствующее изменение сопротивления в результате приложенного напряжения) для нескольких пьезоматериалов, применяющихся в тактильных сенсорах, и получена зависимость изменения сопротивления в результате приложенного напряжения от длины.