

Также видно существенное изменение частоты в зависимости от выбранного материала, что дает базу для изготовления сенсоров с различной чувствительностью в широком диапазоне нагрузок имеет определенное влияние при изменении разных параметров.

Литература

1. Shevchenko, S. Surface-Acoustic-Wave Sensor Design for Acceleration Measurement / S. Shevchenko, A. Kukaev, M. Khivrich, D. Lukyanov // Sensors, 2018, vol. 18, no. 7, pp. 2301.

УДК 544.638.2

ВЛИЯНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МИКРОКАНАЛА МИКРОФЛЮИДНОГО УСТРОЙСТВА НА КОЛИЧЕСТВО ВВЕДЕННОЙ ПРОБЫ

Студент гр. 11310116 Кот С. И.

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

ст. преподаватель Лапицкая В. А.

Белорусский национальный технический университет

Микрофлюидные устройства предоставляют уникальные возможности для сортировки биологических клеток и обнаружения измененных клеток. Приборы на основе микрофлюидных чипов (МФЧ) обладают рядом преимуществ по сравнению с традиционными аналитическими системами. Прежде всего, это малый расход дорогих реагентов и пробы; высокая чувствительность определения компонентов пробы; компактные размеры, низкое энергопотребление [1].

Целью данной работы являлось определение зависимости количества введенной пробы от геометрических параметров канала МФЧ.

При вводе пробы в МФЧ используются различные элементы ячейки: разнообразные капилляры (с внутренним диаметром от 5 до 500 мкм), микро-резервуары (сосуды), куда помещается проба и раствор буфера и т. д. Размеры транспортных каналов МФЧ должны определенным образом соотноситься с размером резервуаров, так, чтобы не вызывать резких перепадов давления в каналах. Для микроканала сечением S количество введенной пробы Q зависит от подвижности компонентов пробы μ [1] и геометрических параметров самого канала:

$$Q = \frac{\mu \cdot S \cdot U \cdot t}{L} c, \quad (1)$$

где c – концентрация пробы в растворе; L – длина канала; μ – суммарная электрофоретическая и электроосмотическая подвижность; S – площадь сечения; U – напряжение; t – время инъекции.

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;