

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РФ
Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«ЮЖНЫЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»
Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения

На правах рукописи



Малохатко Софья Владимировна

**ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА МАТРИЧНЫХ
ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ
УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕНСОРОВ**

Специальность 2.2.2 – Электронная компонентная база микро- и наноэлектроники,
квантовых устройств

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук

Научный руководитель –
член-корреспондент РАН,
доктор технических наук, профессор
О.А. Агеев

Таганрог – 2023

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. АНАЛИЗ КОНСТРУКЦИЙ И ТЕХНОЛОГИЙ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕНСОРОВ.	13
1.1 Анализ ультразвуковых устройств.....	13
1.2 Однослойные мембраны.....	20
1.3 Многослойные мембраны	26
1.4 Матрицы микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.....	31
1.5 Технологические маршруты изготовления микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров	39
Выводы и постановка задачи	45
ГЛАВА 2. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ МЕМБРАН.....	48
2.1 Описание математической модели мембраны	48
2.2 Теоретические исследования резонансной частоты мембран.....	51
2.3 Разработка и исследование конструкций мембран для микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров	59
2.4 Теоретическое исследование мембран в режиме излучения.....	76
2.5 Теоретические исследования напряженно-деформированного состояния мембранных структур.....	80
2.6 Способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров.....	85
Выводы по главе 2.....	92
ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ УСЛОВИЙ ФОРМИРОВАНИЯ МАТЕРИАЛОВ СТРУКТУРЫ НА ИХ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА И ПАРАМЕТРЫ	95

3.1 Оборудование, используемое при проведении экспериментальных исследований	96
3.2 Исследование влияния защитных свойств плёнок оксида кремния на морфологию поверхности кремния при травлении в КОН	99
3.3 Исследование влияния концентрации и температуры раствора КОН на морфологию поверхности кремниевых мембран	105
3.4 Исследование влияния технологических режимов формирования слоёв мембран на напряженно-деформированное состояние	109
3.5 Исследование влияния технологических режимов формирования плёнок ZnO на их параметры	117
Выводы по главе 3	124
ГЛАВА 4. РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО МАРШРУТА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТРИЧНЫХ ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕНСОРОВ ..	126
4.1 Разработка и исследование макета микроэлектромеханического сенсора	126
4.2 Разработка технологического маршрута изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров	131
Выводы по главе 4	139
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	140
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	142
СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ	143
ПРИЛОЖЕНИЕ	155

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность диссертационной работы

Ультразвуковые устройства применяются во многих областях, таких как медицина, металлургия и навигационные системы. В медицине ультразвук является привлекательной альтернативой магнитно-резонансной томографии и рентгеновской компьютерной томографии.

Повышение продолжительности жизни и снижение уровня смертности населения являются важными задачами демографической политики Российской Федерации. Одним из способов решения этих задач является создание носимых электронных устройств, которые позволят обнаруживать первые признаки заболеваний. Носимые датчики вызывают интерес из-за возможности собирать большое количество информации о состоянии здоровья человека в режиме реального времени.

В последнее десятилетие носимые датчики на основе гибкой электроники являются одной из наиболее активно развивающихся отраслей приборостроения. Интерес исследователей нацелен на создание датчиков с высокой чувствительностью, малым весом и автономным питанием. Применение микроэлектромеханических систем позволяет решить эти задачи и снизить энергоёмкость таких датчиков.

Носимые датчики могут использоваться для мониторинга различных показателей состояния здоровья человека, к которым относится проходимость сосудов. Одним из наиболее информативных методов мониторинга сосудов является ультразвуковая доплерография. При этом качество получаемой информации зависит от навыков оператора в точном позиционировании прибора. Носимые устройства на основе матриц объемных пьезокомпозитных преобразователей позволяют исправить данный недостаток, но являются достаточно массивными. Использование матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических преобразователей позволяет уменьшить габариты ультразвуковых сенсоров без потери эффективности.

Таким образом, актуальной задачей современной электроники является необходимость исследования и разработка матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров, а также технологического маршрута их изготовления.

Цели и задачи диссертационной работы

Цель диссертационной работы – проведение исследований и разработка конструкции и технологического маршрута изготовления матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

Для решения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Анализ преимуществ и недостатков современных конструктивно-технологических решений матричных микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

2. Теоретические исследования влияния физико-механических параметров материалов и конструкций мембран на функциональные параметры матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

3. Экспериментальные исследования влияния технологических режимов формирования на электрофизические параметры материалов структуры микроэлектромеханических сенсоров и функциональные параметры мембран.

4. Разработка и исследование конструкции и технологического маршрута изготовления матричного пьезоэлектрического микроэлектромеханического ультразвукового сенсора.

Научная новизна работы:

1. Теоретически установлены закономерности влияния физико-механических параметров материалов слоёв на функциональные параметры многослойных мембран с учётом их конструктивных параметров.

2. Предложен пороговый критерий, позволяющий оценивать влияние физико-механических параметров пьезоэлектрического слоя на функциональные параметры мембранной структуры.

3. Разработан способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров, отличающийся учётом влияния физико-механических параметров материалов структуры многослойных мембран, а также конструкции и параметров подвесов мембранных структур, что позволяет разрабатывать многочастотные матричные пьезоэлектрические микроэлектромеханические ультразвуковые сенсоры.

Практическая значимость работы:

1. На примере структуры Si/SiO₂/Mo/ZnO/Mo установлены критические значения порогового критерия, при достижении которых на этапе проектирования многослойной мембранной структуры возможно не учитывать параметры пьезоэлектрического слоя с заданным уровнем погрешности расчётов. Показано, что критическое значение порогового критерия -0,3 дБ соответствует погрешности расчётов 3,9 %.

2. Определены режимы отжига материалов слоёв многослойных мембран для снижения значений механических напряжений. Показано, что механические напряжения снижаются: в плёнках молибдена с $-204,2 \pm 5$ до $-79,7 \pm 7$ МПа после отжига при 240 °С, а в плёнках оксида цинка с $-716,5 \pm 0,4$ до $-457,5 \pm 0,2$ МПа после отжига при 330 °С.

3. Разработан макет микроэлектромеханического сенсора для волоконно-оптического акустического приёмника, позволяющий повысить чувствительность приёмника в 2,8 раза при снижении резонансной частоты в 1,6 раза.

4. Разработан унифицированный технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

5. На основе разработанного способа проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров предложена конструкция матрицы пьезоэлектрических

микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров унифицированных по параметрам преобразователей, защищенная патентом [1].

Положения, выносимые на защиту:

1. Закономерности влияния физико-механических параметров материалов и конструктивных параметров мембран на функциональные параметры матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров, на основе которых предложен пороговый критерий, позволяющий оценивать влияние физико-механических параметров пьезоэлектрического слоя на функциональные параметры мембранной структуры.

2. Способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров, позволяющий разрабатывать многочастотные сенсоры.

3. Унифицированный технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

Реализация результатов работы:

Диссертационная работа выполнялась в НОЦ «Нанотехнологии» ЮФУ и на кафедре НТ МСТ ИНЭП в соответствии с планом научного проекта №20-37-90087 «Мембраны для акустических микроэлектромеханических датчиков» (Российский фонд фундаментальных исследований, 2020-2022 гг.)

Имеется три акта, подтверждающие сведения о практическом использовании результатов диссертационной работы: в учебном процессе на кафедре НТ МСТ ЮФУ, а также при выполнении НИР в Институте нанотехнологий, электроники и приборостроения ЮФУ и в Институте автоматизации и процессов управления Дальневосточного отделения Российской академии наук.

При выполнении работ в рамках диссертационного исследования использовалось технологическое и аналитическое оборудование НОЦ

«Нанотехнологии» ЮФУ и Института автоматике и процессов управления Дальневосточного отделения Российской академии наук.

Апробация работы:

Основные научные результаты диссертационной работы были доложены и обсужданы на международных конференциях и семинарах различного уровня: The International Conference «Micro and Nanoelectronics – 2021» (ICMNE-2021) including the extended Session «Quantum Informatics» (г. Звенигород, Россия, 2021), 7th and 8th International Schools and Conferences «Saint Petersburg OPEN» (г. Санкт-Петербург, Россия), International conference «Physica.SPb/2020» (г. СанктПетербург, Россия), International Conferences on «Physics and Mechanics of New Materials and Their Applications» (PHENMA) 2019 (г. Ханой, Вьетнам), Всероссийская научно-техническая конференция с международным участием "КомТех" 2019-2021 (г. Таганрог, Россия).

Публикации:

По теме диссертации опубликовано 16 печатных работ. Список основных публикаций автора состоит из четырех статей, опубликованных в изданиях, входящих в перечень ВАК, а также четырех статей, опубликованных в изданиях, входящих в базы данных Scopus и Web of Science.

Структура и объем диссертации:

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка используемых источников и приложения.

Во введении обоснована актуальность темы диссертационной работы, представлены цель и основные задачи исследования, научная новизна и практическая значимость, а также сведения об апробации результатов и структуре диссертации.

В первой главе представлены результаты аналитического обзора литературных источников по проблеме создания ультразвуковых датчиков матричного типа, которые используются в диагностических целях. Использование микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров (МЭМС УЗ-сенсоры) в данных устройствах позволяет устранить такие

недостатки, как высокая энергоёмкость, массивность устройств и дороговизна изготовления.

Проведён анализ конструкций МЭМС УЗ-сенсоров. Выявлено, что конструкция мембран на балочных подвесах позволяет повысить чувствительность при достаточно высоких значениях резонансной частоты. Улучшение характеристик многослойных мембран достигается за счёт использования различных активных пьезоэлектрических слоёв, а также конструкций с полусферической формой мембран. Однако изготовление мембран таких форм сложнее в отличие от плоских. Сделан вывод о необходимости проведения исследований влияния физико-механических параметров материалов слоёв на функциональные параметры многослойных мембран с учётом их конструктивных параметров.

Показано, что при разработке современных конструкций матриц пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров основной тенденцией является расширение диапазона рабочих частот и увеличение чувствительности. Определено, что матрицы с сенсорами различных форм и размеров позволяют значительно расширить диапазон рабочих частот без существенной потери чувствительности. Однако в таких матрицах используются преобразователи с различной ёмкостью, что усложняет систему обработки сигналов.

Проведён анализ технологий изготовления мембран. Выявлено, что на этапе формирования многослойных мембран в плёнках формируются механические напряжения, которые отрицательно влияют на выходные характеристики сенсора. Сделан вывод о необходимости проведения исследования влияния технологических условий формирования материалов многослойных мембранных структур на их функциональные свойства и параметры.

По результатам аналитического обзора литературных источников были сформулированы цель и задачи диссертационной работы.

Во второй главе представлены результаты теоретических исследований влияния физико-механических параметров материалов слоёв на функциональные параметры многослойных мембран. Проведенный анализ влияния материалов слоёв и их геометрических параметров на резонансную частоту показал, что в многослойной мембране с увеличением отношения толщины кремния к толщине слоя пьезоэлектрика влияние последнего на резонансную частоту уменьшается. На основании этого предложен пороговый критерий, позволяющий оценивать влияние физико-механических параметров пьезоэлектрического слоя на функциональные параметры мембранной структуры. Определены критические значения порогового критерия, при котором на этапе проектирования возможно с заданным уровнем погрешности расчётов не учитывать параметры пьезоэлектрика.

Предложены конструкции мембран на балочных подвесах с более высокой чувствительностью мембран по сравнению с жёсткозакреплёнными. Выбраны наиболее подходящие геометрические параметры, которые позволяют достичь диапазона частот, требуемого для применения в методах ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга. Проведено теоретическое исследование предложенных конструкции мембран в режиме излучения.

Представлены результаты исследования влияния внутренних механических напряжений в слоях многослойной структуры на начальный прогиб мембраны на балочных подвесах. Установлено, что с увеличением количества подвесов влияние внутренних механических напряжений на прогиб уменьшается, что связано с увеличением жёсткости структуры. В связи с чем сделан вывод, что при использовании конструкций на балочных подвесах требуется минимизация внутренних напряжений в слоях многослойной структуры или использование типа закреплений, которые позволят увеличить жёсткость мембраны.

Разработан способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров на основе балочных

структур. Используя разработанный способ, была спроектирована конструкция матрицы мембран размерностью 7×7 с рабочим диапазоном частот от 0,52 до 1,7 МГц, механической чувствительностью от 0,98 до 0,11 нм/кПа и чувствительностью преобразователей от 0,594 до 0,204 мВ/кПа. Полученные результаты показали, что мембранные матричные пьезоэлектрические МЭМС УЗ-сенсоры на основе балочных структур позволяют расширить диапазон рабочих частот при одинаковой ёмкости преобразователей каждого элемента матрицы.

В третьей главе представлены результаты экспериментальных исследований влияния технологических условий формирования материалов многослойных мембранных структур на их функциональные свойства и параметры. Установлены закономерности влияния технологических режимов формирования на параметры материалов и функциональные параметры мембран, на основе которых определены режимы получения материалов слоёв многослойной мембранной структуры со сниженными механическими напряжениями.

В четвертой главе представлены результаты разработки и исследования матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

На основе теоретических результатов были разработаны макеты МЭМС-сенсоров для волоконно-оптического акустического приёмника в качестве чувствительного элемента. Установлено, что у МЭМС-сенсора на основе мембраны с поперечными подвесами чувствительность выше в 2,8 раза, тогда как резонансная частота ниже в 1,6 раза.

На основе полученных результатов была предложена конструкция многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора и разработан технологический маршрут его изготовления. Предложенный многочастотный матричный пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор имеет рабочий диапазон частот в диапазоне от 0,52 до 1,7 МГц и чувствительность от 830 до 540 нм/В.

В заключении сформулированы основные результаты диссертационной работы.

Диссертация изложена на 154 страницах, включая 24 таблицы, 104 рисунка и списка используемых источников из 100 наименований. В приложении приведены документы о внедрении и использовании результатов диссертационной работы.

ГЛАВА 1. АНАЛИЗ КОНСТРУКЦИЙ И ТЕХНОЛОГИЙ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕНСОРОВ

1.1 Анализ ультразвуковых устройств

С появлением гибкой электроники появилась возможность создания носимых устройств биомедицинской сенсорики (умная одежда [2], интеллектуальный текстиль [3], электронная кожа (эпидермальная электроника) [4]), которые в режиме реального времени позволяют мониторить работу внутренних органов человека (рисунок 1.1) [5, 6]. Такие устройства могут собирать большое количество данных о состоянии здоровья пациента (частота сердечных сокращений, артериальное давление, состояние сосудов, температура тела, насыщение крови кислородом, уровень глюкозы в крови и прочее), что позволяет осуществлять непрерывной удаленный мониторинг основных показателей организма [7-9]. В связи с этим, пациенту не требуется постоянно проходить стационарные медицинские обследования для назначения или корректировки плана лечения и соответствующего ухода.

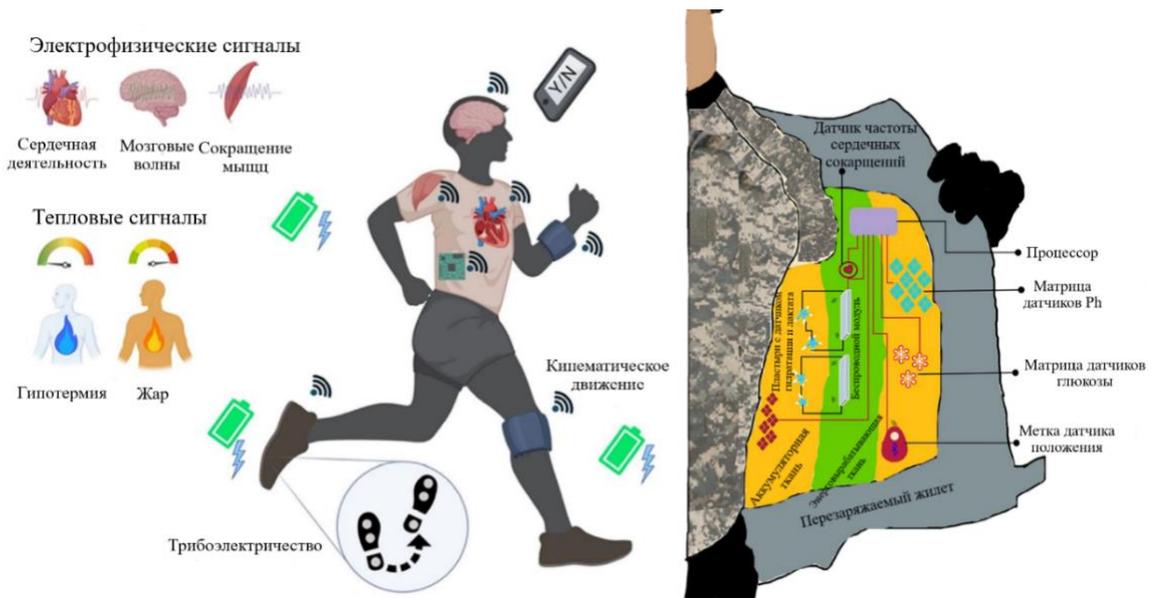


Рисунок 1.1 – Носимые устройства биомедицинской сенсорики [5]

Стремительное развитие микроэлектромеханических систем (МЭМС) позволило значительно улучшить характеристики носимых устройств мониторинга состояние здоровья человека за счёт миниатюризации и снижения энергоёмкости ключевых компонентов.

Ультразвуковое исследование (УЗИ) – один из ключевых методов мониторинга состояние здоровья человека (рисунок 1.2) [10]. При этом для каждой области применения сильно различаются рабочие частоты и удельные мощности (рисунок 1.3) [11].

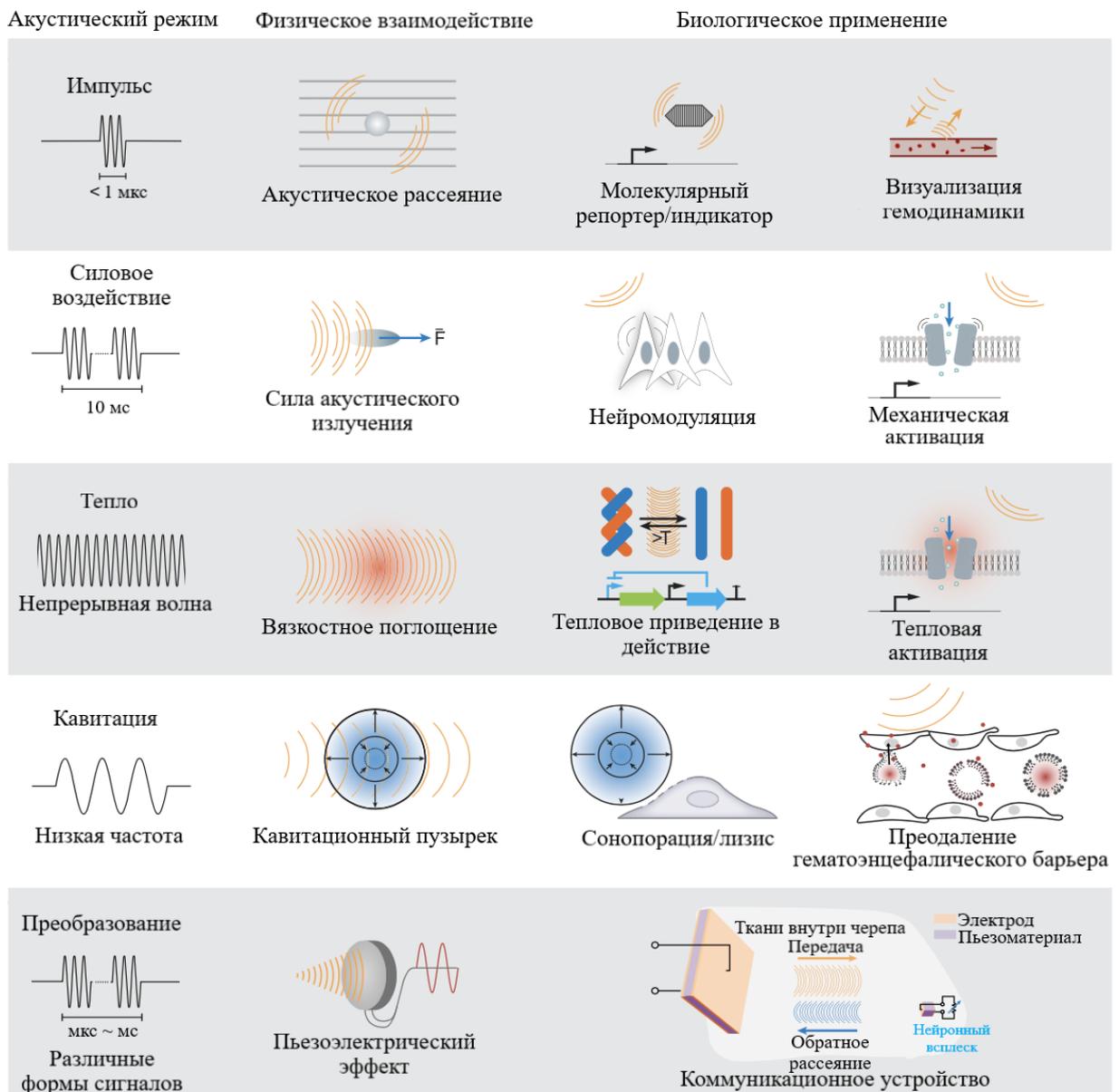


Рисунок 1.2 – Воздействие ультразвука [10]

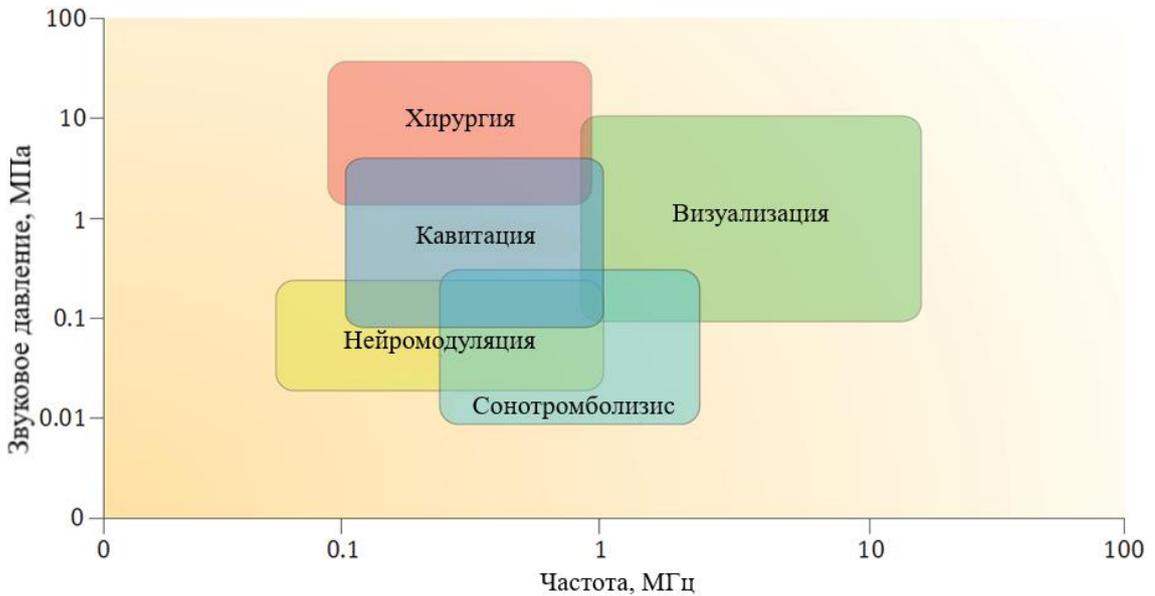


Рисунок 1.3 – Применение ультразвука в зависимости от частоты и звукового давления [11]

В следствие того, что по статистике инсульт находится на втором месте среди причин смертности в мире (рисунок 1.4) [12], разработка носимых миниатюрных устройств, которые позволяют в реальном масштабе времени получать данные о параметрах кровотока и состоянии сосудов головного мозга является актуальной задачей для снижения уровня смертности и повышения продолжительности жизни населения.

Десять ведущих причин смерти в мире по данным Всемирной организации здравоохранения



Рисунок 1.4 – Статистика смертности в мире

Исследование сосудов можно проводить различными методами, но наиболее информативным является ультразвуковая диагностика (рисунок 1.5) [13]. Преимуществом ультразвуковых устройств является возможность получать информацию о глубокорасположенных органах и сосудах в теле человека. Помимо этого, устройства на основе ультразвуковых микроэлектромеханических сенсоров находят широкое применение в различных областях нейробиологии. В зависимости от режима работы, такие устройства позволяют выполнять визуализацию сосудов, определять их параметры и параметры кровотока, а также стимуляцию и модуляцию активности головного мозга [10]. При этом для каждого типа воздействия используются определенные диапазоны частот, которые приведены в таблицах 1.1, 1.2.

Метод / Применение	Фотоплетизмография	Тонометрия	Ультразвук
Исследование периферийных артерий			
Объект с толстым жировым слоем			
Исследование центральных артерий (объекты глубокорасположенные и без поддерживающих костных структур)			

Рисунок 1.5 – Основные методы исследования сосудов [13]

Таким образом мониторинг сосудов головного мозга в режиме реального времени позволяет регистрировать микроэмболические сигналы и прогнозировать инсульты. Одним из методов такого мониторинга является ультразвуковая транскраниальная доплерография, которая используется для получения функциональных измерений мозговой активности с помощью исследований кровотока [14, 15]. При функциональной транскраниальной доплерографии используются ультразвуковые колебания частотой 1-3 МГц. Для оценки кровотока сканирование проводят через «акустические» окна (темпоральное, орбитальное, субокципитальное) в импульсном доплеровском режиме, принцип которого заключается в излучении коротких звуковых импульсов (продолжительность импульса составляет 0,1 % времени цикла сканирования) и регистрации обратно-рассеянных эхо-сигналов (рисунок 1.6).

Таблица 1.1 – Параметры ультразвуковых устройств для применения в медицине [16]

Применение	Время экспозиции	Частота, МГц	Интенсивность звуковой волны
Терапия	минуты	0,1-10	до 2 Вт/см ²
Диагностика	минуты	1-10	0,1-50 мВт/см ²
Хирургия	секунды	1-10	до 1 кВт/см ²

Таблица 1.2 – Глубина проникновения ультразвука в мягких тканях в зависимости от частоты [16]

Частота, МГц	Глубина проникновения ультразвука, см
1	до 50
3,5	30
5	15
7,5	7
10	5

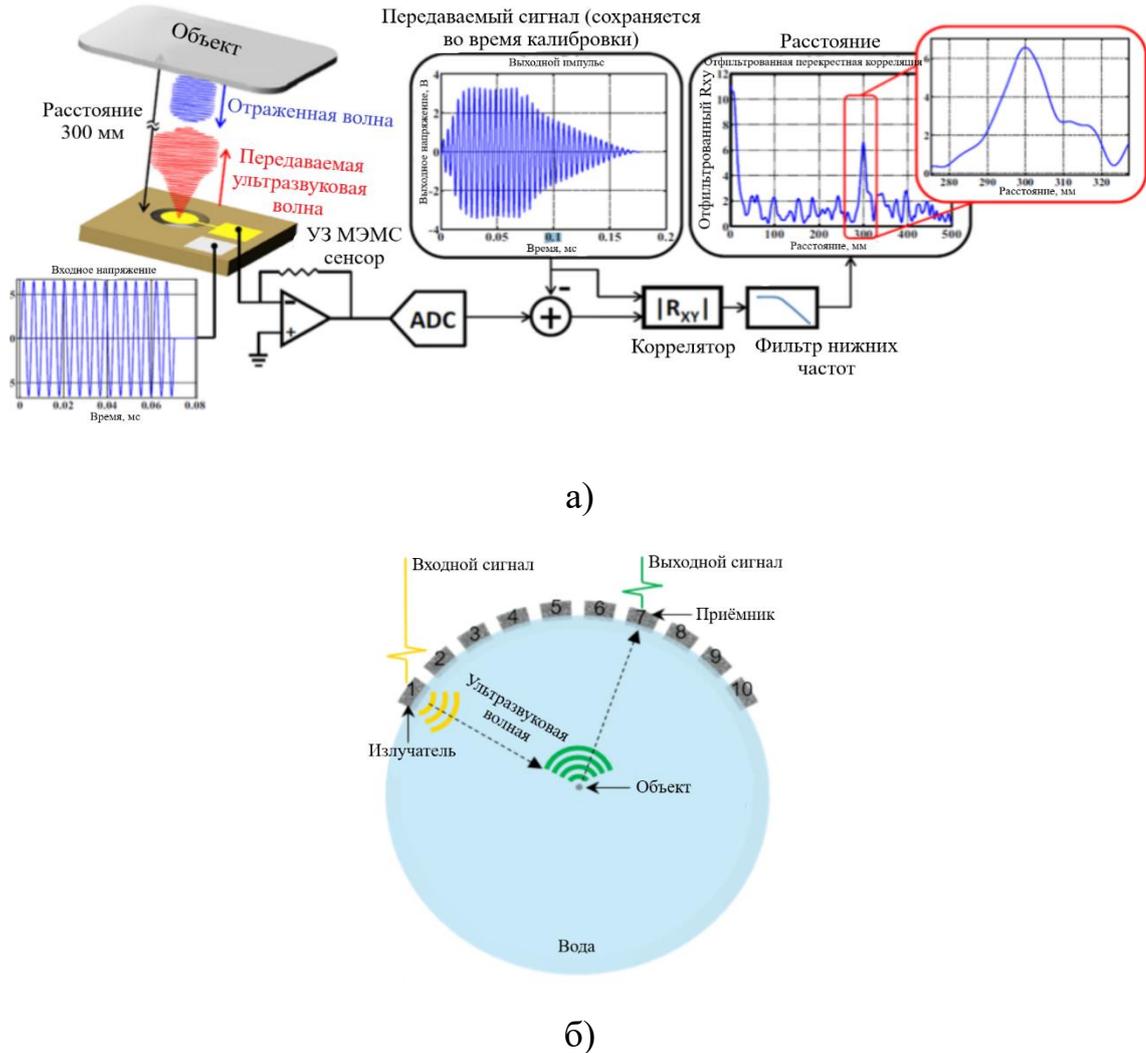


Рисунок 1.6 – Блок-схема ультразвукового сенсора с совмещённым (а) [17] и раздельно-совмещённым (б) [13] излучателем и приёмником

При исследовании сосудов головного мозга с помощью стационарной ультразвуковой системы мониторинга, качество изображений зависит исключительно от навыков оператора в точном позиционировании устройства на голове пациента. Носимые УЗ-устройства устраняют данный недостаток, за счёт фиксации устройства на голове человека (рисунок 1.7) [18]. Однако в таких устройствах применяются матрицы ультразвуковых сенсоров, состоящие из объёмных пьезокомпозитных мембран из цикроната-титаната-свинца (ЦТС) (рисунок 1.8), что делает устройства массивными и энергоёмкими [19].

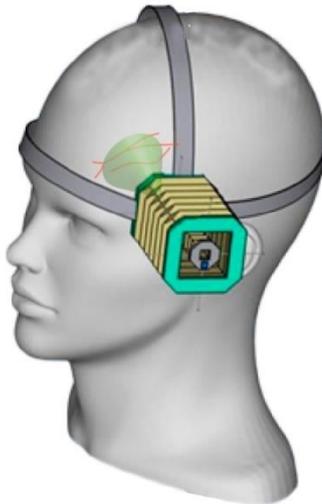


Рисунок 1.7 – Носимое устройство для мониторинга сосудов
головного мозга [18]

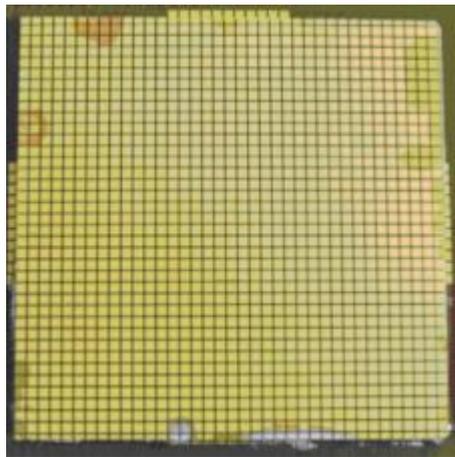


Рисунок 1.8 – Матрица ультразвуковых сенсоров [20]

Матрицы пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров (в англоязычной литературе PMUT - Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers) являются перспективной заменой таким матрицам, за счёт таких преимуществ, как высокая плотность упаковки, низкий механический импеданс и низкая стоимость за счёт массового производства. В связи с этим, использование таких матриц позволит миниатюризировать носимые ультразвуковые устройства для мониторинга сосудов головного мозга. Существуют два типа МЭМС УЗ-сенсоров, которые используются в методах ультразвуковой визуализации: емкостные и пьезоэлектрические (рисунок 1.9) [11].

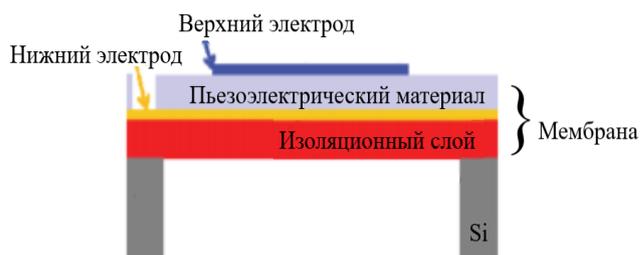
Емкостной ультразвуковой датчик**Пьезоэлектрический ультразвуковой датчик**

Рисунок 1.9 – МЭМС УЗ-сенсоры

Емкостные МЭМС УЗ-сенсоры имеют ограничения, связанные с необходимостью наличия вакуумного зазора между электродами (ограниченный ход и залипание мембраны), и характеризуются высоким уровнем потребляемой мощности [12, 13]. Пьезоэлектрические МЭМС УЗ-сенсоры лишены подобных недостатков, но на текущем этапе исследований имеют сравнительно невысокий коэффициент электромеханической связи и узкую полосу пропускания [11, 14]. В обоих типах сенсоров ключевой составляющей конструкции выступает мембрана, параметры которой оказывают определяющее влияние на частоту, коэффициент электромеханической связи, чувствительность и другие рабочие характеристики ультразвуковых сенсоров. Существуют два типа мембран: однослойные и многослойные [15]. За последние несколько десятилетий разработаны различные конструкции и технологии изготовления мембран для оптимизации работы ультразвуковых сенсоров.

1.2 Однослойные мембраны

Однослойные мембраны состоят из подложки, плёнки поверх неё и металлического контакта, если в нём есть необходимость (рисунок 1.10). Традиционно в МЭМС-устройствах такие мембраны изготавливают из кремния и его соединений [21, 22].

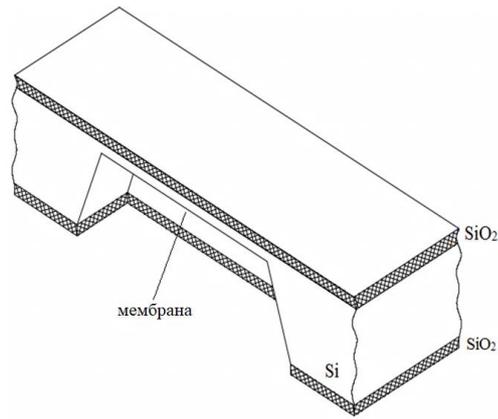


Рисунок 1.10 – Схематическое изображение поперечного сечения мембраны

Однослойные мембраны используются в качестве чувствительного элемента (ЧЭ) в микрофонах [23], волоконно-оптических гидрофонах [24] и датчиках давления [25]. Принцип работы таких мембран основан на механических колебаниях, вызванных действием внешней нагрузки (акустическая волна, давление). Преимуществами данного типа мембран являются линейный отклик, технологическая воспроизводимость, а также возможность достаточно долгое время работать в водной среде без потери эффективности [26]. Мембраны обычно имеют стандартные формы (круглая, прямоугольная и квадратная) (рисунок 1.11) [21, 22].

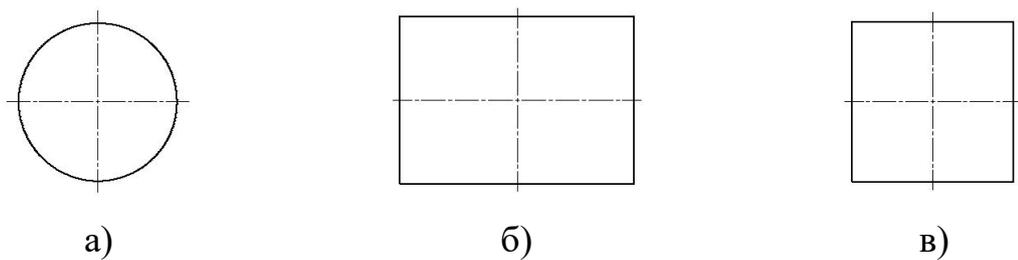


Рисунок 1.11– Формы мембран: круглая (а), прямоугольная (б), квадратная (в)

В работе [27] показано, что мембрана круглой формы имеет невысокую чувствительность, по сравнению с прямоугольными и квадратными мембранами. Однако у прямоугольных мембран под воздействием нагрузки появляются высокие механические напряжения по сравнению с квадратной

[27]. При этом, возрастает вероятность поломки датчика. Также известно, что квадратные и прямоугольные мембраны больше подходят для проектирования фотошаблонов (ФС).

В зависимости от области применения и конструктивно-технологических задач подбирается наиболее оптимальная форма мембран. В настоящее время разработаны некоторые конструкции таких мембран для увеличения чувствительности сенсора: с подвесными балками, гофрированные и перфорированные.

Конструкция гофрированной мембраны представлена на рисунке 1.12. Типы гофров в зависимости от формы канавки бывают трёх видов: V – образные (получают методом анизотропного жидкостного травления (АЖТ)), U – образные (получают методом изотропного жидкостного травления (ИЖТ)), П – образные (получают методом плазмохимического травления (ПХТ)) [21].

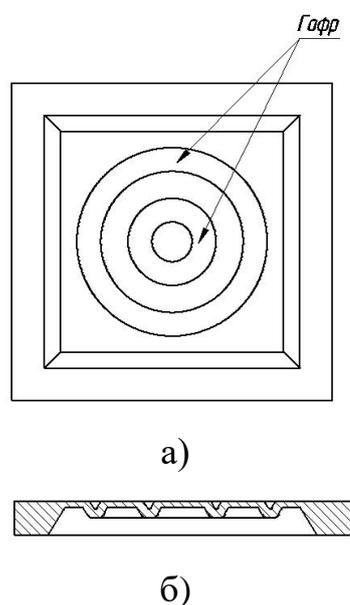


Рисунок 1.12 – Гофрированная мембрана: вид снизу (а), сечение (б)

Конструкция гофрированной мембраны позволяет снизить нагрузку на центральную часть мембраны и повысить чувствительность. Варьируя материал и геометрические параметры мембраны и гофров, а также их

количество, возможно изменять частотные характеристики и чувствительность сенсора.

Так, например, в работе [28] представлена конструкция круглой кремниевой мембраны с четырьмя гофрами (рисунок 1.13). Для исследований использовали структуры с 3 видами П – образных гофр: полыми, заполненными карбидом кремния (SiC) и вольфрамом (W). Радиус и толщина круглой мембраны, представленной в данной работе, 1 мм и 18 мкм соответственно. Резонансная частота микрофона, использующего в качестве чувствительного элемента кремниевую мембрану без заполнений в области гофр, с заполнениями SiC и W, составила 45, 88 и 45 кГц соответственно. Однако чувствительность, по сравнению с круглой кремниевой мембраны с идентичным размерами, снизилась с 76 до 79 дБ [28].

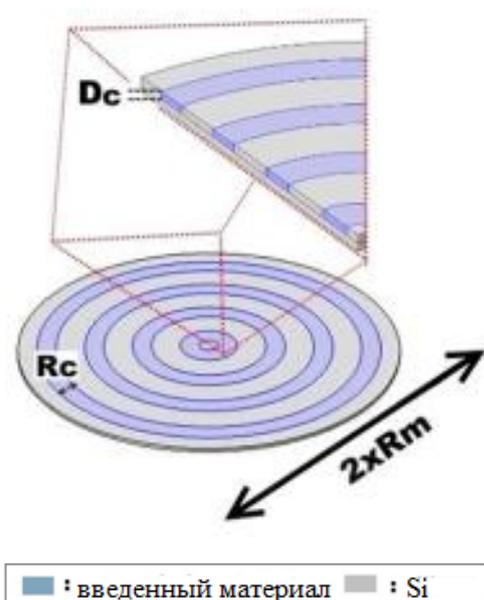
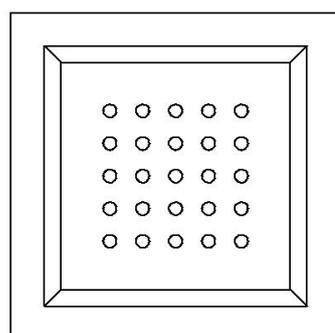


Рисунок 1.13 – Модель гофрированной мембраны [28]

Конструкция перфорированной мембраны представлена на рисунке 1.14. Отверстия могут быть круглой, квадратной, прямоугольной и других форм. Как в случае и с гофрированными мембранами, такие конструкции позволяют снизить нагрузку на центр мембраны [21].



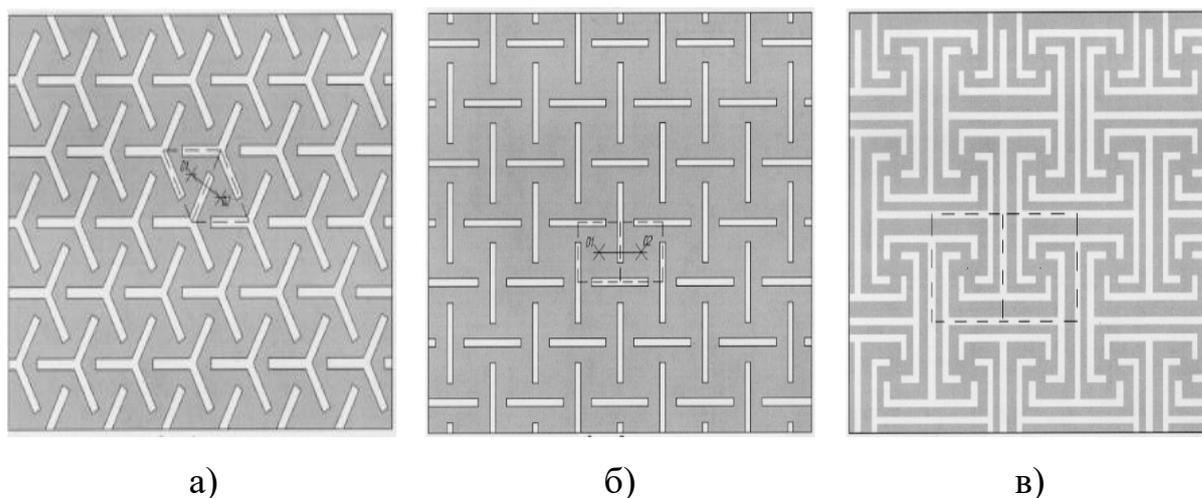
а)



б)

Рисунок 1.14 – Перфорированная мембрана: вид снизу (а), сечение (б)

В работе [29] представлены конструкции мембран с тригональной и тетрагональной перфорацией (рисунок 1.15).



а)

б)

в)

Рисунок 1.15 – Мембрана, перфорированная с образованием тригональных (а) и тетрагональных (б, в) фигур [29]

Мембраны изготавливались из карбида кремния 3С-SiC, нитрида кремния (Si_3N_4) и силумина (Al-Si). Чувствительность разработанных мембран составила 78-100 %. Представленное конструктивное решение также повышает надёжность и технологичность чувствительных элементов.

Для повышения чувствительности сенсоров в работе [30] была разработана кремниевая мембрана с подвесными балками (рисунок 1.16). В предлагаемой конструкции кольцеобразный магнит, окружающий круглую мембрану,

создает магнитное поле. Проводник представляет собой плоскую микрокатушку, расположенную поверх мембраны, которая расположена как можно ближе к магниту. Электрический сигнал к катушкам подается с помощью двух токопроводящих дорожек, поддерживаемых подвесными балками. Катушка защищена от коротких замыканий изолирующим слоем. Два сквозных отверстия поперек изолирующего слоя соединяют дорожки с концами катушки.

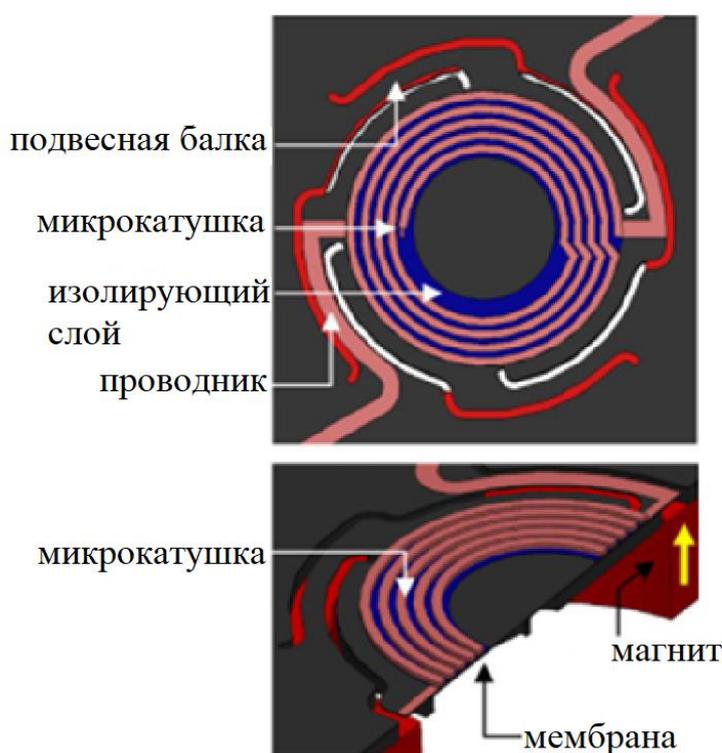


Рисунок 1.16 – Вид сверху и поперечное сечение схематической структуры МЭМС микрофона [30]

Гибкие подвесы в данной конструкции позволяют мембране всегда двигаться параллельно своему исходному положению, подобно движению поршня, что идеально с точки зрения акустики. Компромисс между массой и жёсткостью мембраны был достигнут в данной конструкции за счёт добавления рёбер (рисунок 1.17).

У данной конструкции рабочие частоты лежали в диапазоне от 300 Гц до 20 кГц, без потери качества звука [30].

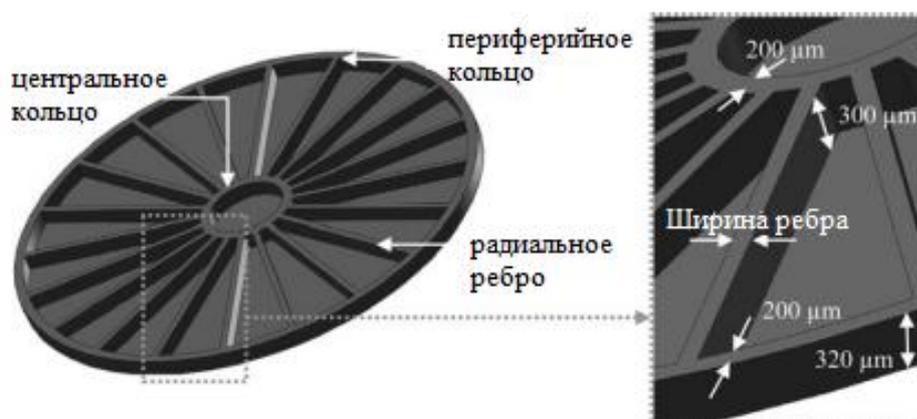


Рисунок 1.17 – Ребристая структура кремниевой мембраны [30]

В ходе анализа современных конструкций однослойных мембран, выявлено, что основной тенденцией развития в данном направлении является получение структур с высокой чувствительностью и резонансной частотой. Указанные характеристики могут быть достигнуты за счёт снижения массы мембраны или высвобождения граней мембраны.

1.3 Многослойные мембраны

Многослойные мембраны, в отличие от однослойных, являются законченными ЧЭ ультразвуковых датчиков. Стандартно мембрана состоит из слоя пьезоэлектрического материала, расположенного между тонкими слоями электродов (Au, Pt) (рисунок 1.18) [31, 32]. По оси 1 указывается направление электрического поля или смещения, а по оси 2 напряжение или деформация в слое пьезоэлектрического материала. При сканировании объектов ультразвуком, звуковая волна излучается каждым элементом матрицы МЭМС УЗ-сенсоров. Когда звуковая волна достигает объекта, она отражается и возвращается к матрице датчиков, вызывая механические колебания мембран [32]. Пьезоэлектрические МЭМС УЗ-сенсоры могут работать, как в режиме излучения, так и в режиме приёма звуковых волн. В режиме излучения (рисунок 1.19 (а)), когда между верхним и нижним электродами многослойной мембраны подаётся переменное напряжение, в пьезоэлектрическом слое

возникает деформация (обратный пьезоэффект). Деформация в пьезоэлектрическом слое, создает механические колебания мембраны, которые, в свою очередь, генерируют звуковые волны [32]. Звуковые волны излучаются в виде коротких импульсов. Стандартно продолжительность импульса составляет 0,1 % времени цикла сканирования, все остальное время датчик принимает отраженные звуковые волны.

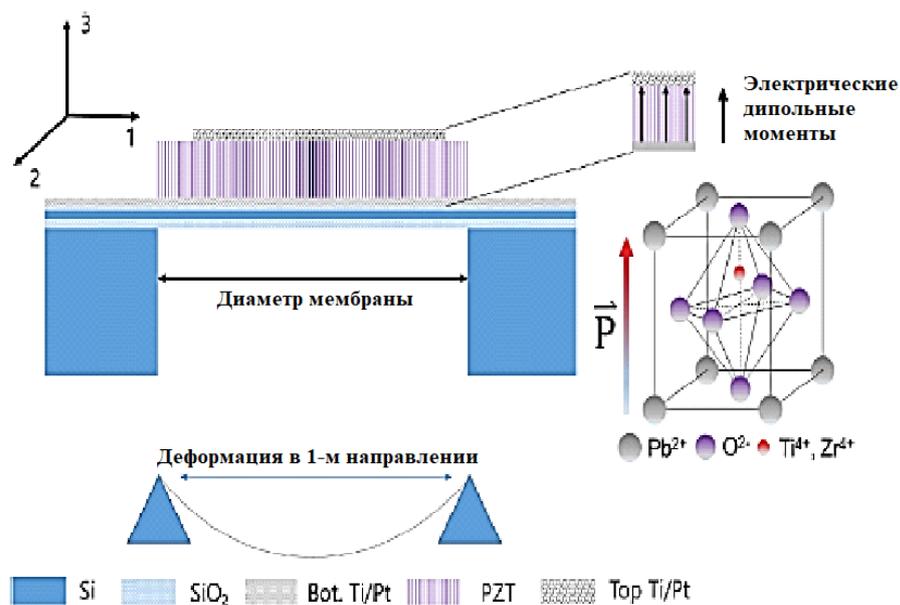
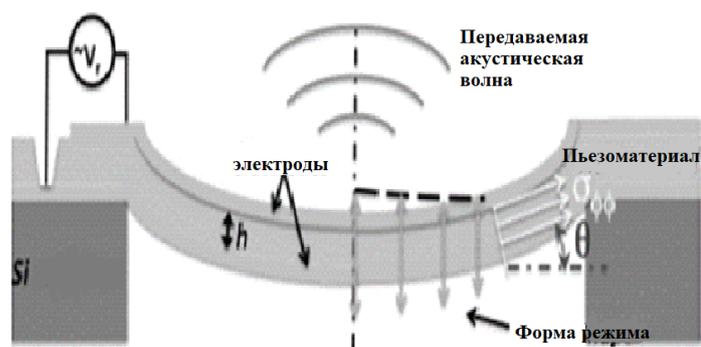


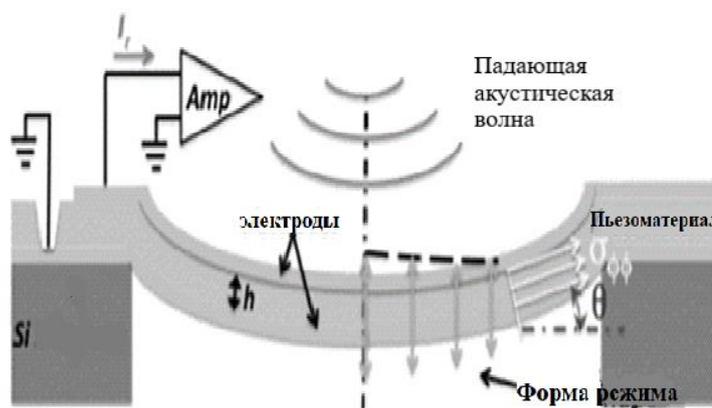
Рисунок 1.18 – Схематическое изображение пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора [31]

В режиме приёма, (рисунок 1.19 (б)) под воздействием звуковой волны, мембраны совершают механические колебания, которые приводят к образованию электрических зарядов в пьезоэлектрическом слое (прямой пьезоэффект) [32].

Недостатком пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров является сравнительно низкий коэффициент связи. Основные подходы к улучшению коэффициента связи датчиков данного типа: создание пьезоэлектрического материала с высокой пьезоэлектрической постоянной, снижение остаточных напряжений во время процесса изготовления и оптимизация геометрии сенсора [33]. Также для усиления коэффициента связи вводятся новые конструктивные конфигурации и геометрии мембран [31, 32, 34, 35].



а)



б)

Рисунок 1.19 – Схематическое изображение пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора в режиме излучения (а) и приёма (б) [31]

В работе [36] представлена конструкция биморфного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора. Данное устройство состоит из двух активных пьезоэлектрических слоёв из AlN толщиной от 715 до 950 нм и четырёх электродов из Mo толщиной 130 нм: верхнего, внутреннего круглого (средний слой), внешнего кольцевого (средний слой) и нижнего электродов (рисунок 1.20). Чтобы получить доступ к скрытому среднему и нижнему электродам проводится процесс травления. С тыльной стороны подложки формируют сквозное отверстие для высвобождения мембраны радиусом 100-230 мкм. Тонкий неактивный слой AlN, который почти непроницаем для химического состава травления на задней стороне, используется в качестве ограничителя травления в нижней части мембраны.

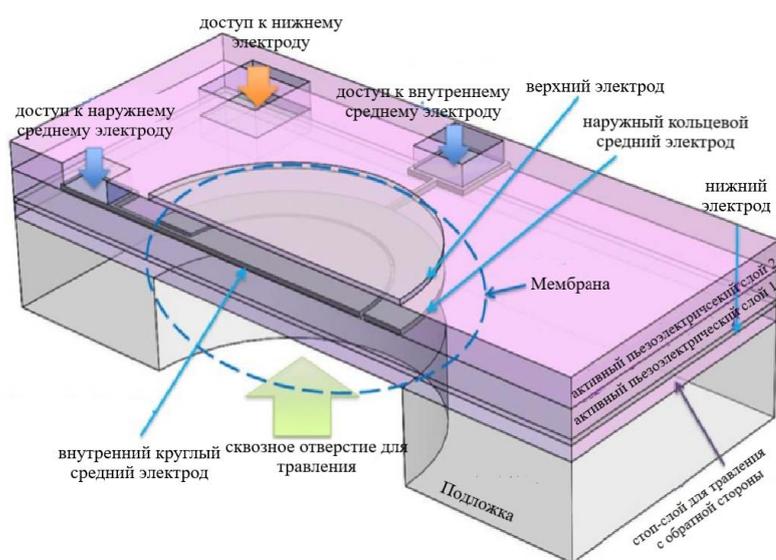


Рисунок 1.20 – Схематическое изображение биморфного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора [36]

Внутренний и внешний электроды разделены небольшим зазором и имеют дифференциальный привод, а верхние нижние электроды заземлены. Пьезоэлектрический градиент деформации в активных слоях заставляет мембрану совершать механические колебания, излучая звуковые волны в контактную среду. Рабочие частоты таких сенсоров составили 200-970 кГц в воздухе и 250 кГц – 1 МГц в воде. Коэффициент электромеханической связи данной конструкции составил 6 % [36].

В работах [37, 38] представлена конструкция МЭМС УЗ-сенсора с изогнутой мембраной (рисунок 1.21). Многослойная мембрана диаметром 140 мкм состоит из двух молибденовых электродов и активного слоя из AlN.

Предложенная конструкция отличается от стандартных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров тем, что пьезоэлектрический материал в ней поляризован в направлении, перпендикулярном к его поверхности. Когда переменное напряжение прикладывают между двумя электродами, пьезоэлектрическая деформация может создавать большие прогибы мембраны из-за кривизны её изгиба [31]. Данное преимущество обусловлено тем, что деформация в пьезоэлектрическом слое создает

механические колебания посредством изменений размеров (растяжение или сжатие) в горизонтальном направлении, которое ограничено периферией изогнутой мембраны [37]. Кроме того, изогнутая конструкция может быть построена на основе КМОП-совместимого процесса [39]. Номинальный размер мембраны в данной конструкции определяется процессом травления сквозного отверстия с тыльной стороны.

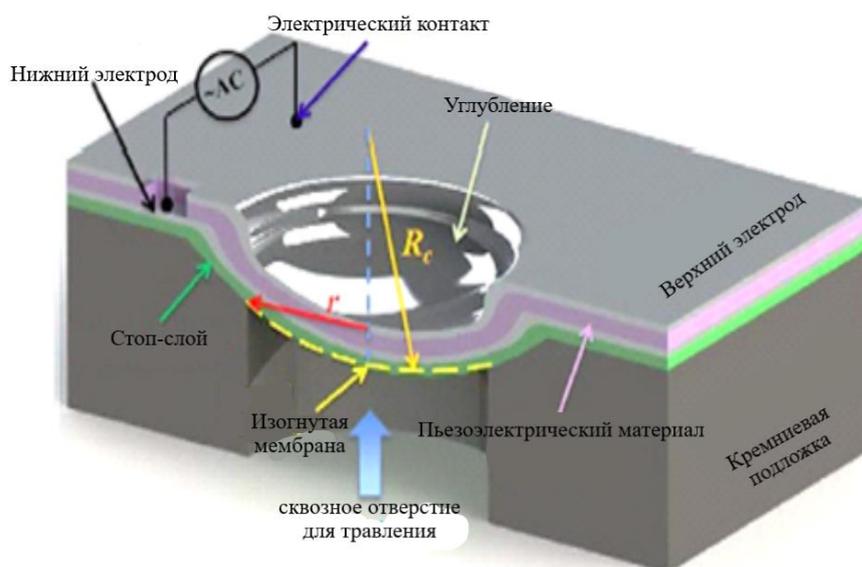


Рисунок 1.21 – Схематическое изображение изогнутого пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора [37]

Представленный пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор с изогнутой мембраной имеет такие преимущества, как высокая резонансная частота ($\approx 2,2$ МГц) и повышенный коэффициент связи (45 %) [37].

В работе [40] представлен пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор с куполообразной мембраной с активным слоем из ЦТС толщиной 2 мкм (рисунок 1.22). Предварительно сформированная в виде трёхмерного (3D) купола с тонкими металлическими верхним и нижним электродами структура устраняет жёсткий кремниевый мембранный слой, который требуется для традиционного режима изгиба [40].

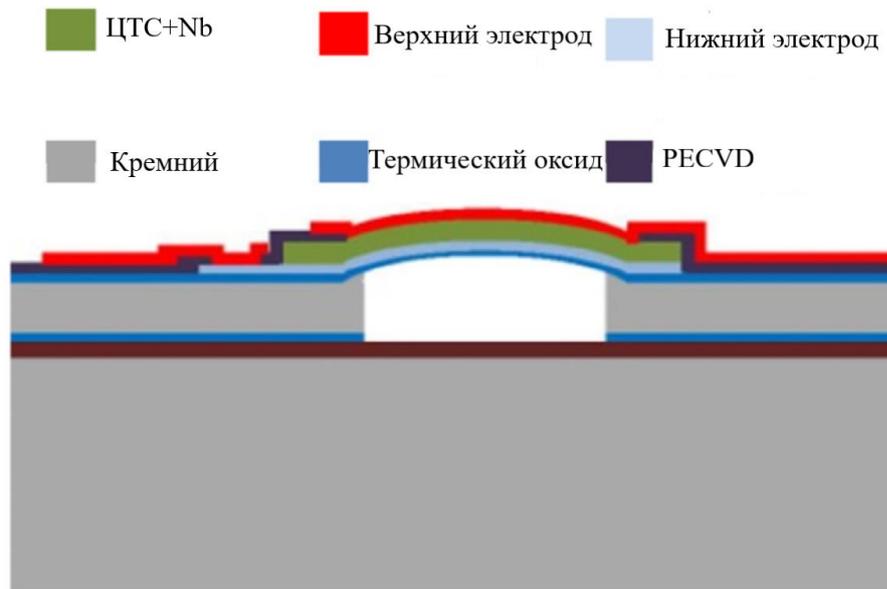


Рисунок 1.22 – Поперечное сечение куполообразного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора [40]

Таким образом, данная конструкция позволила получить высокую акустическую чувствительность за счёт эффективного преобразования акустической энергии в электрическую и наоборот посредством пьезоэлектрического эффекта.

В ходе анализа современных конструкций пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров на основе многослойных мембран, выявлено, что полусферические (куполообразные и изогнутые) формы мембран позволяют повысить коэффициент электромеханической связи. За счёт того, что деформация в пьезоэлектрическом слое таких мембран создает механические колебания в горизонтальном направлении, которое ограничено формой мембраны. Что позволяет достигнуть большего прогиба мембран. Однако изготовление таких мембран сложнее, чем стандартных.

1.4 Матрицы микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров

Помимо одиночных сенсоров текущие исследовательские усилия также сосредоточены на изготовлении и сопряжении двумерных (2D) матриц МЭМС

УЗ-сенсоров для приложений объёмной визуализации [41]. Разработка 2D-матриц МЭМС УЗ-сенсоров с использованием передовых технологий изготовления МЭМС может открыть новые области применения и добавить новые функциональные возможности к текущим конструкциям. Такие матрицы обеспечивают трёхмерное электрическое управление ультразвуковыми волнами [42]. Важным требованием к 2D-матрицам для объёмного формирования трёхмерного ультразвукового луча является большое количество элементов. Поскольку интенсивность ультразвука снижается при увеличении глубины распространения, ослабленный ультразвук должен быть компенсирован увеличением количества активных элементов. Количество линий соединений пропорционально увеличивается с увеличением количества элементов, что затрудняет размещение матрицы ультразвуковых преобразователей в небольшом корпусе и практически невозможно для корпуса с высокой плотностью [42]. Помимо этого, одним из существенных недостатков матриц пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров является их относительно узкая полоса пропускания по сравнению с емкостными МЭМС УЗ-сенсорами или объёмными пьезоэлектрическими преобразователями. Некоторыми исследовательскими группами разработаны различные типы таких матриц для оптимизации работы и упрощения их изготовления.

В работе [43] представлена двумерная матрица 32×32 пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров. На рисунке 1.23 представлено поперечное сечение одного из элементов матрицы. Одной из проблем при изготовлении этой конструкции было отсоединение верхнего электрода на этапе формирования рисунка нижнего электрода в процессе производства. Эта проблема была решена путём установки металлической перемычки между соединительными линиями верхнего электрода (рисунок 1.24). Преимуществом, обеспечиваемым предлагаемой конструкцией, является сокращение количества соединений между элементами.

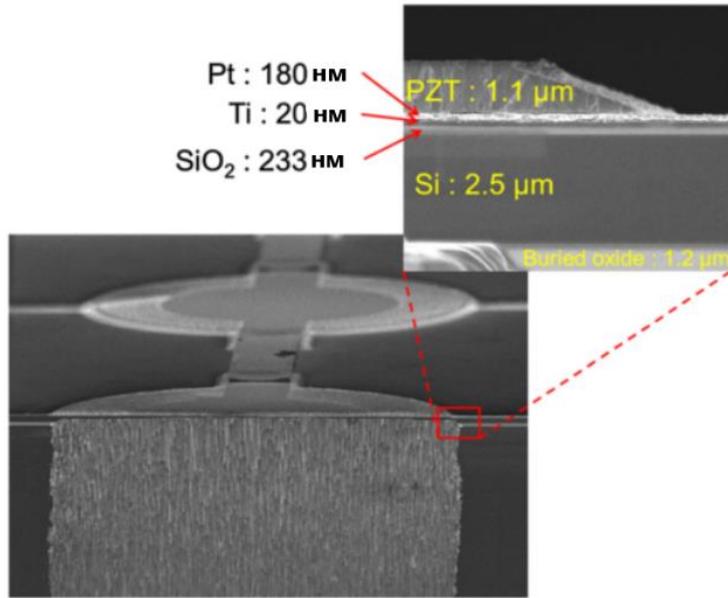


Рисунок 1.23 – Поперечное сечение элемента матрицы [43]

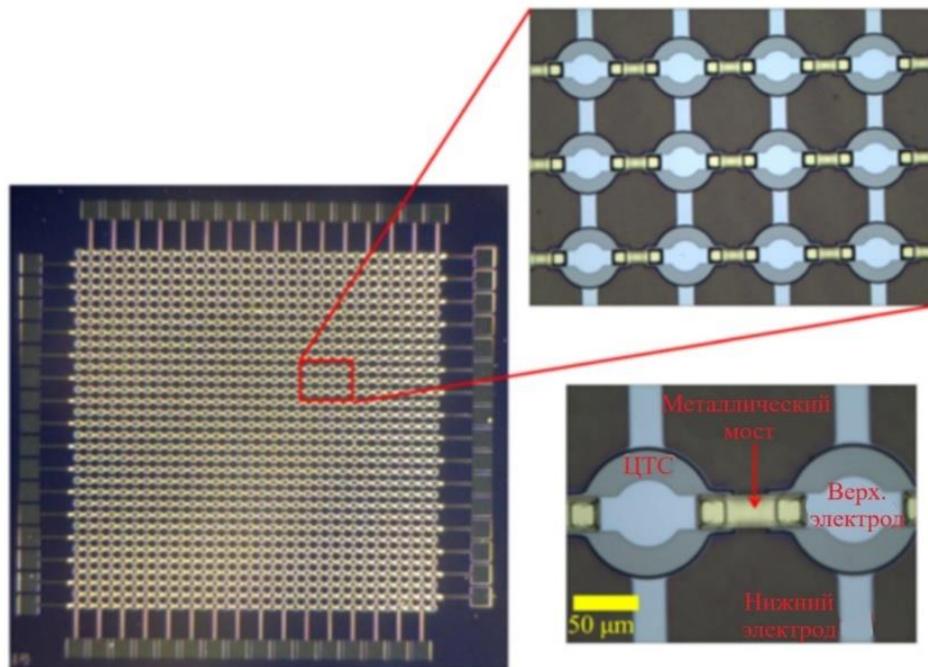


Рисунок 1.24 – Матрица 32×32 с металлическими перемычками [43]

Для представленной матрицы МЭМС УЗ-сенсоров 32×32 (1024 элемента) расположенной в области 4,8×4,8 мм² потребовалось 64 соединительных линий. Резонансная частота в воздухе и эффективный коэффициент связи элемента матрицы составили 3,85 МГц и 1,12 % соответственно.

В работе [44] продемонстрирована двухчастотная матрица пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров (рисунок 1.25). Данная матрица состояла из 120 и 192 элементов, работающих на частоте 0,77 МГц и 2,3 МГц соответственно. Минимальное расстояние между элементами 50 мкм. В качестве оптимального соотношения диаметр верхнего электрода составил 60-70 % от диаметра мембраны. Элементы с частотой 0,77 МГц и 2,30 МГц имеют одинаковую конструкцию, но разные диаметры 410 и 230 мкм соответственно. Слой ЦТС используется в качестве материала для взаимного преобразования электрической и механической энергии. Для уменьшения интерференции между элементами матрицы при вибрациях и обеспечения относительной независимости режимов вибрации каждого сенсора выполнены прямоугольные канавки в слое нижнего кремния.

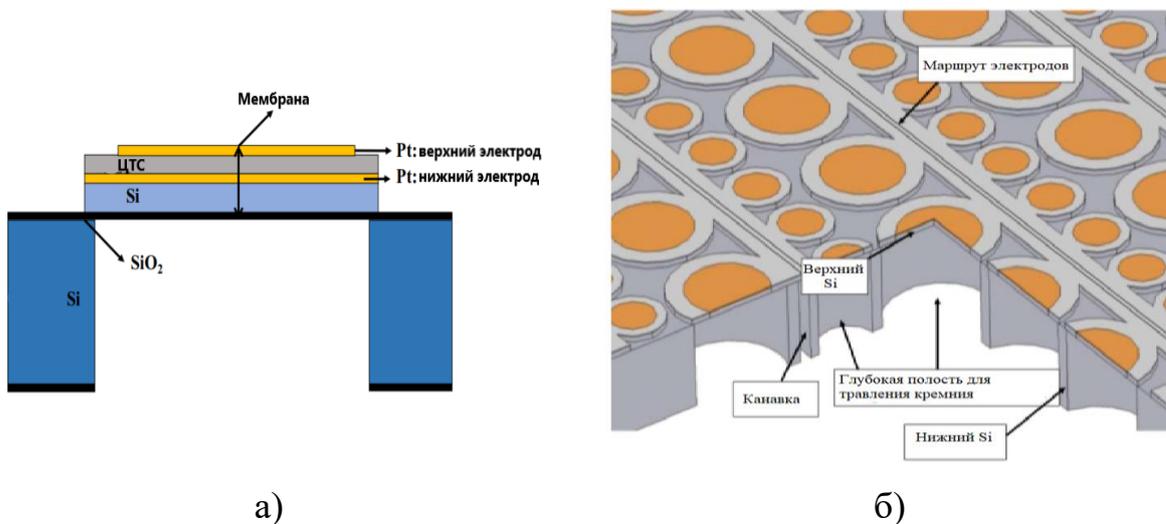


Рисунок 1.25 – Поперечное сечение структуры МЭМС УЗ-сенсора (а) и двухчастотной линейной матрицы (б) [44]

Представленная матрица обеспечивает высокую чувствительность передачи в воздухе и хороший эффективный коэффициент электромеханической связи. Чувствительность элементов к смещению оценивается как 595 нм/В и 112 нм/В на резонансных частотах 0,77 МГц и 2,30 МГц соответственно. Выходное звуковое давление для элементов, работающих на частоте 0,77 МГц и 2,30 МГц, составило 53 кПа и 73 кПа на расстоянии 1 см в воде. Коэффициент электромеханической связи составил

4,31 % и 5,64 % для элементов с рабочей резонансной частотой 0,77 МГц и 2,30 МГц соответственно [44].

В работе [45] представлена матрица пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров 20×20 с коэффициентом заполнения 50,27 % (рисунок 1.26). Минимальное расстояние между элементами 20 мкм. Каждый элемент состоит из круглого верхнего электрода (Au) и четырех квадратных выступов. Двадцать элементов в каждом ряду соединены общим прямоугольным нижним электродом (Mo) с одной выпуклостью Au-Sn на стойке AlN, которая обеспечивает механическую поддержку и электрический контакт. Площадь тонкой плёнки AlN с круговым рисунком больше, чем у верхнего электрода для предотвращения короткого замыкания между верхним и нижним электродами [45].

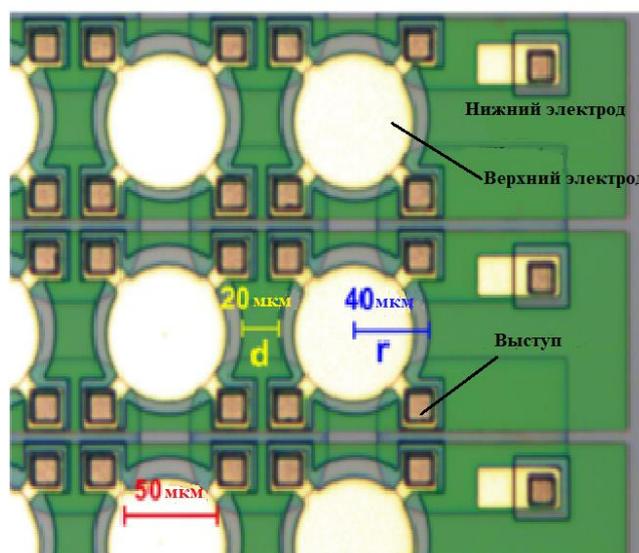


Рисунок 1.26 – Матрица пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров [45]

Средняя резонансная частота представленной матрицы составила 2,82 МГц в воздухе, а коэффициент электромеханической связи 1,7 %. При подаче напряжения (10 В) на матрицу выходное звуковое давление в воде составило 19,79 кПа при прогибе мембран 54,88 нм. Кроме того, четыре выступа Au-Sn, расположенные на каждом верхнем электроде, позволили интегрировать КМОП-чип в миниатюрную систему ультразвуковых датчиков [45].

В работе [40] была разработана конструкция куполообразного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора. Помимо исследований одиночного преобразователя была предложена матрица таких сенсоров с диаметрами от 74 до 90 мкм с целью увеличения пропускной способности (рисунок 1.27).

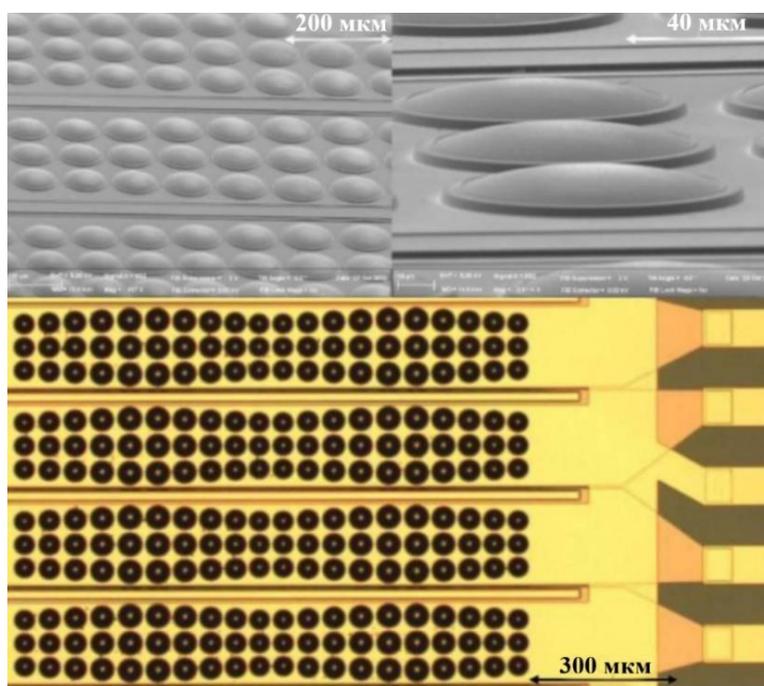


Рисунок 1.27 – Матрица куполообразных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров [40]

Разработанная матрица сенсоров генерировала две широкие полосы, основанные на первой и второй модах колебаний, частотой 5 и 11 МГц соответственно. Использование различных размеров куполов позволило расширить полосу пропускания на 67 % и уменьшить длительность импульса по сравнению со стандартными преобразователями.

В работе [46] для расширения полосы пропускания авторы представили матрицу пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров разных форм (рисунок 1.28). В качестве пьезоэлектрического материала в данной матрице использовался нитрид алюминия.

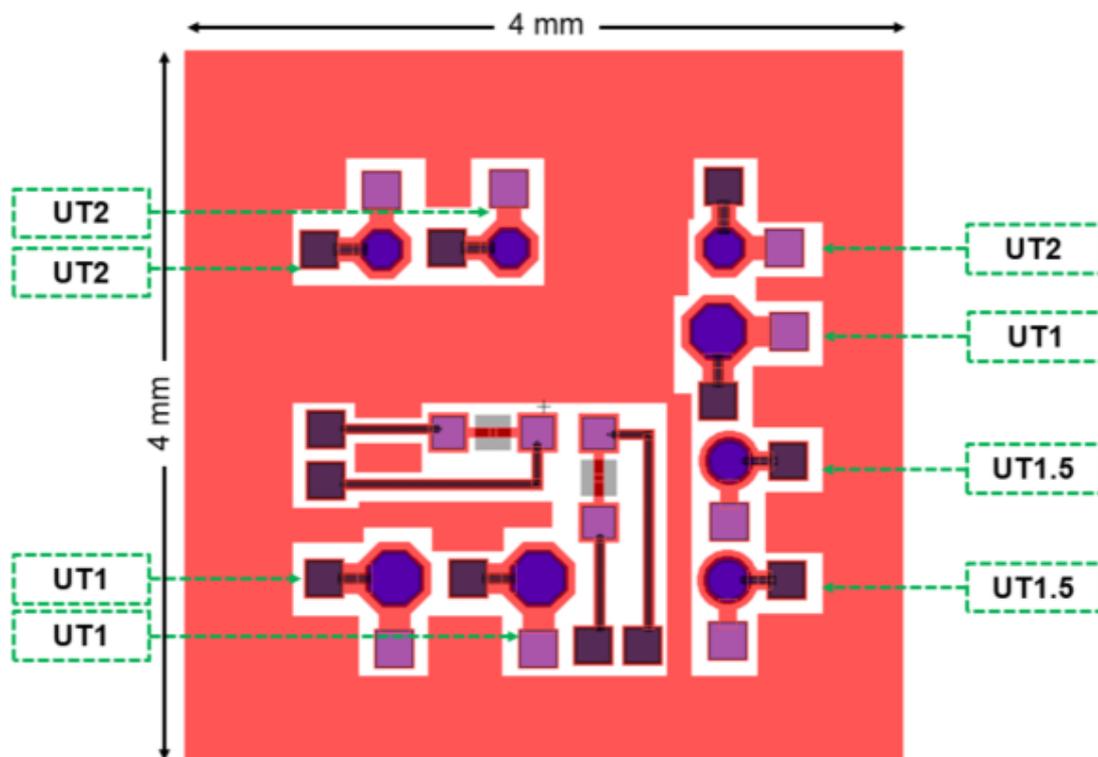


Рисунок 1.28 – Топология матрицы пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров разных форм [46]

Рабочие резонансные частоты разработанной матрицы составили 1, 1,5 и 2 МГц. В данной работе также было показано, что круглая форма позволяет достигнуть более высоких показателей чувствительности по сравнению с восьмиугольной формой из-за равномерного распределения напряжений.

В работе [47] представлена многочастотная матрица пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров разных диаметров от 87 до 300 мкм (рисунок 1.29). В данной матрицы количество элементов, расположенных на чипе площадью $3,5 \times 3,5 \text{ мм}^2$, составило 285 штук. Рабочие резонансные частоты представленной матрицы лежали в диапазоне от 1 до 8 МГц. Чувствительность к смещению элементов матрицы составила 130, 35 и 8 нм/В, работающих на резонансах 1,2; 3,7 и 7,8 МГц соответственно.

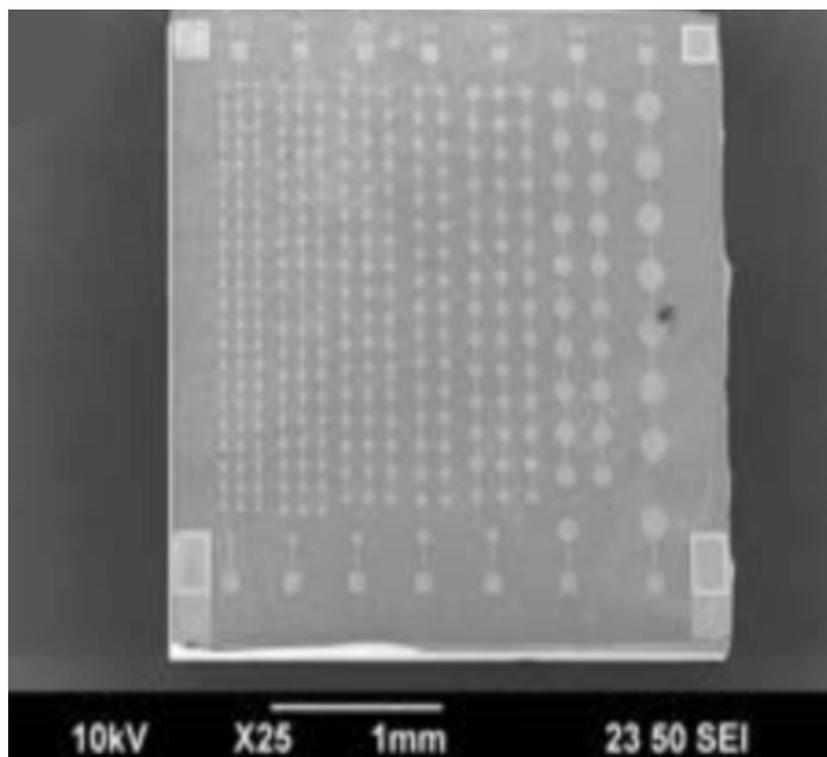


Рисунок 1.29 – Многочастотная матрица пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров [47]

В ходе анализа современных конструкций матриц пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров, выявлено, что разработка многочастотных матриц сенсоров с различными размерами мембран является перспективным направлением. Такие матрицы позволяют значительно увеличить диапазон рабочих частот без потери чувствительности устройства. Однако количество элементов, располагаемых на чипе, сокращается в зависимости от их геометрических параметров. Выявлено, что для каждого типоразмера мембраны требуется проектирование верхнего электрода с размером на 60-70 % меньше, чем размер мембраны, в результате чего у каждого элемента матрица различная ёмкость преобразователя, что приводит к усложнению системы обработки сигналов.

Таким образом, при создании многочастотных матриц МЭМС УЗ-сенсоров актуальной задачей остается расширение диапазона рабочих частот без потери чувствительности, с учётом технологичности процесса изготовления.

1.5 Технологические маршруты изготовления микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров

Большинство МЭМС УЗ-сенсоров изготавливаются с использованием различных методов, зависящих от выбранных подложек и тонкоплёночных материалов [32, 48, 49]. Однако при изготовлении как однослойных, так и многослойных мембран в структурах возникают остаточные напряжения, что неблагоприятно сказывается на работе сенсора [50, 51].

При изготовлении методом объёмной микрообработки структура мембраны формируется непосредственно в кремниевой пластине [52, 53]

Сам процесс травления происходит либо до осаждения активного слоя [48], либо после окончания формирования мембраны [54]. Между этими процессами есть различия, связанные с исходной подложкой и глубиной травления в ней.

Во многих ранних устройствах слой легированного бором Si использовался в качестве стоп-слоя травления [55]. В качестве альтернативы можно использовать пластины кремния на изоляторе (КНИ) с заданной толщиной слоя устройства, а также защитные покрытия из SiO_2 или Si_3N_4 [56]. У каждого из этих покрытий есть свои преимущества и недостатки. Плёнки Si_3N_4 почти не травятся в щелочных растворах, но на этапе формирования рисунка равномерно травятся либо в концентрированной плавиковой кислоте (HF), либо в фосфорной кислоте (H_3PO_4). Приведённые травители негативно влияют на фоторезист (ФР) и приводят к его растворению или отслаиванию, в связи с чем Si_3N_4 в незащищённых местах растравливается. Для устранения данного недостатка плёнки Si_3N_4 покрываются слоем SiO_2 . Плёнки SiO_2 на этапе формирования рисунка интенсивно травятся в буферных травителях, в которые помимо плавиковой кислоты входят фтористый аммоний и вода, что позволяет сохранить слой ФР. Однако плёнки SiO_2 на этапе формирования

мембран травятся в щелочных растворах быстрее, чем Si_3N_4 . На рисунке 1.30 показан процесс изготовления многослойной мембраны методом объемной микрообработки, начиная с очистки пластины Si (100) [55].

Процесс начинается с формирования изолятора (например, SiO_2 или Si_3N_4) на кремнии. Затем Si травится с лицевой стороны для подготовки к легированию бора. [57]. После легирования или формирования защитного покрытия поверхность очищается, затем покрывается низкотемпературным оксидом. Впоследствии используется стандартная фотолитография для формирования рисунка травления с тыльной стороны. Позже пластина травится раствором, таким как этилендиамин-пирокатехол-вода-пиразин (ЭПВ).

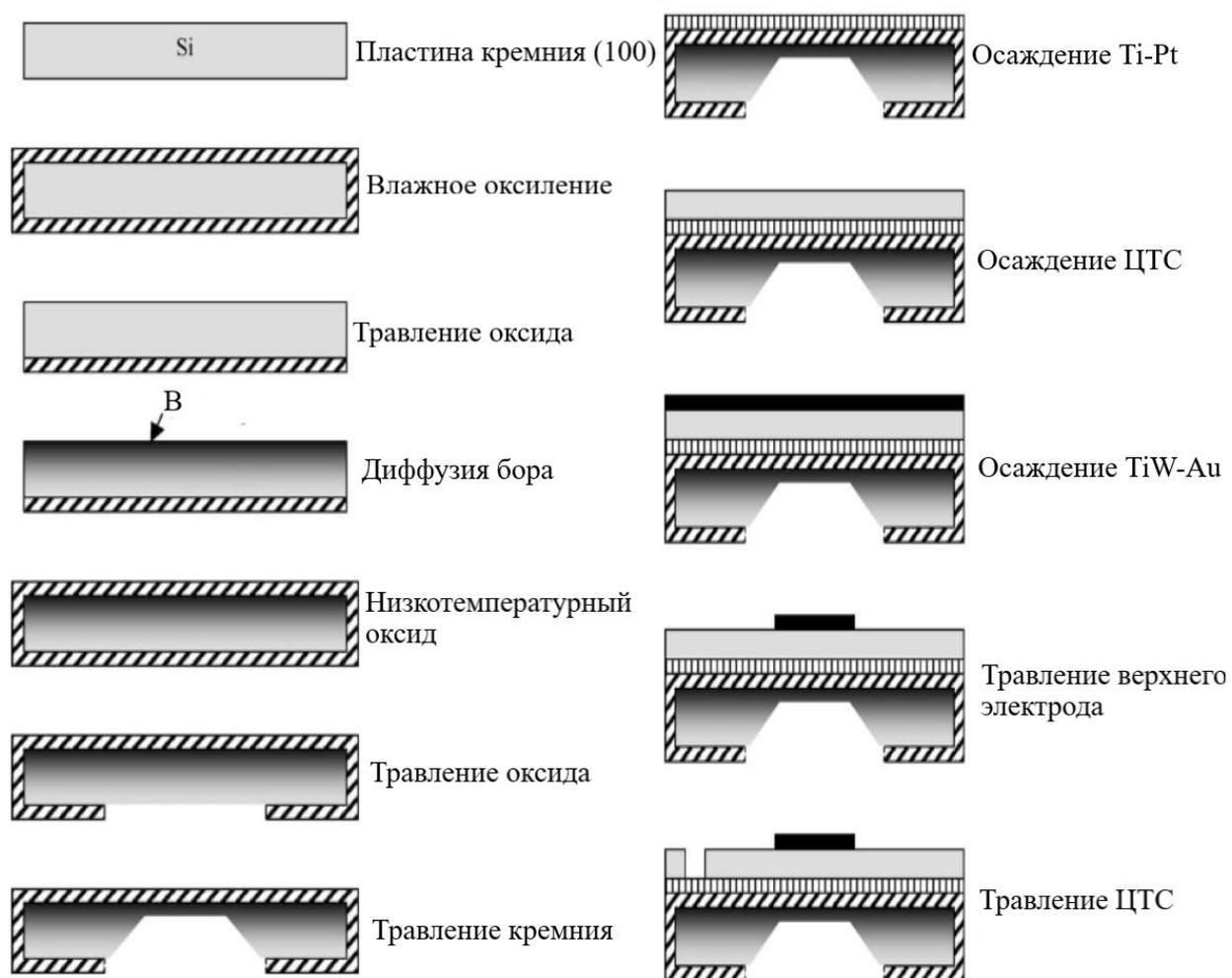


Рисунок 1.30 – Технология объемной микрообработки [57]

После травления с обратной стороны осаждают нижний электрод Ti/Pt методом электронно-лучевого испарения с последующим осаждением ЦТС и верхнего электрода. Далее формируется рисунок верхнего электрода и травится ЦТС для доступа к нижнему электроду. В этом процессе ЭПВ используется в качестве травителя, но могут также использоваться другие анизотропные жидкостные травители, например, гидроксид калия (KOH) и гидроксид тетраметиламмония (ТМАН), в зависимости от требований к скорости травления [52, 58]. Оптимальным травителем, обеспечивающим высокую скорость травления кремния, низкую токсичность и однородность поверхности кремния после травления, является KOH [59, 60].

Одним из недостатков анизотропного жидкостного травления является создание боковых стенок под углом $54,7^\circ$. Это ограничивает минимальный размер мембран и шаг между ними, что приводит к уменьшению максимальной частоты матрицы сенсоров. Так как необходимый шаг между элементами матрицы должен составлять половину длины волны ($\lambda/2$), чтобы избежать взаимного влияния преобразователей. Следовательно, травление тыльной стороны в современных устройствах обычно выполняется с помощью глубокого реактивного ионного травления (ГРИТ) с получением относительно перпендикулярных боковых стенок [55]. Однако при изготовлении методом ГРИТ на стенках формируется шероховатость [61], которая может, в свою очередь ограничивать прогиб мембраны.

Альтернативным методом изготовления многослойных структур является поверхностная технология микрообработки. Данный метод изготовления состоит в том, что мембрана формируется после нанесения всех слоёв структуры [62]. На рисунке 1.31 показан процесс изготовления сенсоров по данной технологии. Здесь пластина Si подвергалась изотропному травлению через предварительно определенные «окна». Конечная мембрана содержала структуру SiO₂/Ti/Pt/ЦТС/Pt. Слой ЦТС выращивали на коммерческой платинированной кремниевой пластине методом радиочастотного напыления при комнатной температуре. Пластина имела

термический SiO_2 , Ti и Pt (111) и была термически очищена перед осаждением. Чтобы избежать растрескивания и повышения плотности, плёнка ЦТС состояла из трёх слоёв, выращенных поэтапно и отожженных в O_2 после каждого процесса выращивания. Затем слой Pt напыляли на ЦТС в качестве верхнего электрода и отжигали при $500\text{ }^\circ\text{C}$ для улучшения адгезии. Верхний электрод был сформирован с помощью контактной литографии и реактивного ионного травления (РИТ).

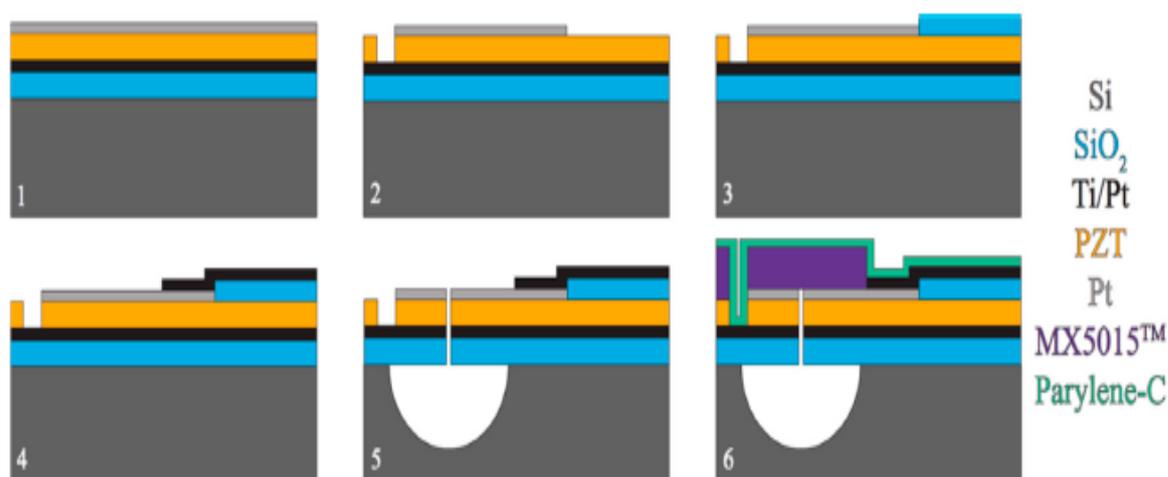


Рисунок 1.31 – Технология поверхностной микрообработки [62]

Доступ к нижнему Ti/Pt-электроду был достигнут путём реактивного ионного травления экспонированного слоя ЦТС с использованием толстой маски фоторезиста. Далее в качестве изоляционного слоя на открытом слое ЦТС методом осаждения и отрыва был нанесён слой SiO_2 . Затем распыляли Ti/Pt и формировали рисунок, чтобы создать конформное соединение с верхним электродом. Далее были сформированы «окна» для травления и доступа к кремнию под слоями, чтобы высвободить мембрану с передней стороны. Слои Pt, ЦТС, Ti/Pt и SiO_2 подвергались травлению с помощью РИТ. Чтобы обеспечить несколько диаметров мембран и избежать повреждения хрупких структур после выпуска, пластину нарезали кубиками перед дальнейшими этапами. Непосредственно перед выпуском любой оксид на Si был удален с помощью короткого травления CF_4 для обеспечения симметричных полостей. Затем мембраны определяли с помощью

изотропного травления XeF_2 . Далее мембраны были ламинированы сухой плёнкой резиста толщиной 15 мкм (MX5000C) для герметизации протравленных отверстий и защиты тонких плёнок. На данный слой был нанесён рисунок, открывающий сигнальные и заземляющие контакты. Преимущество поверхностной технологии микрообработки заключается в том, что можно получить полости относительно небольшого диаметра. Однако должен быть добавлен дополнительный слой к устройству после изготовления мембран для герметизации сквозных отверстий. Этот слой, в свою очередь, повышает эффективную жёсткость мембраны, увеличивая резонансную частоту и понижая чувствительность сенсора [62].

Другой подход к формированию мембран состоит в том, чтобы изготовить полость и мембрану независимо друг от друга на двух подложках и соединить эти части вместе (метод сращивания) [63, 64].

На рисунке 1.32 показана схема процесса изготовления мембран данным методом. На первом этапе осаждаются плёнки SiO_2 и Si_3N_4 на подложке Si. Далее методом жидкостного травления формируется рисунок полости и структуры воздушных каналов на лицевой стороне подложки. Конструкции воздушных каналов используются для компенсации давления воздуха в герметичных полостях, предотвращая потенциальное повреждение мембранного блока во время отжига. Впоследствии пластина КНИ «клеится» поверх кремниевой подложки с полостями при атмосферном давлении. Слой КНИ устройства остается в качестве опорной конструкции для полостей. Затем слой КНИ удаляется химическим механическим полированием (ХМП) и процессами жидкостного травления, чтобы высвободить скрытый оксидный слой. Слои нижнего электрода (Ti/Pt), ЦТС, верхнего электрода и рисунок наносят впоследствии на скрытый оксидный слой, помимо этого электрод Ti/Pt также действует в качестве барьерного слоя для предотвращения взаимной диффузии между ЦТС и SiO_2 . Затем осаждается тонкий слой SiO_2 для защиты верхнего электрода и ЦТС во время изготовления контактных площадок [65, 66].

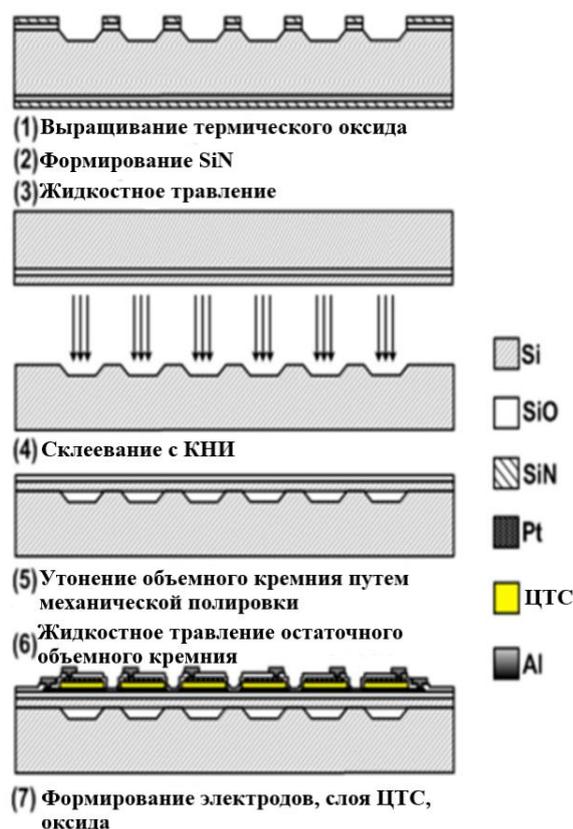


Рисунок 1.32 – Технология изготовления методом срачивания пластин [63]

В ходе анализа технологий изготовления пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров, выявлено, что при изготовлении методами объёмной микрообработки формируются боковые стенки под углом $54,7^\circ$, что в свою очередь влияет на минимальный шаг между мембранами. Однако с помощью ГРИТ и РИТ возможно получить вертикальные стенки, но нужно учитывать шероховатость стенок, которая появляется в процессе травления. При изготовлении методами поверхностной обработки требуется дополнительный слой на завершающем этапе для герметизации отверстий, что оказывает влияние на жёсткость структуры. Метод срачивания пластин лишен вышеизложенных недостатков, однако, воздушные каналы ограничивают ход мембран. Таким образом, объёмная технология микрообработки является наиболее оптимальной в связи с тем, что не требуются дополнительные слои и нет ограничений зазором. Вследствие этого уменьшается влияние технологии изготовления на характеристики сенсора (жёсткость, резонансная частота, амплитуда, чувствительность).

Выводы и постановка задачи

1. Проведенный анализ современного состояния ультразвуковых устройств позволил выявить, что одним из перспективных направлений, в которых применяются ультразвуковые сенсоры, является мониторинг сосудов головного мозга в режиме реального времени. Указаны рабочие характеристики ультразвуковых устройств для применения в диагностических целях.

2. Анализ современных конструкторско-технологических решений показал, что в МЭМС УЗ-сенсорах применяются однослойные и многослойные мембраны. Однослойные мембраны применяются преимущественно в качестве ЧЭ в микрофонах или приёмниках, а многослойные представляют из себя законченные ЧЭ ультразвуковых датчиков. Однако коэффициент электромеханической связи у таких устройств не более 46 %.

3. Показано, что у однослойных мембран квадратной формы, по сравнению с круглыми и прямоугольными, механические напряжения при воздействующей нагрузке ниже. Конструкция мембраны на балочных подвесах позволяет повысить чувствительность при достаточно высоких значениях резонансной частоты. Улучшение характеристик многослойных мембран достигается за счёт использования различных активных пьезоэлектрических слоёв. Помимо этого, конструкции с полусферическими формами мембран позволяют увеличить коэффициент электромеханической связи. Однако изготовление мембран таких форм сложнее, в отличие от плоских.

4. Выявлено, что при разработке современных конструкций матриц пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров основной тенденцией является расширение диапазона рабочих частот и увеличение чувствительности. Определено, что матрицы с сенсорами различных размеров позволяют значительно увеличить диапазон рабочих частот без потери чувствительности.

Выявлено, что для каждого типоразмера мембраны требуется проектирование верхнего электрода с размером на 60-70 % меньше, чем размер мембраны, в результате чего у каждого элемента матрица различная ёмкость преобразователя, что приводит к усложнению системы обработки сигналов.

5. Проведён анализ технологий изготовления мембран. При изготовлении мембран методом поверхностной микрообработки осаждение и травление проходит для каждого слоя поэтапно и на завершающем этапе требуется дополнительный слой герметизации, который влияет на жёсткость структуры. При изготовлении методом объёмной микрообработки, мембрана формируется на начальном этапе, а далее на нее осаждаются слои, но при АЖТ формируются боковые стенки под углом $54,7^\circ$. При изготовлении методом сращивания пластин данные недостатки отсутствуют, но мембрана ограничена зазором. Помимо этого, выявлено, что на этапе формирования многослойных мембран в плёнках формируются механические напряжения, которые отрицательно влияют на выходные характеристики сенсора.

Проведенный анализ показал, что актуальной задачей современной электроники является необходимость исследования и разработки конструкции многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров, и позволил сформулировать цель диссертационной работы: проведение исследований и разработка конструкции и технологического маршрута изготовления матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

В соответствии с поставленной целью были сформулированы следующие задачи диссертационной работы:

1. Теоретические исследования влияния физико-механических параметров материалов и конструкций мембран на функциональные параметры матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

2. Экспериментальные исследования влияния технологических режимов формирования на электрофизические параметры материалов

структуры микроэлектромеханических сенсоров и функциональные параметры мембран.

3. Разработка и исследование конструкции и технологического маршрута изготовления матричного пьезоэлектрического микроэлектромеханического ультразвукового сенсора.

ГЛАВА 2. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ МЕМБРАН

2.1 Описание математической модели мембраны

Ключевой параметр колебательных систем – резонансная частота, в случае МЭМС УЗ-сенсоров определяется структурой мембраны (чувствительного элемента): формой, геометрическими параметрами и используемыми материалами. Проектирование таких структур с учётом различных физико-механических параметров материалов с помощью аналитических расчётов является достаточно трудоёмким процессом и характеризуется низкой точностью из-за большого количества допущений. Для повышения точности проектирования разрабатываются параметрические модели, которые позволяют автоматически перестраивать структуру при изменении одного из параметров конструкции. Для разработки такой модели была выбрана квадратная форма мембраны, которая позволяет создавать наибольшую электродвижущую силу (ЭДС) при заданном давлении, а значит – обеспечивать повышенную чувствительность [27].

При моделировании мембраны квадратной формы принималось, что она имеет равномерную толщину, закреплена по периметру и находится в идеальных условиях, при которых можно пренебречь следующими составляющими деформации: неупругой, тепловой, гигроскопической, пластической и ползучести. В установившемся состоянии прогиб мембраны описывается уравнением Лагранжа, которое позволяет рассчитать прогиб мембраны $w(x, y)$ по оси z [67]. Учитывая квадратную форму мембраны, анализ проводился в декартовой системе координат [27]:

$$\frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial y^4} = \frac{P}{kh^3} \quad (2.1)$$

где P – внешнее давление, h – толщина мембраны, k – жёсткость;

Соответствующие граничные условия закреплённой мембраны для решения уравнения (2.1) примут вид:

$$\begin{aligned} w = 0 \quad \frac{\partial w}{\partial x} = 0 \quad (x = 0, x = \pm \frac{a}{2}) \\ w = 0 \quad \frac{\partial w}{\partial y} = 0 \quad (y = 0, y = \pm \frac{a}{2}) \end{aligned} \quad (2.2)$$

где a – длина ребра мембраны.

Численные решения уравнения (2.1) при граничных условиях (2.2) в дальнейшем будут проводиться с учётом тензорного характера физико-механических параметров мембран.

Расчёт резонансных частот f жёсткозакреплённых квадратных мембран (однослойной или многослойной) (рисунок 2.1) описывается выражением [21]:

$$f = \frac{\alpha}{2\pi a^2} \sqrt{\frac{k}{\mu}} \quad (2.3)$$

где α – коэффициент, зависящий от режима вибрации, μ – поверхностная плотность материала.

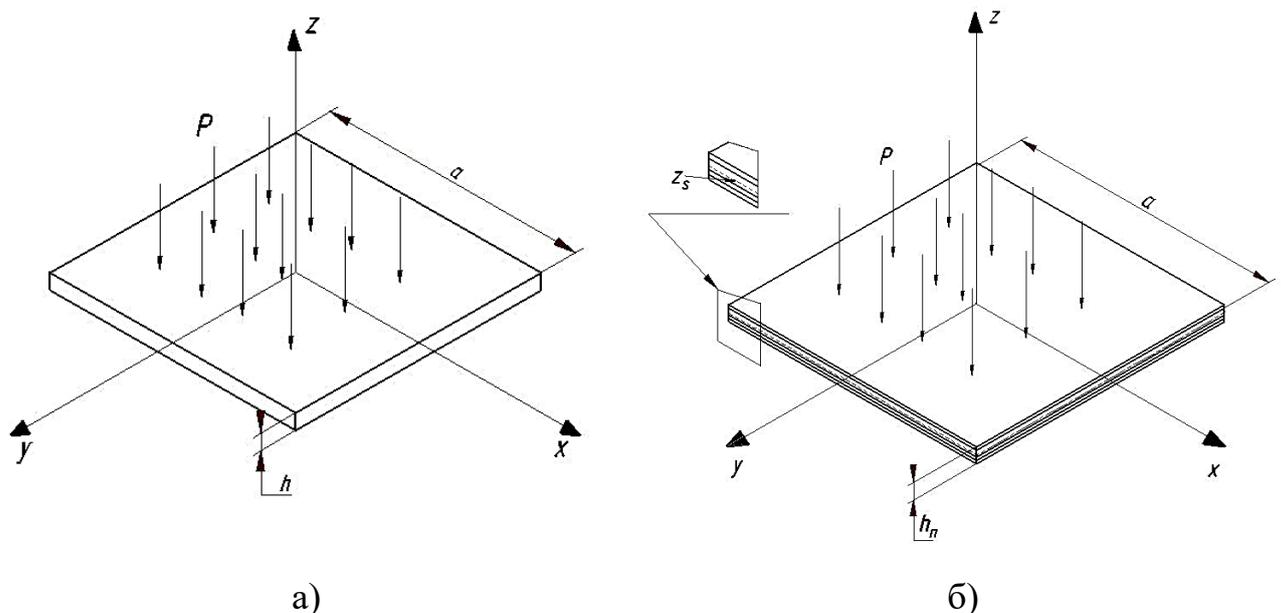


Рисунок 2.1 – Схематическое изображение мембраны под нагрузкой однослойной (а) и многослойной (б)

Известно, что жёсткость мембраны квадратной формы при изгибе определяется выражением [67]:

$$k = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} \quad (2.4)$$

$$\mu = \rho h \quad (2.5)$$

где E – модуль Юнга, ν – коэффициент Пуассона, ρ – плотность материала мембраны.

В случае многослойной структуры мембраны, при расчёте жёсткости должны учитываться геометрические параметры и физико-механические свойства материалов каждого слоя. В связи с чем выражения (2.4), (2.5) не подходят для расчётов таких структур. В работе [68] жёсткость многослойной структуры рассчитывалась следующим образом:

$$k = \frac{1}{3} \sum \frac{(h_n - z_s)^3 - (h_{n-1} - z_s)^3}{s_{11}^{(n)} (1 - (\nu^{(n)})^2)} \quad (2.6)$$

$$\mu = \sum_{k=1}^n \rho_k t_k \quad (2.7)$$

$$z_s = \frac{1}{2} \frac{\frac{h_n^2 - h_{n-1}^2}{s_{11}^{(n)}}}{\frac{t_n}{s_{11}^{(n)}}} \quad (2.8)$$

$$h_n = \sum_{k=1}^n t_k \quad (2.9)$$

где h_n – толщина мембраны, z_s – положение в нейтральной плоскости n -слойной мембраны; t – толщина слоя; s_{11} – коэффициент пластичности, n – количество слоёв.

В связи с тем, что в выражениях (2.6) – (2.9) учитываются параметры каждого слоя, появляется возможность преобразовать выражения (2.1) – (2.3).

Численное моделирование прогиба и резонансной частоты многослойной мембраны в дальнейшем будут проводиться с помощью программного пакета Comsol Multiphysics по выражениям (2.1) – (2.9) с учётом физико-механических свойств каждого слоя.

2.2 Теоретические исследования резонансной частоты мембран

Для установления закономерностей взаимосвязи между параметрами слоёв и резонансной частотой мембран необходимо провести исследование влияния параметров материалов структуры и геометрических параметров на её резонансную частоту. Для решения поставленных задач требуется оценка зависимостей резонансной частоты от параметров материалов и толщины каждого слоя. Для построения таких зависимостей проведено численное моделирование резонансных частот многослойной квадратной мембраны с использованием математической модели (2.1 – 2.3). При расчётах учитывалась только активная часть мембраны (рисунок 2.2).

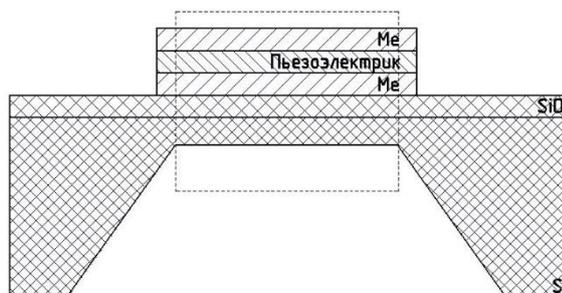


Рисунок 2.2 – Схематическое изображение многослойной мембраны (пунктирной линией обозначена активная часть, используемая в расчётах)

В главе 1 при анализе современных конструкций многослойных мембран для МЭМС УЗ-сенсоров было показано, что в качестве пьезоэлектрических материалов в преобразователях используются ZnO [69], AlN [70], ЦТС [71], LiNbO₃ [72] и BaTiO₃ [73], а электроды традиционно изготавливаются из таких материалов, как Au [74], Ag [75], Pt [76], Mo [77], TiN [78], Al [79] и Cu [80].

Для выбора материалов многослойной мембраны проводилась оценка влияния их параметров на резонансную частоту для структуры Si/SiO₂/Me/Пьезоэлектрик/Me (2/1/0,1/0,1/0,1 мкм). Толщины слоёв выбирались с учётом возможности дальнейшей экспериментальной реализации. Исходные данные для расчётов приведены в таблице 2.1 [31, 68, 81].

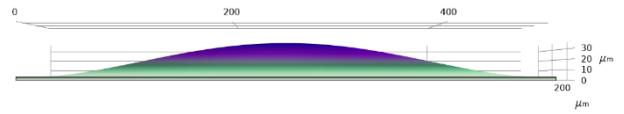
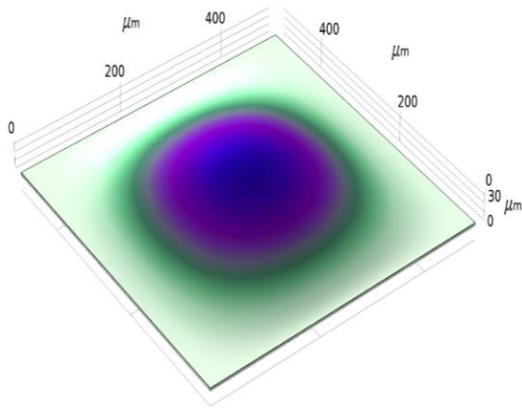
Таблица 2.1 – Основные свойства материалов

Параметр	Материал							
	Si	SiO ₂	TiN	Mo	W	ЦТС	TiBaO ₃	ZnO
v	0,28	0,17	0,29	0,31	0,28	0,36	0,3	0,33
ρ , кг/м ³	2329	2200	5432	10200	19350	7500	6020	5676
E , ГПа	170	70	256	312	411	61,7	164	210

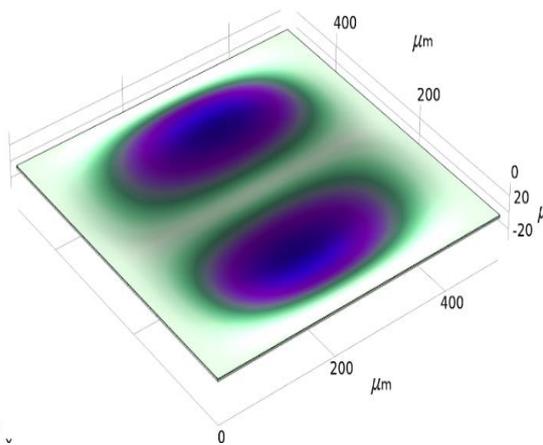
Для оценки влияния параметров материалов и длины стороны квадратной многослойной мембраны на её резонансную частоту проведено численное моделирование. В качестве примера на рисунке 2.3 показан результат численного моделирования резонансной частоты и амплитуды колебаний мембраны с длиной стороны 500 мкм со структурой Si/SiO₂/Mo/ZnO/Mo (2/1/0,1/0,1/0,1 мкм). Полученные значения резонансных частот для структур в зависимости от длины стороны $f(a)$ мембраны приведены в таблице 2.2.

Как видно из рисунка 2.3 каждая мода характеризуется определённым распределением амплитуды колебаний на поверхности мембраны. Высокие моды имеют более высокую резонансную частоту и меньшую амплитуду колебаний, чем первая (основная) мода, что приводит к их неоднородной и разреженной частотной характеристике. Таким образом, далее будет учитываться только первая мода колебаний мембраны.

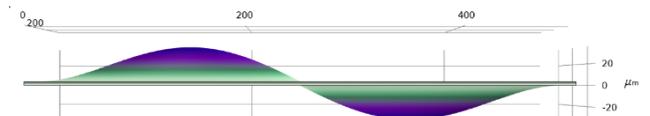
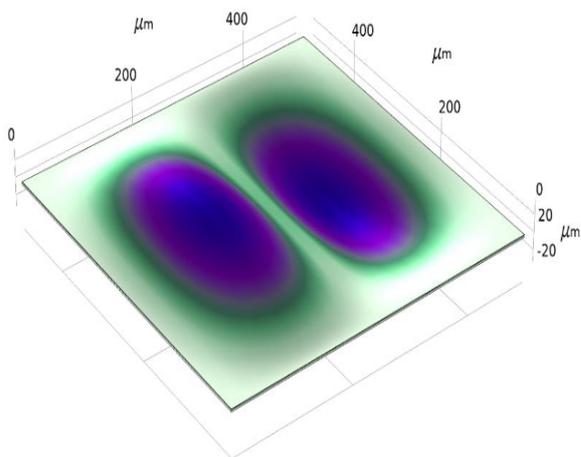
Из таблицы 2.2 видно, что с увеличением длины стороны квадратной мембраны резонансная частота уменьшается и различия по этому параметру между структурами с различными комбинациями материалов снижаются. Таким образом, если при проектировании многослойных мембран ключевым параметром является только резонансная частота, появляется возможность широкого выбора пьезоэлектрических материалов в качестве активного слоя.



а)



б)



в)

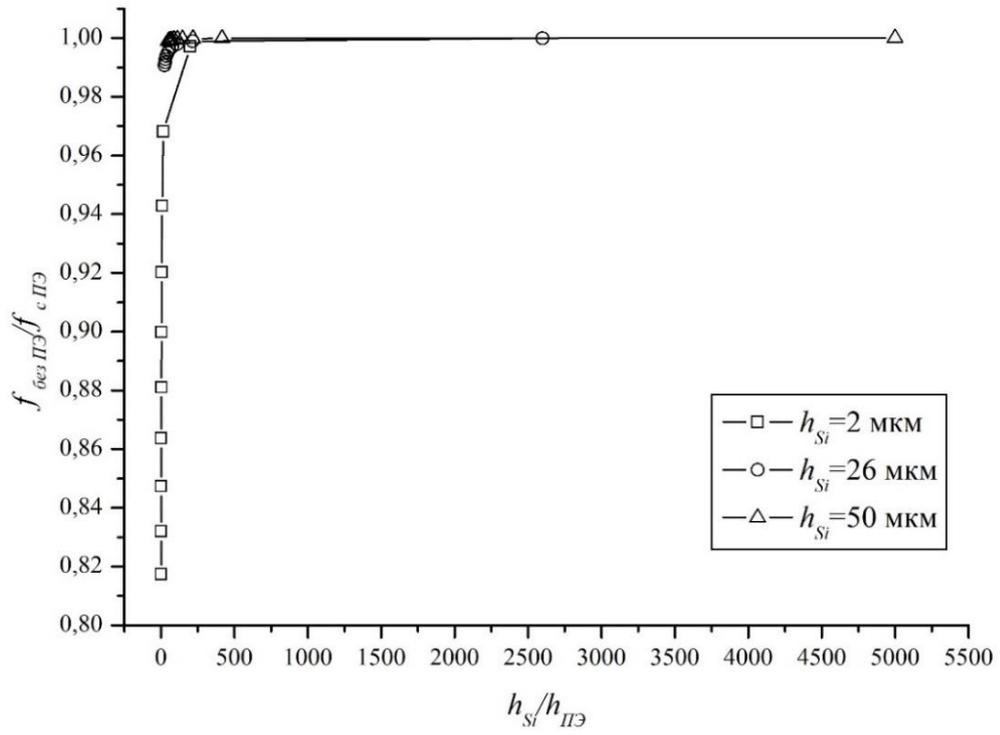
Рисунок 2.3 – Амплитуда колебаний мембраны: а) мода 1 (174,27 кГц),
б) мода 2 (354,24 кГц) и в) мода 3 (357,71 кГц)

Таблица 2.2 – Значения $f(a)$ (1 мода) (кГц), рассчитанные для девяти типов мембранных структур

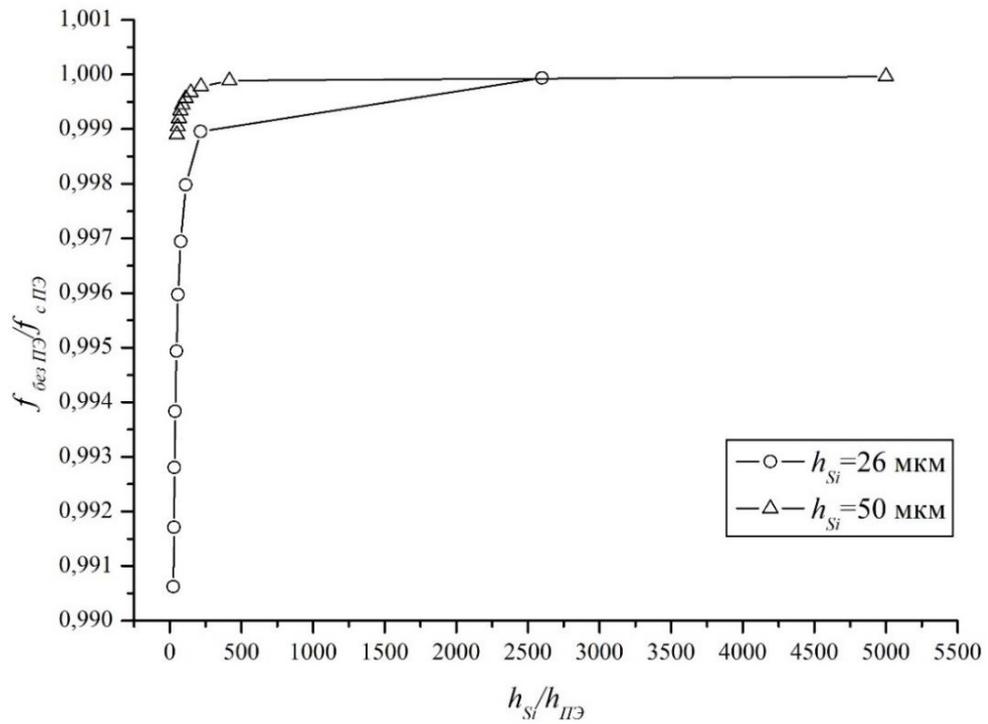
Материал		Длина стороны мембраны, мкм			
Активный слой	Электрод	500	3000	5500	8000
		ЦТС	TiN	168,31	4,74
Mo	165,8		4,67	1,38	0,65
W	159,55		4,49	1,33	0,63
TiBaO ₃	TiN	175,07	4,93	1,46	0,69
	Mo	171,7	4,83	1,43	0,69
	W	164,33	4,62	1,37	0,65
ZnO	TiN	178	5,01	1,49	0,69
	Mo	174,27	4,9	1,46	0,68
	W	166,42	4,68	1,39	0,65

Для оценки влияния толщин пьезоэлектрического и кремниевого слоёв на резонансную частоту были проведены расчёты зависимостей резонансной частоты от толщин слоёв для двух структур: 1) Si/SiO₂(1 мкм)/Mo(0,1 мкм)/ZnO/Mo (0,1 мкм), 2) Si/SiO₂(1 мкм)/Mo(0,2 мкм). Выбор ZnO в качестве материала активного слоя обусловлен тем, что данный пьезоэлектрик характеризуется высокой стабильностью пьезоэлектрических характеристик и высокой механической прочностью.

При расчётах длина стороны мембраны принималась постоянной и составляла 500 мкм. Выбор такой длины обусловлен тем, что у более крупных мембран резонансная частота меньше (таблица 2.2), тогда как у мембран с меньшей площадью будет снижена чувствительность. Толщины кремния h_{Si} и пьезоэлектрика $h_{ПЭ}$ менялись от 2 до 50 мкм и от 0,01 до 1 мкм, соответственно. Диапазоны толщин выбраны с учётом возможности дальнейшей экспериментальной реализации. На рисунке 2.4 показана зависимость отношения резонансных частот двух структур – без пьезоэлектрика и с пьезоэлектриком $f_{без ПЭ}/f_{с ПЭ}$ от отношения толщин слоёв кремния и пьезоэлектрика $h_{Si}/h_{ПЭ}$ для различных толщин слоя кремния.



а)



б)

Рисунок 2.4 – Зависимость $f_{\text{без ПЭ}}/f_{\text{с ПЭ}}$ (а) и $f_{\text{без ПЭ}}/f_{\text{с ПЭ}}$ в диапазоне от 0,99 до 1 (б) от $h_{\text{Si}}/h_{\text{ПЭ}}$

Как видно из рисунка 2.4 с увеличением толщины кремниевой мембраны влияние толщины пьезоэлектрического слоя на резонансную частоту мембранной структуры уменьшается. Исходя из этого можно сделать вывод, что начиная с определённого порогового значения толщины кремния, допустимо не учитывать вклад в резонансную частоту структуры параметров пьезоэлектрического слоя. Для определения этого порогового значения был использован пороговый критерий D , оценка которого производилась по формуле [82]:

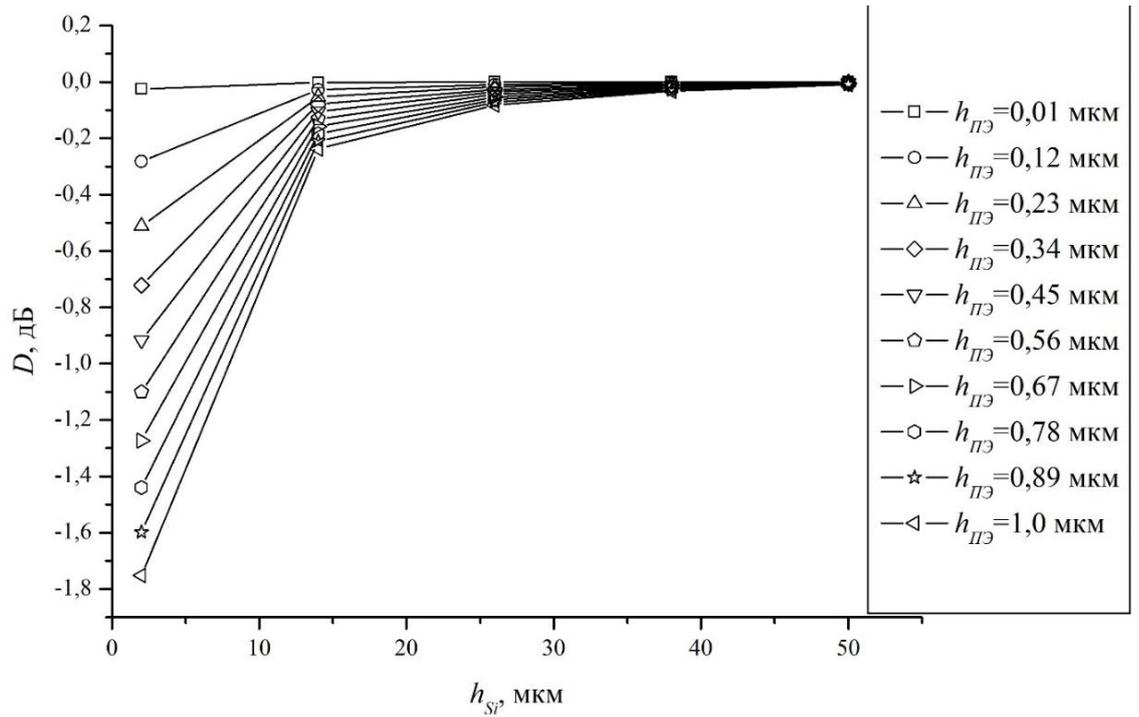
$$D = 20 \lg \frac{f_{\text{без ПЭ}}}{f_{\text{с ПЭ}}} \quad (2.10)$$

Пороговый критерий D показывает выраженное в децибелах отношение значений резонансных частот. Полученные результаты (рисунок 2.4) с учётом (2.10) представлены в виде зависимостей D от h_{Si} (рисунок 2.5, а) и $h_{ПЭ}$ (рисунок 2.5, б).

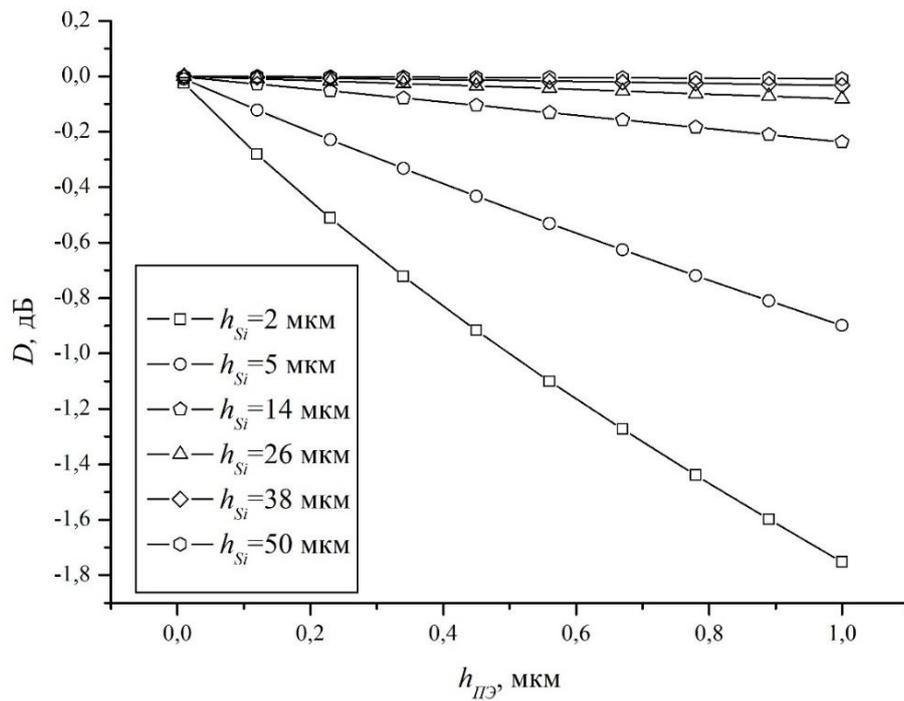
Анализ полученных зависимостей (рисунки 2.5) показал, что чем ближе D к нулю, тем меньше влияние параметров пьезоэлектрического слоя на резонансную частоту мембранной структуры. Таким образом, можно ввести критерий, соответствующий критическому значению порогового критерия ($D_{кр}$), при котором влияние слоя пьезоэлектрика не превышает заданного уровня. На рисунке 2.6 представлены результаты расчёта зависимости толщины пьезоэлектрика от толщины кремния, при которых достигается критическое значение критерия $D_{кр}$ с разным уровнем влияния.

На основе полученной зависимости критерия $D_{кр}$ можно выбирать толщины кремниевого и пьезоэлектрического слоёв для контроля степени влияния их параметров на резонансную частоту мембранной структуры. Для определения степени влияния были проведены расчёты по формуле (2.11), а полученные значения были сведены в таблицу 2.3.

$$1 - \frac{f_{\text{без ПЭ}}}{f_{\text{с ПЭ}}} \times 100\% \quad (2.11)$$



а)



б)

Рисунок 2.5 – Зависимость порогового критерия D от толщины слоя
(а) кремния и (б) пьезоэлектрика

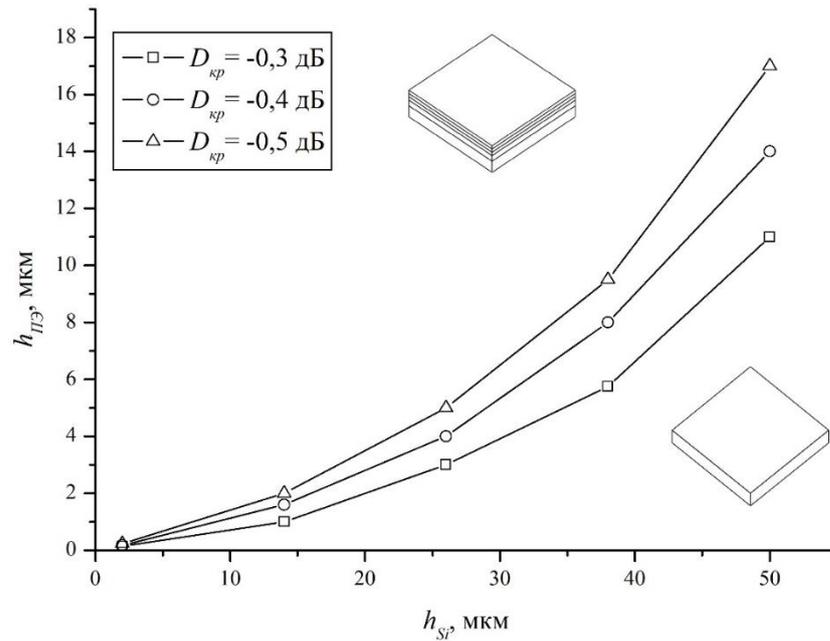


Рисунок 2.6 – Зависимость толщины пьезоэлектрика от толщины кремния, при которых достигается критическое значение критерия $D_{кр}$

Таблица 2.3 – Значения отношений резонансных частот мембранных структур, при которых достигается критическое значение критерия $D_{кр}$

$D_{кр}$, дБ	$f_{б\acute{e}з\ ПЭ}/f_c\ ПЭ$	$1-f_{б\acute{e}з\ ПЭ}/f_c\ ПЭ$, %
$\geq -0,3$	$\geq 0,965$	$\leq 3,9$
$\geq -0,4$	$\geq 0,954$	$\leq 4,6$
$\geq -0,5$	$\geq 0,944$	$\leq 5,6$

Как видно из рисунка 2.6 и таблицы 2.3 с увеличением $D_{кр}$ возрастает степень влияния параметров пьезоэлектрического слоя на резонансную частоту мембранной структуры и, следовательно, пренебрежение параметрами пьезоэлектрического слоя при расчётах приведёт к увеличению погрешности. Таким образом, чтобы не учитывать пьезоэлектрический слой при расчётах с минимальной погрешностью, требуется выбирать значения критерия $D_{кр}$ ближе к нулю.

Исходя из полученных результатов можно сделать вывод, что при толщинах кремниевого слоя больше 14 мкм, а пьезоэлектрического меньше 2 мкм, степень влияния удовлетворяет заданному критерию ($D_{кр} \geq -0,3$ дБ), при

этом при проектировании мембранных МЭМС-структур свойствами пьезоэлектрического слоя можно пренебречь и учитывать в расчётах только параметры кремния. Принимая во внимание сложности, связанные с экспериментальным получением толстых слоёв пьезоэлектрика с контролируемыми параметрами, однородностью состава и высокой стабильностью, появляется возможность использования кремниевых мембран с тонким пьезоэлектрическим слоем (200-300 нм) для достижения заданной резонансной частоты.

2.3 Разработка и исследование конструкций мембран для микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров

На основе полученных результатов исследования закономерностей взаимосвязи между параметрами слоёв и резонансной частотой мембранных структур (п. 2.2) было установлено, что согласно предложенному критерию (рисунок 2.6, таблица 2.3) при проектировании конструкции с относительно толстой кремниевой мембраной и тонкоплёночным пьезоэлектрическим активным слоем, параметрами последнего можно пренебречь. В связи с этим, для дальнейшей разработки конструкции мембран для матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров была выбрана структура, состоящая из пьезоэлектрического активного слоя толщиной не более 200 нм, что позволяет использовать кремниевую мембрану толщиной не менее 5 мкм без учёта влияния параметров пьезоэлектрического материала на резонансную частоту мембранной структуры.

Согласно анализу литературных данных, приведенных в главе 1, в приложениях ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга используются устройства с рабочим диапазоном частот от 1 до 3 МГц. Для определения геометрических параметров мембраны, которые позволяют достичь заданных значений резонансной частоты, проведено численное моделирование в программном пакете Comsol Multiphysics по выражениям

(2.1) – (2.5). Длина ребра мембраны (a) менялась в диапазоне от 200 мкм до 3 мм, а толщины (h) от 20 до 70 мкм. Диапазон толщин определялся с учётом возможности дальнейшей экспериментальной реализации. Зависимость резонансной частоты мембраны от длины её ребра при различной толщине представлена на рисунке 2.7.

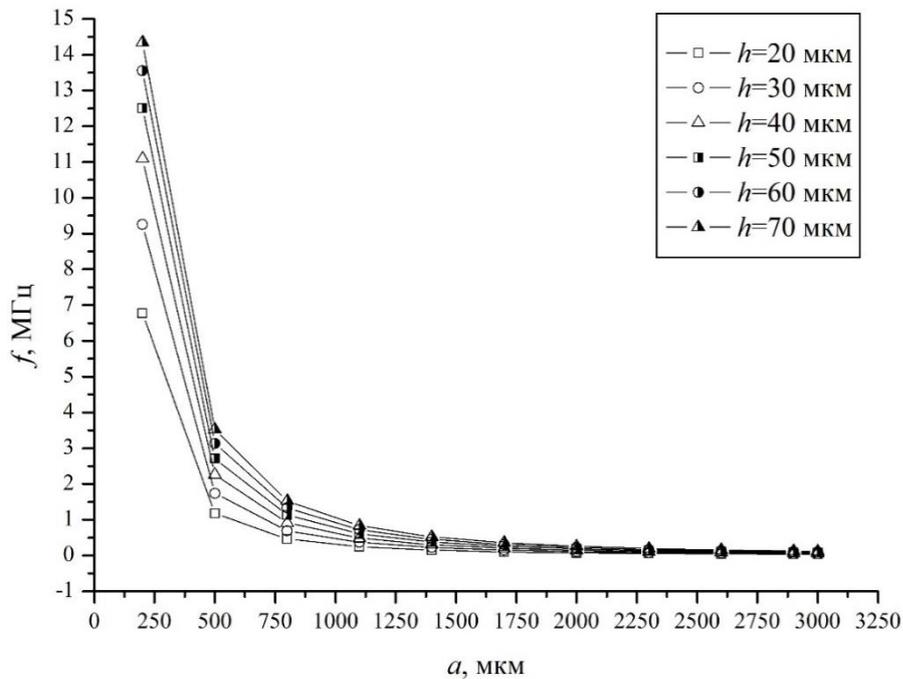


Рисунок 2.7– Зависимость резонансной частоты мембраны от длины её ребра

Из рисунка 2.7 видно, что мембрана с длиной ребра 500 мкм и толщиной 20-50 мкм обеспечивает достижение диапазона частот, который используется в методах ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга. При этом, чем толще мембрана, тем большее внешнее давление требуется для её прогиба, что в свою очередь приводит к снижению чувствительности. С другой стороны, с уменьшением толщины мембраны появляются сложности с её изготовлением. В связи с этим, для дальнейшей разработки конструкции матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров была выбрана кремниевая мембрана толщиной 50 мкм.

В главе 1 при анализе конструкций однослойных мембран было показано, что с добавлением перфорации, канавок (гофров) и подвесов

появляется возможность улучшения рабочих характеристик мембран. Мембраны на балочных подвесах (далее - подвесы) могут значительно повысить чувствительность сенсора, но значения резонансной частоты будут меньше, чем у жёсткозакреплённой структуры, что связано с уменьшением жёсткости. Для поиска оптимального соотношения чувствительности и резонансной частоты необходимо провести исследование влияния конструктивных параметров такой структуры на её характеристики. В дальнейших расчётах проведён анализ двух типов структур квадратной мембраны: с поперечными (тип I) (рисунок 2.8 (а)) и дополнительными угловыми (тип II) (рисунок 2.8 (б)) подвесами. Конструкция обоих типов структур состоит из квадратной мембраны с четырьмя подвесами, симметрично расположенными по сторонам, отличие конструкций заключается в том, что у структуры типа II дополнительно по углам расположены четыре подвеса.

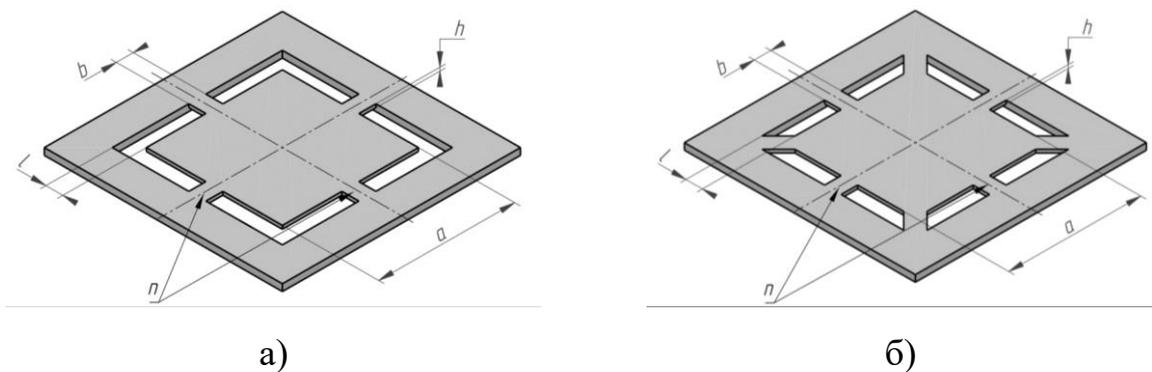


Рисунок 2.8 – Схематическое изображение структуры типа I (а) и типа II (б)

Чувствительность сенсора представляет собой изменения выходной величины к изменению входной. При расчётах механической чувствительности мембраны $S_{\text{мех}}$ выходной величиной является прогиб (w), а входной величиной воздействующее звуковое давление (P) [83]:

$$S_{\text{мех}} = \frac{w}{P} \quad (2.12)$$

При расчётах чувствительности преобразователя $S_{эл}$ выходной величиной является ЭДС (E), а входной величиной воздействующее звуковое давление [83]:

$$S_{эл} = \frac{E}{P} \quad (2.13)$$

$$E = \frac{q}{C} \quad (2.14)$$

где q – пьезоэлектрический заряд, C – ёмкость, образованная электродами.

$$q = \frac{P}{d_{11}} \quad (2.15)$$

$$C = \frac{\varepsilon_r \varepsilon_0 S}{d} \quad (2.16)$$

где d_{11} – пьезоэлектрический модуль, ε_r – диэлектрическая проницаемость пьезоэлектрика, ε_0 – электрическая постоянная, S – площадь электродов, d – расстояние между электродами.

Расчёты чувствительности проводились для квадратных кремниевых мембран $500 \times 500 \times 50$ мкм трёх типов: с жёсткозакрепленными гранями, типа I и типа II. Минимальные значения ширины b и длины l балочных подвесов для таких расчётов были выбраны с учётом возможности их технологической реализации и составили 25 мкм и 50 мкм соответственно. Для расчётов чувствительности преобразователя, на кремниевой мембране была расположена структура, состоящая из изоляционного материала SiO_2 ($500 \times 500 \times 2$ мкм), нижнего электрода Mo ($500 \times 500 \times 0,1$ мкм), активного слоя ZnO ($500 \times 500 \times 0,1$ мкм), и верхнего электрода Mo ($300 \times 300 \times 0,1$ мкм). Выбранный размер верхнего электрода позволяет избежать короткого замыкания за счёт того, что длина стороны электрода составляет 60 % от длины стороны мембраны. При расчётах принималось, что на мембраны действует звуковое давление, которое соответствует интенсивности звука (I) $0,3 \text{ мВт/см}^2$. Такую интенсивность звука создают излучатели, которые применяются в устройствах ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга [16]. Соотношение

интенсивности звука и звукового давления описывается следующим выражением [16]:

$$I = \frac{p^2}{2\nu\rho} \quad (2.17)$$

где ν – скорость звука в среде, ρ – плотность среды.

При расчётах принималось, что звуковая волна проходит через водную среду, в связи с тем, что скорость звука в воде составляет 1500 м/с, что приблизительно соответствует скорости звука в головном мозге [16]. Полученные результаты расчётов указаны в таблице 2.4.

Таблица 2.4 – Функциональные параметры мембранных структур

Тип крепления мембраны	w , нм	$S_{мех}$, нм/кПа	E , мВ	$S_{эл}$, мВ/кПа
Жёсткозакреплённый	0,24	0,05	0,6	0,12
Тип I	1,44	0,27	1,429	0,24
Тип II	1,35	0,26	1,44	0,28

В ходе анализа полученных результатов, приведенных в таблице 2.4, было установлено, что чувствительность мембран на подвесах выше, чем у жёсткозакреплённых. Также выявлено, что у структуры типа I механическая чувствительность выше, а чувствительность преобразователя ниже. Характер такого несоответствия связан с определенной формой прогиба (рисунок 2.9), которая в свою очередь влияет на генерируемую пьезоэлектриком ЭДС. Как видно их рисунка 2.9 характер прогиба различный для каждого типа структуры.

Для оценки влияния параметров подвесов на резонансную частоту и чувствительность мембраны проводились расчёты с фиксированными геометрическими параметрами мембраны. При этом варьировались значения ширины и длины подвесов, а также их количество. Дополнительные поперечные подвесы располагались симметрично относительно центральных по каждой стороне квадратной мембраны с шагом равным половине ширины подвеса. Помимо этого, при расчётах структуры типа II под действием звукового давления оценивалось влияние отсутствия поперечных подвесов.

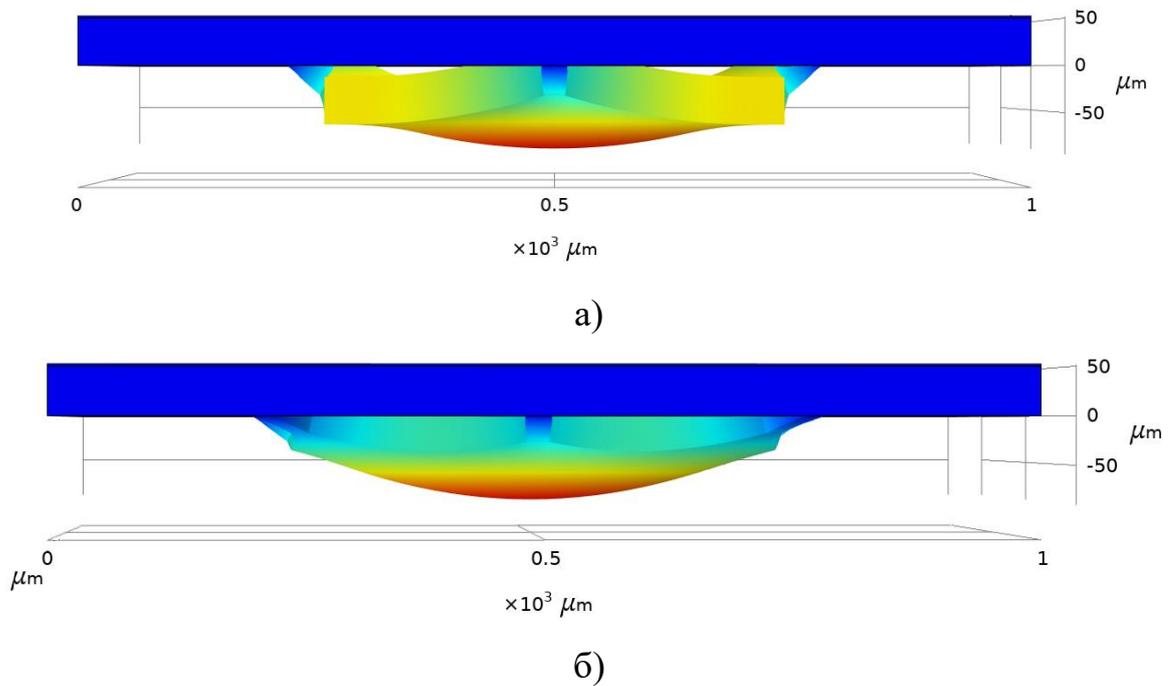


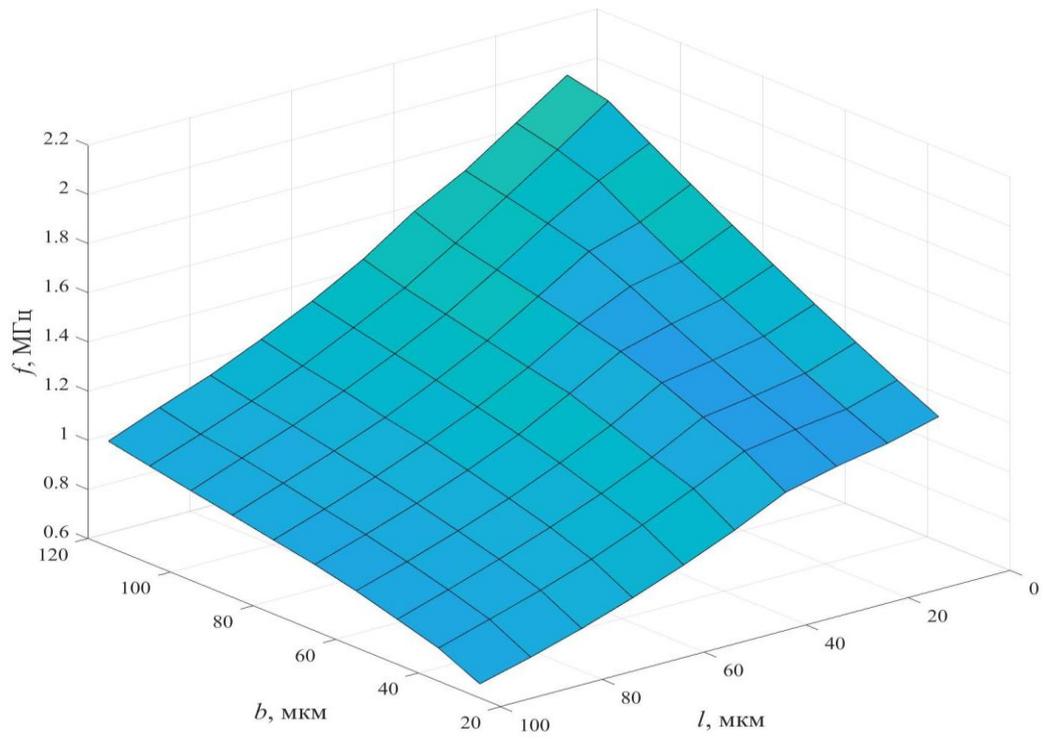
Рисунок 2.9 – Прогиб мембраны (50000:1) типа I (а) и типа II (б) под действием звукового давления 5,19 кПа ($I=0,3$ мВт/см²) (вид сбоку)

Значения конструктивных параметров мембранных структур выбраны с учётом их технологической реализации и сведены в таблице 2.5.

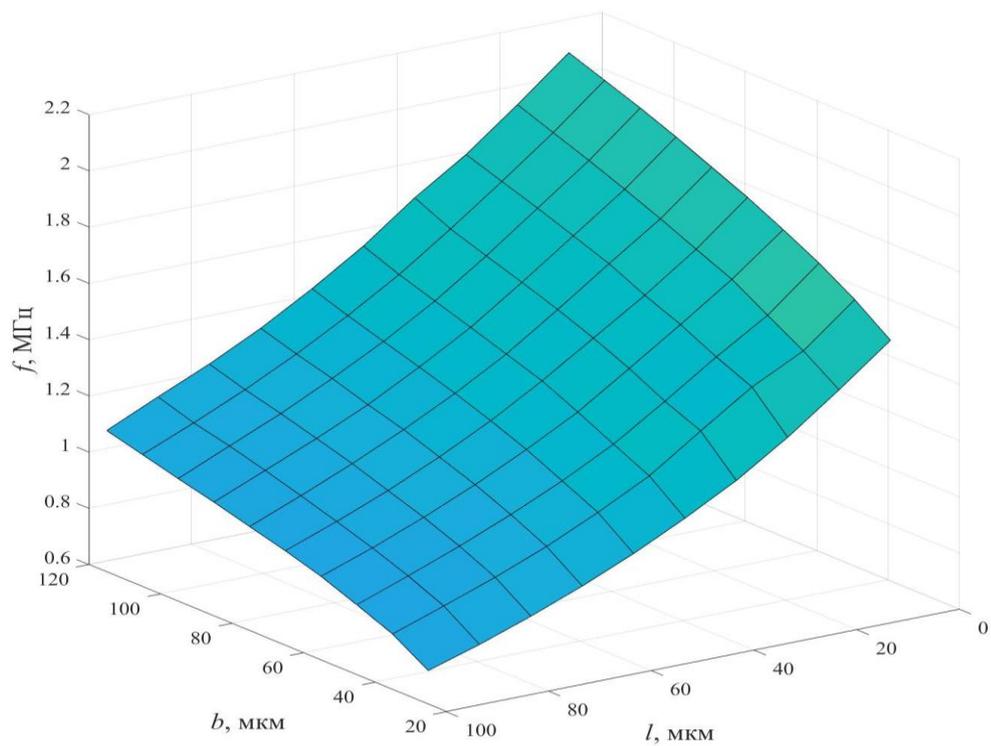
Таблица 2.5 – Параметры конструкции мембраны с подвесами

Параметр	Значение
Длина стороны мембраны a , мкм	500
Толщина мембраны h , мкм	50
Звуковое давление P , кПа	5,19
Длина подвесов l , мкм	10-100
Ширина подвесов b , мкм	25-115
Количество поперечных подвесов n	0-44

Полученные зависимости влияния геометрических параметров мембраны, а также количества и типа подвесов на резонансную частоту и чувствительность представлены на рисунках 2.10-2.15.

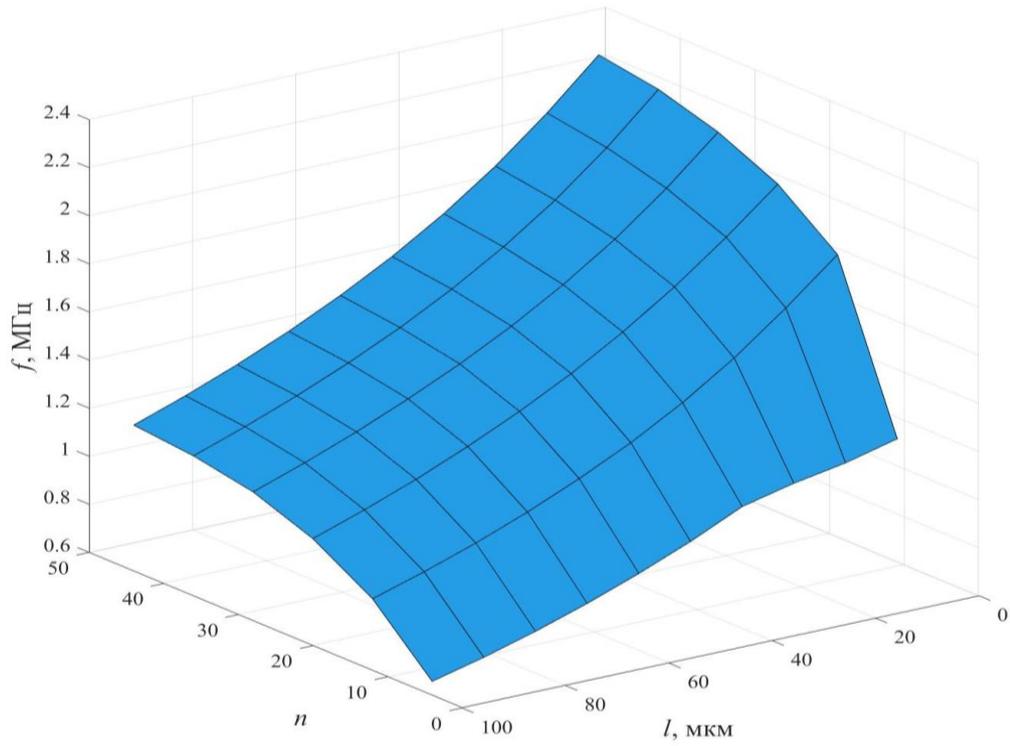


а)

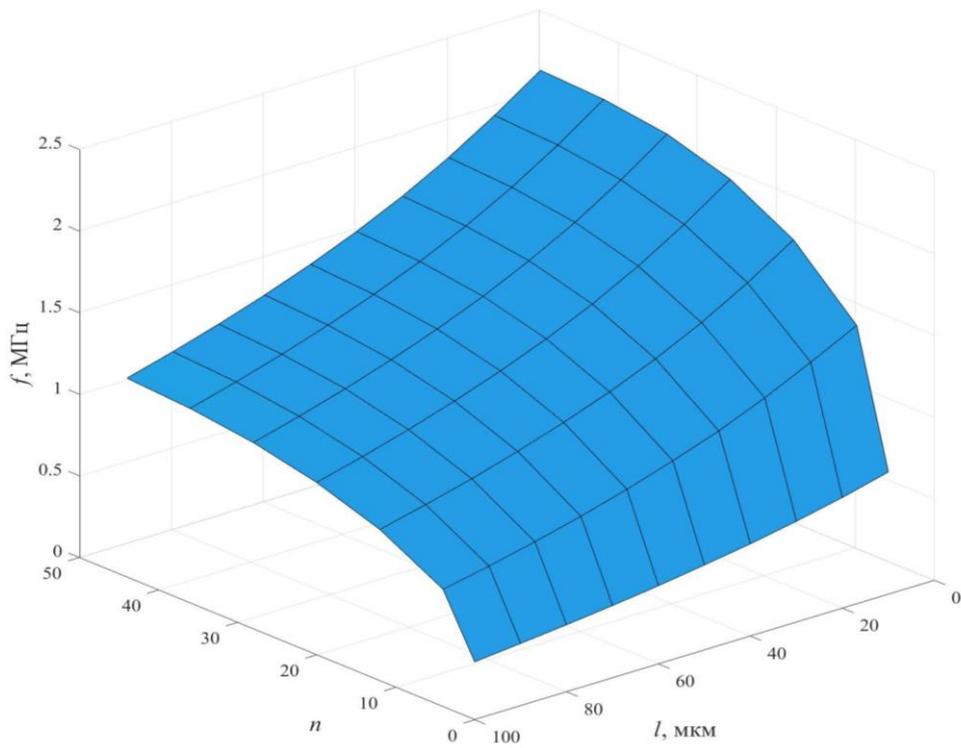


б)

Рисунок 2.10 – Зависимость резонансной частоты от длины и ширины подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $n=4$

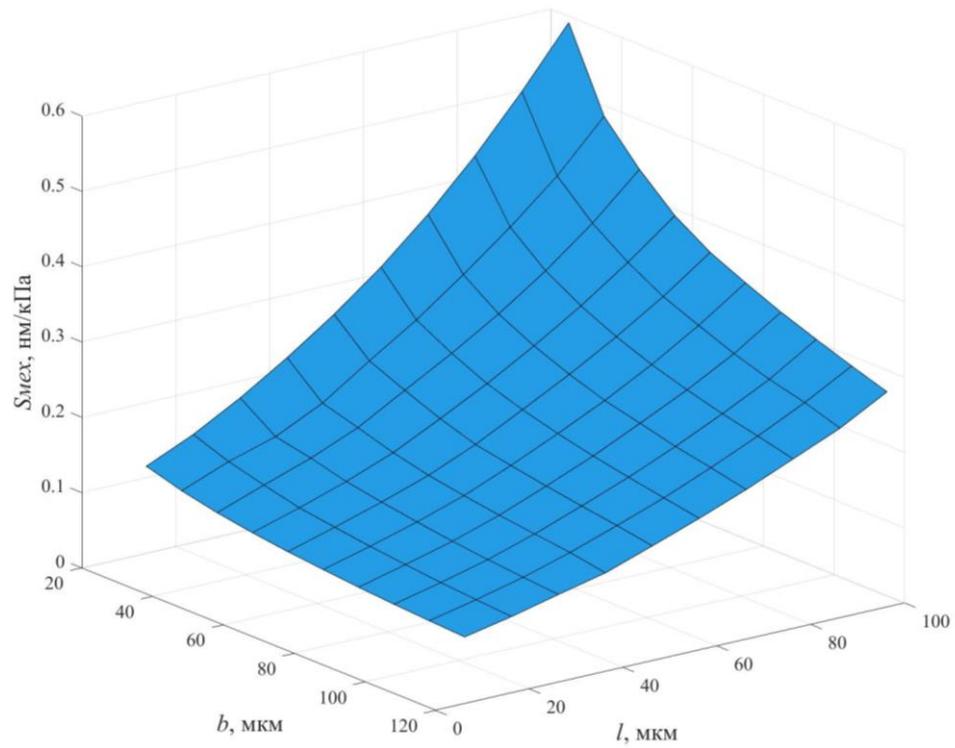


а)

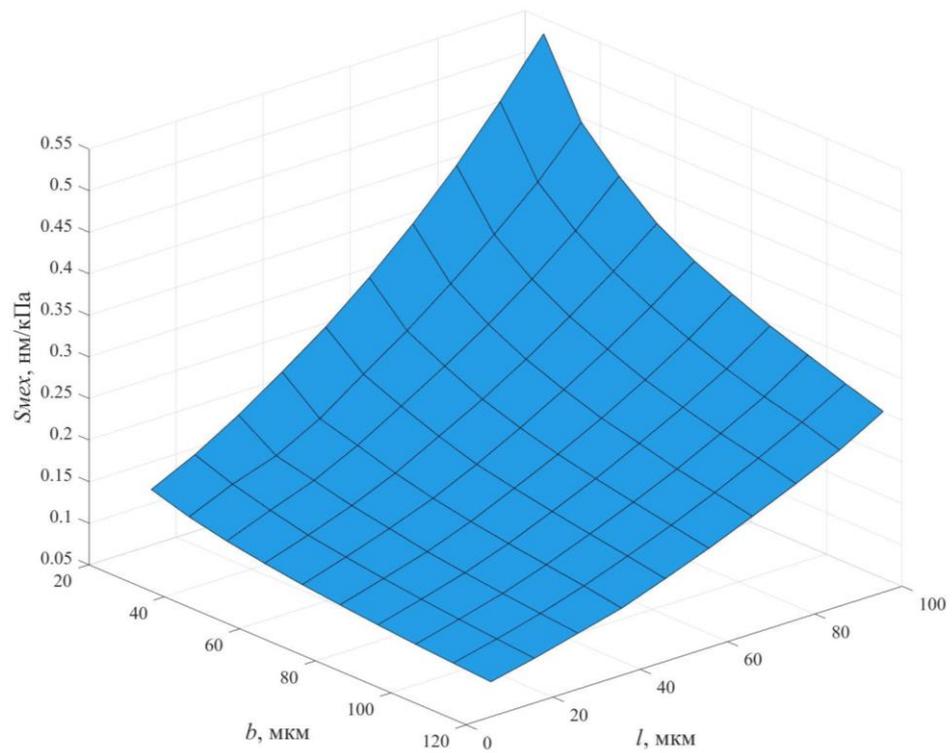


б)

Рисунок 2.11 – Зависимость резонансной частоты от длины и количества подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $b=25$ мкм

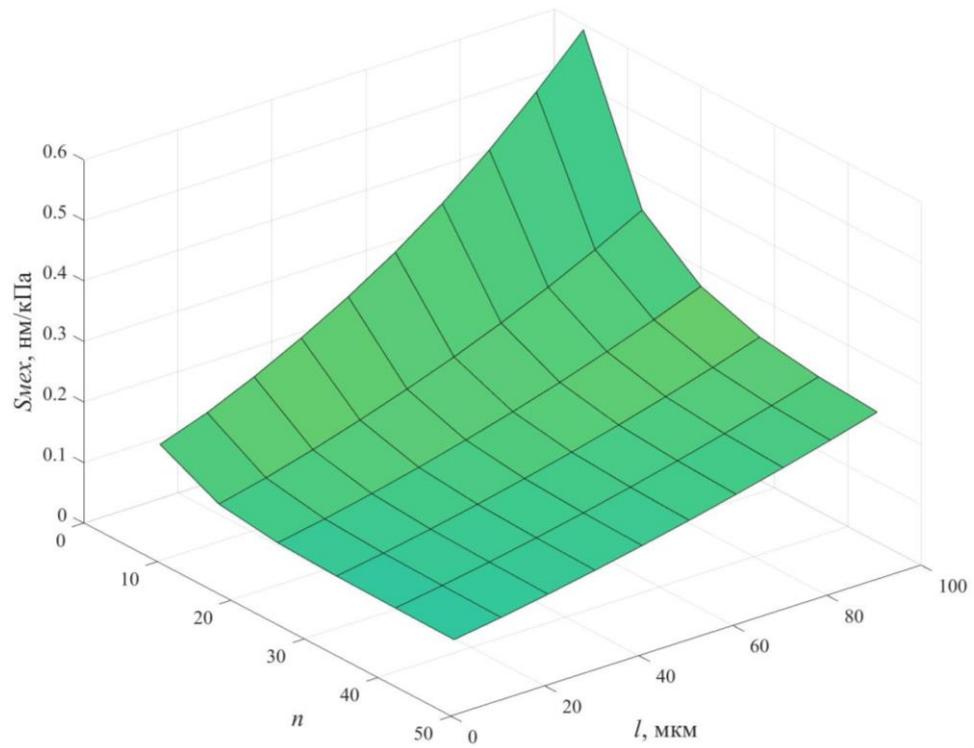


а)

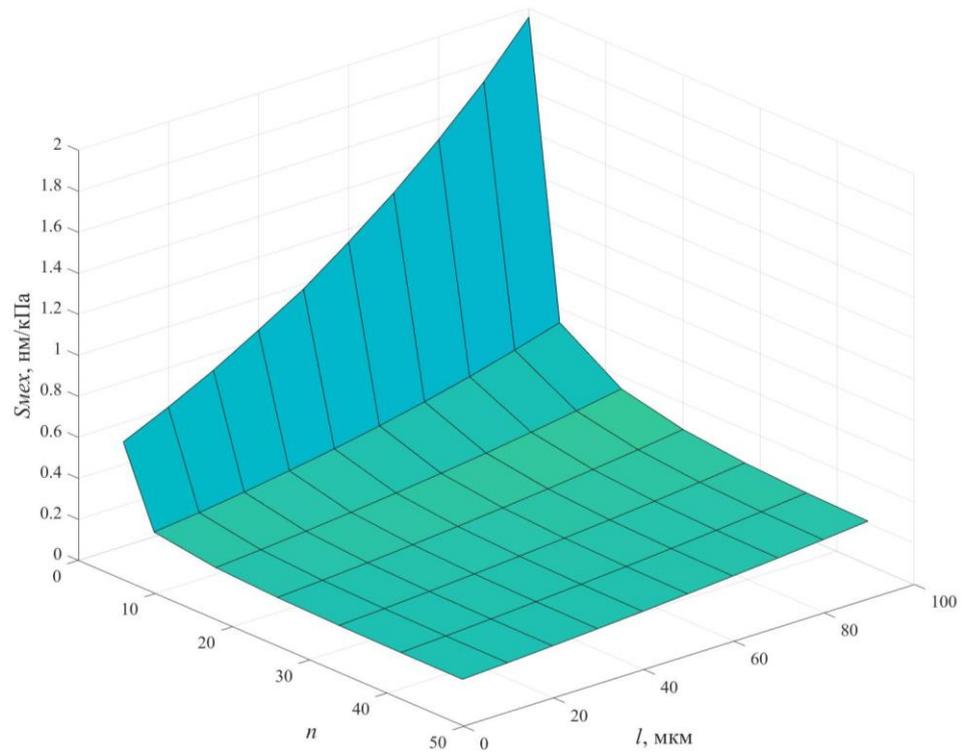


б)

Рисунок 2.12 – Зависимость механической чувствительности от длины и ширины подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $n=4$

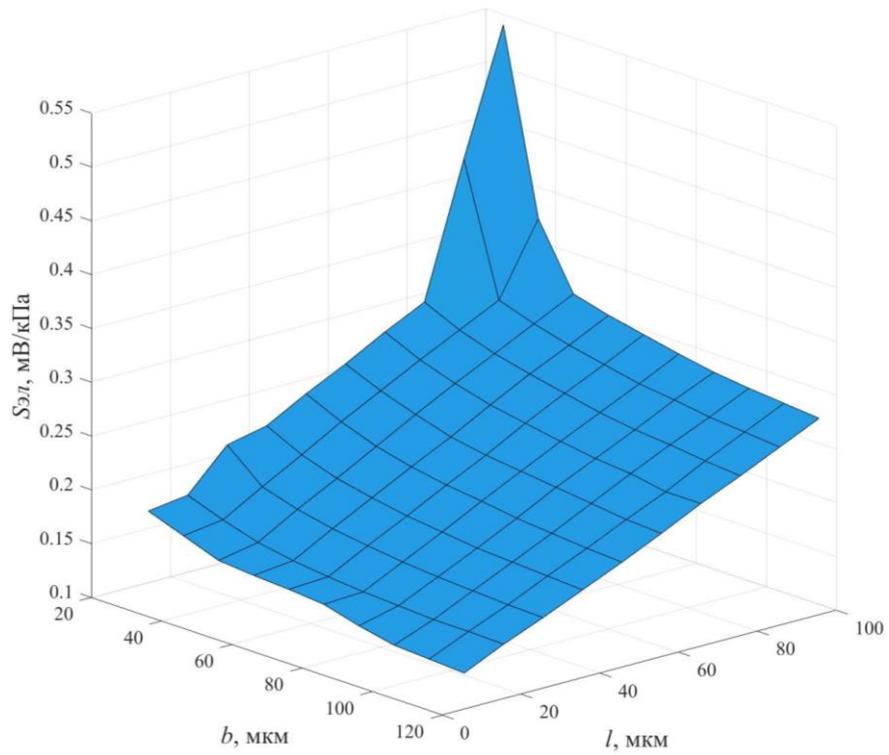


а)

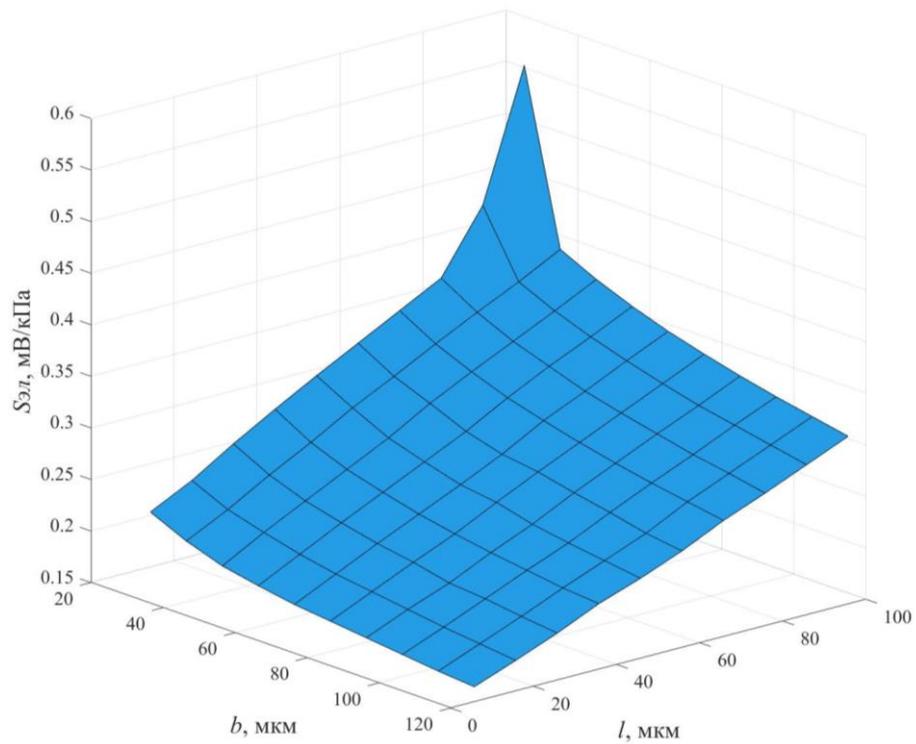


б)

Рисунок 2.13 – Зависимость механической чувствительности от длины и количества подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $b=25$ мкм

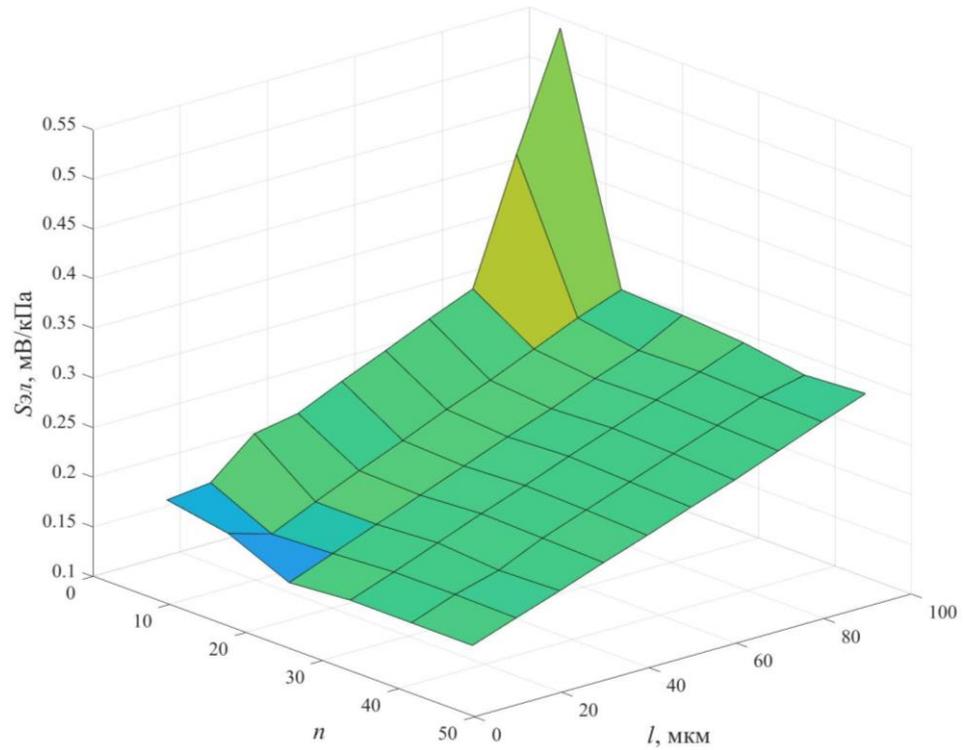


а)

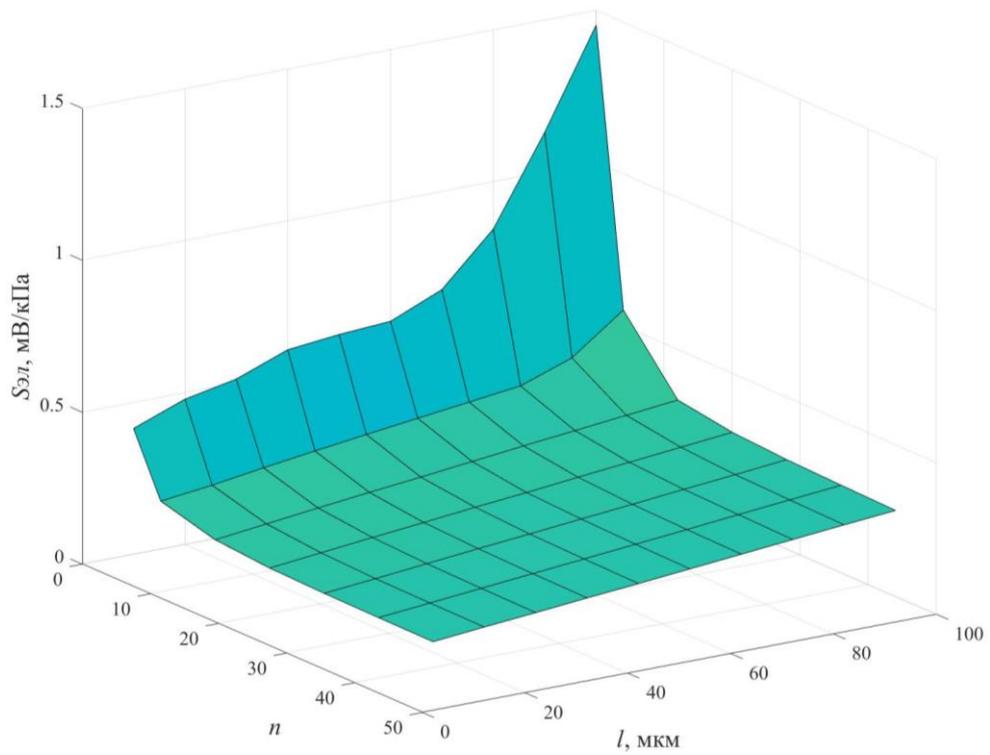


б)

Рисунок 2.14 – Зависимость чувствительности преобразователя от длины и ширины подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $n=4$



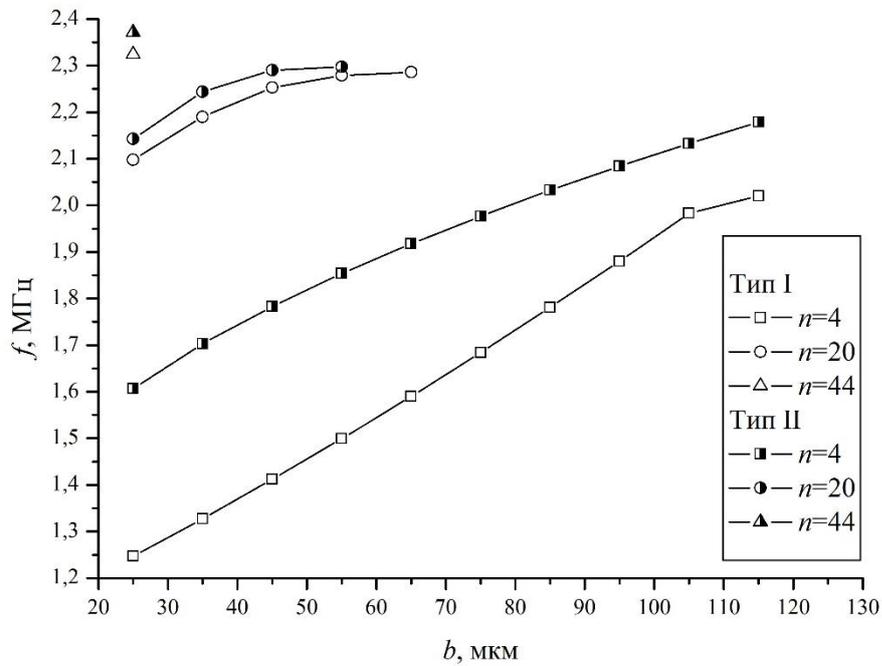
а)



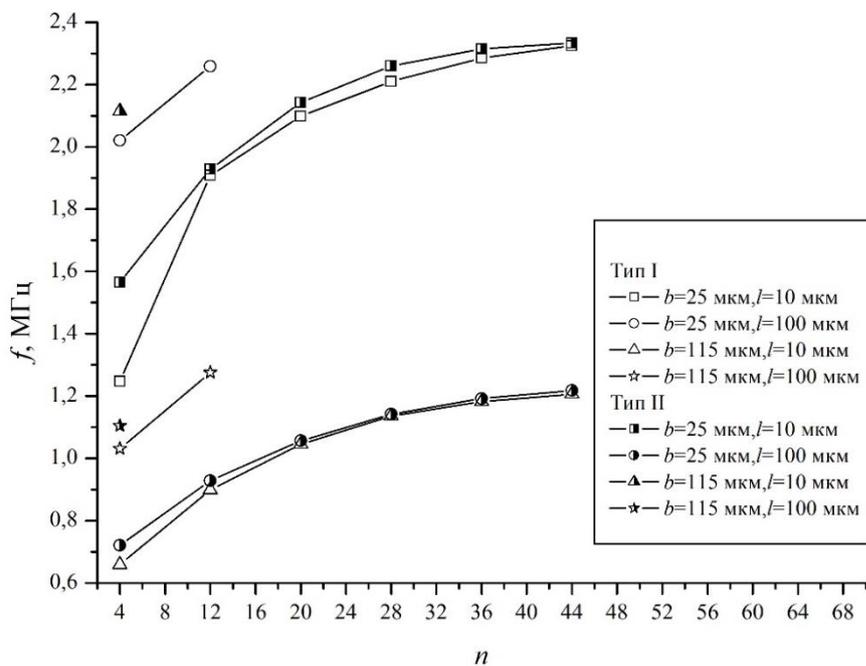
б)

Рисунок 2.15 – Зависимость чувствительности преобразователя от длины и количества подвесов структуры типа I (а) и типа II (б) при $b=25$ мкм

В дальнейшем, на основании полученных результатов (рисунки 2.10-2.15), было приведено более детальное сравнение зависимостей резонансной частоты и чувствительности от ширины и количества подвесов двух типов структур (рисунки 2.16-2.18).

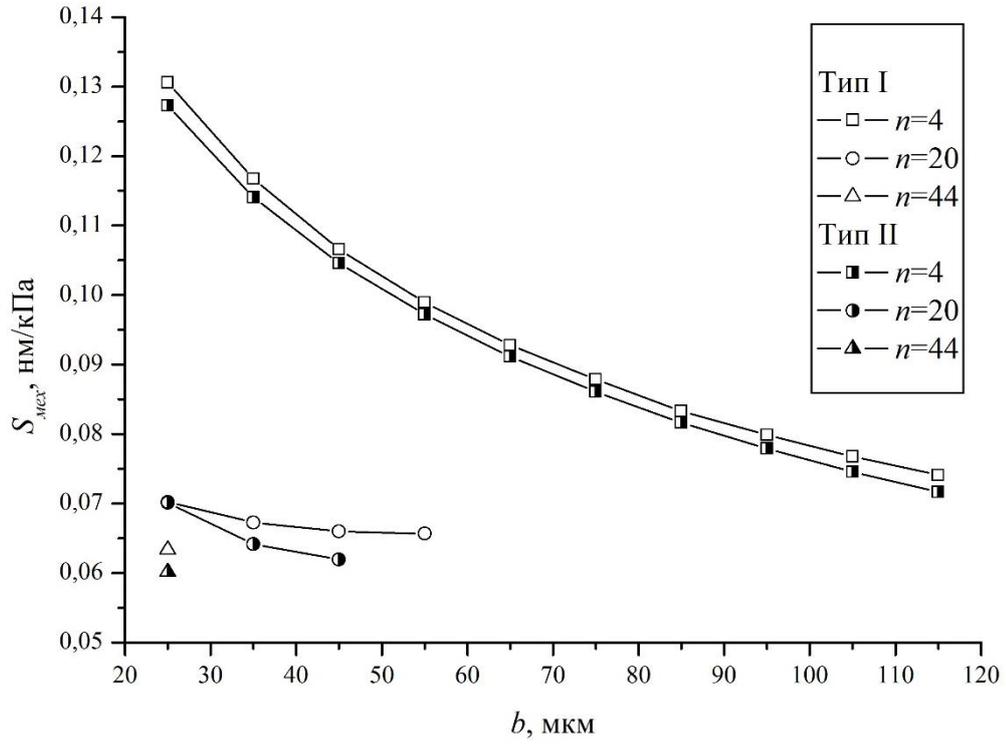


а)

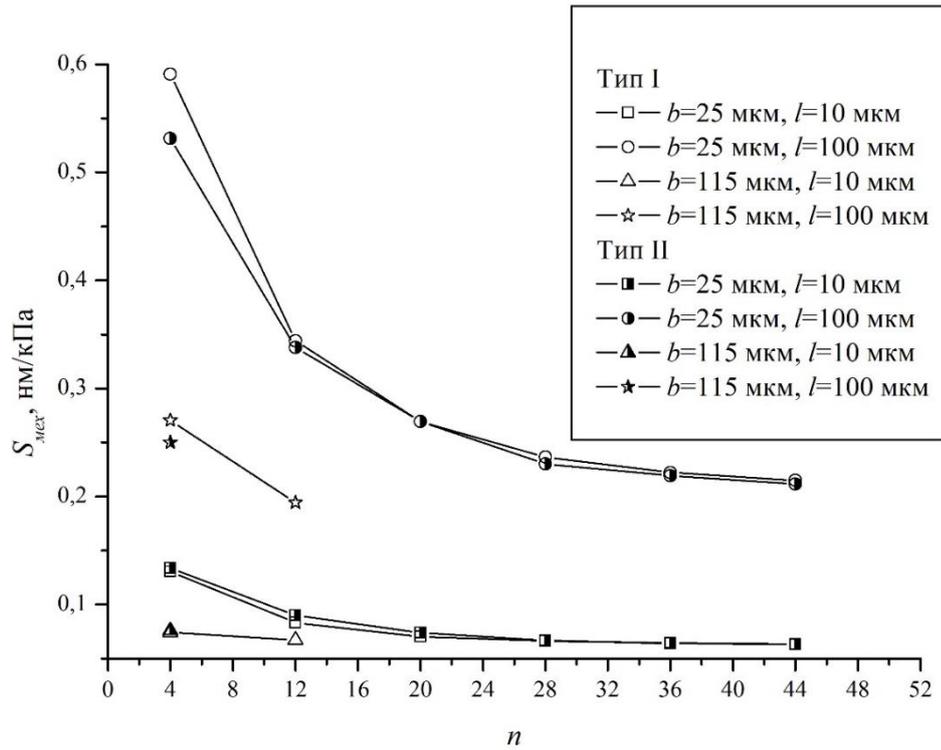


б)

Рисунок 2.16 – Зависимость резонансной частоты от ширины (а) и количества (б) подвесов

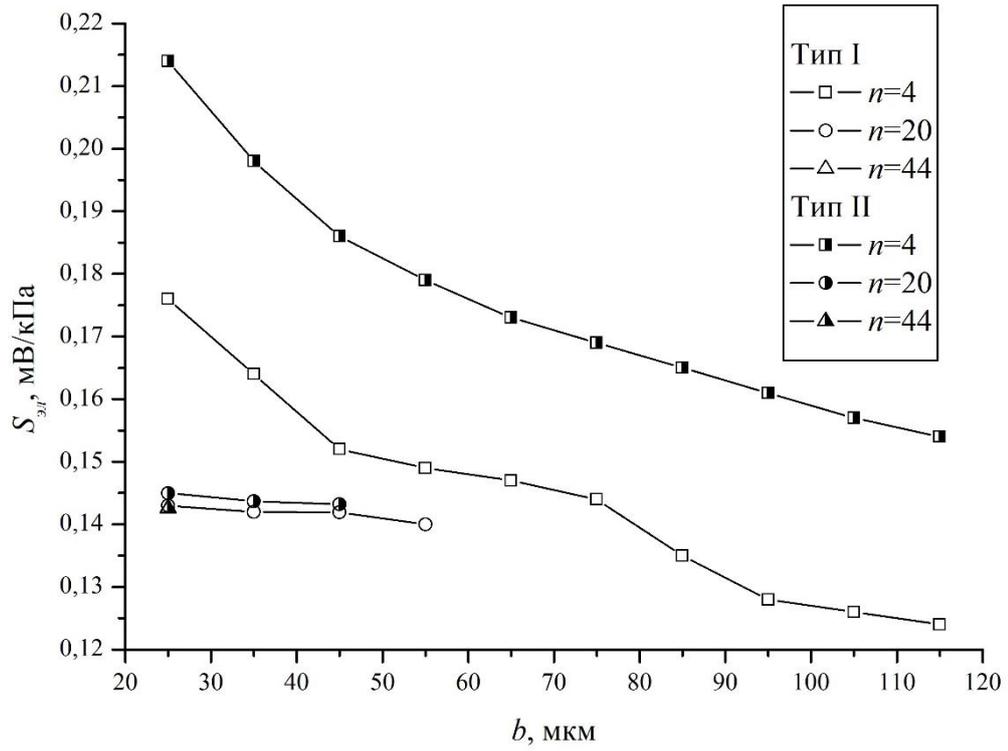


а)

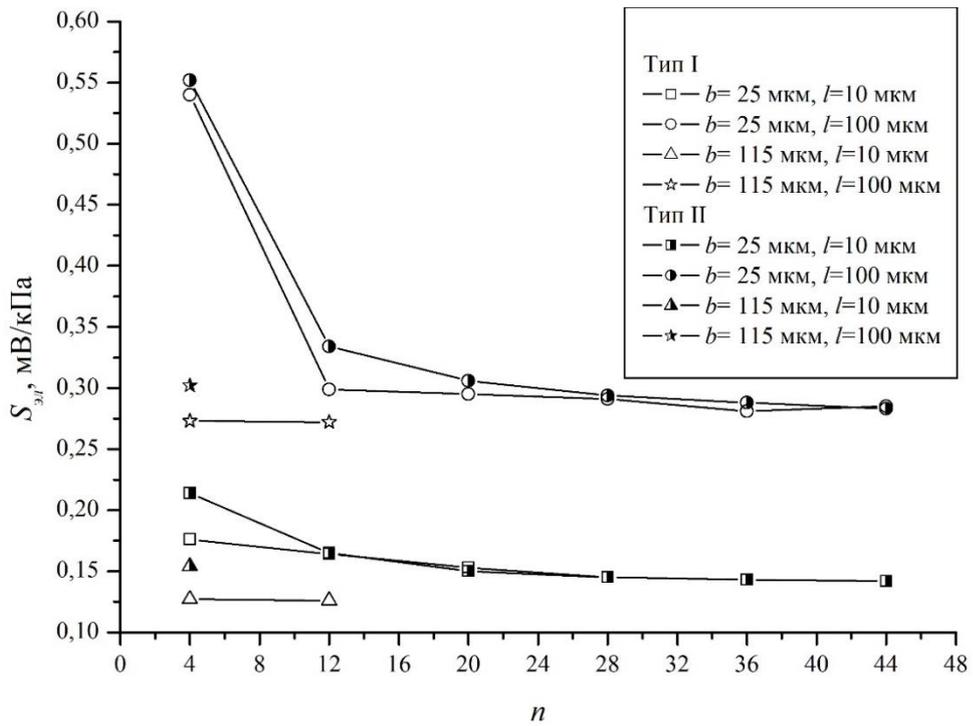


б)

Рисунок 2.17 – Зависимость механической чувствительности от ширины (а) и количества (б) подвесов



а)



б)

Рисунок 2.18 – Зависимость чувствительности преобразователя от ширины (а) и количества (б) подвесов

Как видно из зависимостей (рисунки 2.10-2.18) с увеличением длины и уменьшением ширины подвесов у структур обоих типов резонансная частота возрастает, тогда как чувствительность убывает. Такая же тенденция наблюдается при увеличении количества и уменьшении длины подвесов.

С увеличением ширины и уменьшением длины подвесов у структуры типа I от 25 до 115 мкм и от 100 до 10 мкм при $n=4$ резонансная частота возрастает от 0,6 до 2,02 МГц. Тогда как механическая чувствительность и чувствительность преобразователя убывают от 0,59 до 0,08 нм/кПа и от 0,54 до 0,124 мВ/кПа соответственно. При аналогичном увеличении ширины и уменьшении длины подвесов у структуры типа II резонансная частота возрастает от 0,72 до 2,12 МГц. Тогда как механическая чувствительность и чувствительность преобразователя убывают от 0,53 до 0,07 нм/кПа и от 0,55 до 0,154 мВ/кПа соответственно.

При ширине подвесов 115 мкм (рисунки 2.16-2.18) возможно расположить не более одного поперечного подвеса с каждой стороны мембраны. Максимальное количество подвесов с учётом ограничений при их изготовлении, связанных с шагом между ними равным половине их ширины, и фиксированной длине стороны мембраны ($a=500$ мкм) возможно реализовать при ширине подвесов 25 мкм. В связи с этими зависимостями резонансной частоты и чувствительности структур от количества и длины подвесов рассчитывались при фиксированном значении этого параметра (рисунки 2.11, 2.13, 2.15). С увеличением количества и уменьшением длины подвесов у структуры типа I от 4 до 44 и от 100 до 10 мкм резонансная частота возрастает от 0,65 до 2,33 МГц. Тогда как механическая чувствительность и чувствительность преобразователя убывают от 0,59 до 0,06 нм/кПа и от 0,54 до 0,142 мВ/кПа соответственно. При аналогичном увеличении количества и уменьшении длины подвесов у структуры типа II резонансная частота возрастает от 0,72 до 2,33 МГц. Тогда как механическая чувствительность и чувствительность преобразователя убывают от 1,95 до 0,53 нм/кПа и от 0,55 до 0,142 мВ/кПа соответственно. При отсутствии поперечных подвесов у

структуры типа II с уменьшением длины от 100 до 10 мкм резонансная частота возрастает от 0,35 до 0,75 МГц, тогда как механическая чувствительность и чувствительность преобразователи убывают от 1,96 до 0,51 нм/Па и 1,45 до 0,414 мВ/кПа. Такой характер зависимостей объясняется тем, что при добавлении подвесов или увеличении их ширины жёсткость конструкции увеличивается, что в свою очередь приводит к увеличению резонансной частоты согласно выражению (2.3) и к уменьшению прогиба структуры в зависимости от действующего звукового давления. А уменьшение прогиба приводит к уменьшению чувствительности.

Как видно из зависимостей (рисунки 2.16-2.18) резонансная частота и электрическая чувствительность у структуры типа II выше, а механическая чувствительность ниже, чем у структуры типа I. Такой характер зависимостей объясняется различной формой прогиба у структур. Однако при количестве поперечных подвесов выше 20 наблюдается изменение такой тенденции и чувствительность у обоих типов структур становится практически идентичной.

На основе анализа полученных результатов (рисунки 2.10-2.18) для дальнейшей разработки матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров была выбрана структура типа II. Геометрические параметры указаны в таблице 2.6.

Таблица 2.6 – Параметры конструкции структуры типа II

Параметр	Значение
Длина стороны мембраны a , мкм	500
Толщина мембраны h , мкм	50
Длина подвесов l , мкм	50
Ширина подвесов b , мкм	25
Количество поперечных подвесов n	0-44

При таких размерах достигается компромиссное соотношение резонансной частоты (1,1 МГц) и чувствительности (0,3 мВ/кПа), помимо этого при ширине поперечных подвесов 25 мкм появляется возможность увеличения их количества до 44, при фиксированной длине стороны мембраны. Что позволяет расширить диапазон рабочих частот в случае необходимости.

2.4 Теоретическое исследование мембран в режиме излучения

Мембраны в матричных МЭМС УЗ-сенсорах могут работать, как в режиме приёма, так и в режиме излучения звуковой волны. Таким образом, необходимо провести исследование мембран, разработанных по методике, представленной в п. 2.3, в режиме излучения. Для установления закономерностей влияния конструкции мембраны на параметры излучаемой звуковой волны проведено численное моделирование мембран с различным количеством подвесов в режиме излучения с помощью программного пакета Comsol Multiphysics. На основе результатов, представленных в п. 2.3, в качестве конструкции мембран для теоретических исследований в режиме излучения выбрана структура типа II. Как показано в п. 2.3 резонансную частоту мембран на балочных подвесах можно регулировать за счет изменения количества подвесов. Таким образом, численное моделирование проводилось для структуры типа II с различным количеством поперечных подвесов длиной 50 мкм и шириной 25 мкм. Геометрические параметры подвесов выбраны с учётом результатов, полученных в п. 2.3.

В режиме излучения на мембрану подаётся напряжение для возбуждения её колебаний на резонансной частоте. Для определения напряжения, которое можно подавать на мембрану, без потери диэлектрических свойств пьезоэлектрического слоя, проведен расчёт по формуле [84]:

$$E_m = \frac{U}{h_{\Pi}} \quad (2.18)$$

где E_m – напряжение пробоя ZnO ($\approx 5 \times 10^6$ В/см [85]), U – критическое напряжение, h_{Π} – толщина пьезоэлектрика.

Результат расчёта показал, что напряжение, которое можно подавать на разработанную мембрану должно быть ниже 50 В. Изменение звуковой волны, излучаемой мембраной, исследовалось в воде на расстоянии 7 мм, так как это минимальное требуемое методикой расстояние. В качестве примера на рисунках 2.19, 2.20 показаны результаты численного моделирования структуры типа II с четырьмя поперечными подвесами под действием напряжения 1 В на частоте звуковой волны 1,1 МГц. Как видно из рисунков 2.19, 2.20, чем дальше звуковая волна распространяется от излучающей мембраны, тем ниже давление звукового излучения и, соответственно, интенсивность излучения. Характер таких изменений связан с тем, что звуковая волна поглощается средой и постепенно затухает.

В результате численного моделирования были получены зависимости прогиба и интенсивности звукового излучения мембран с разным количеством подвесов от подаваемого напряжения в диапазоне от 0,5 до 5 В (рисунок 2.21).

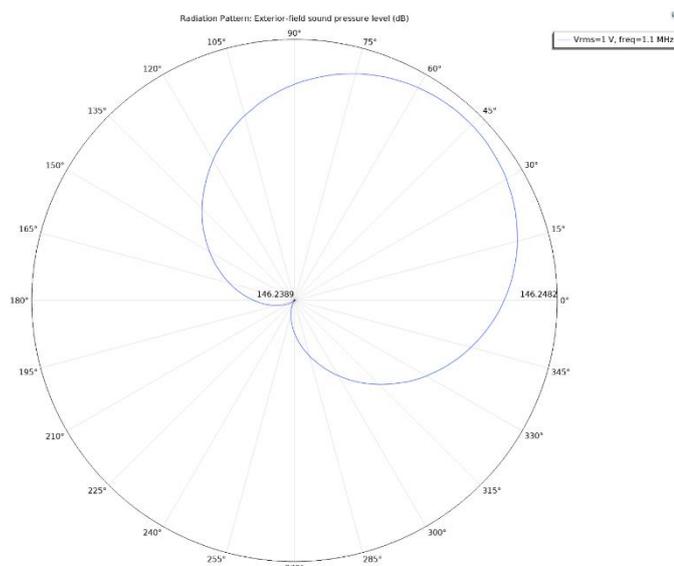


Рисунок 2.19 – Диаграмма направленности уровня звукового давления, излучаемого мембраной

Vrms(2)=1 V freq(31)=1.1 MHz

Surface: Total acoustic pressure, RMS (kPa)

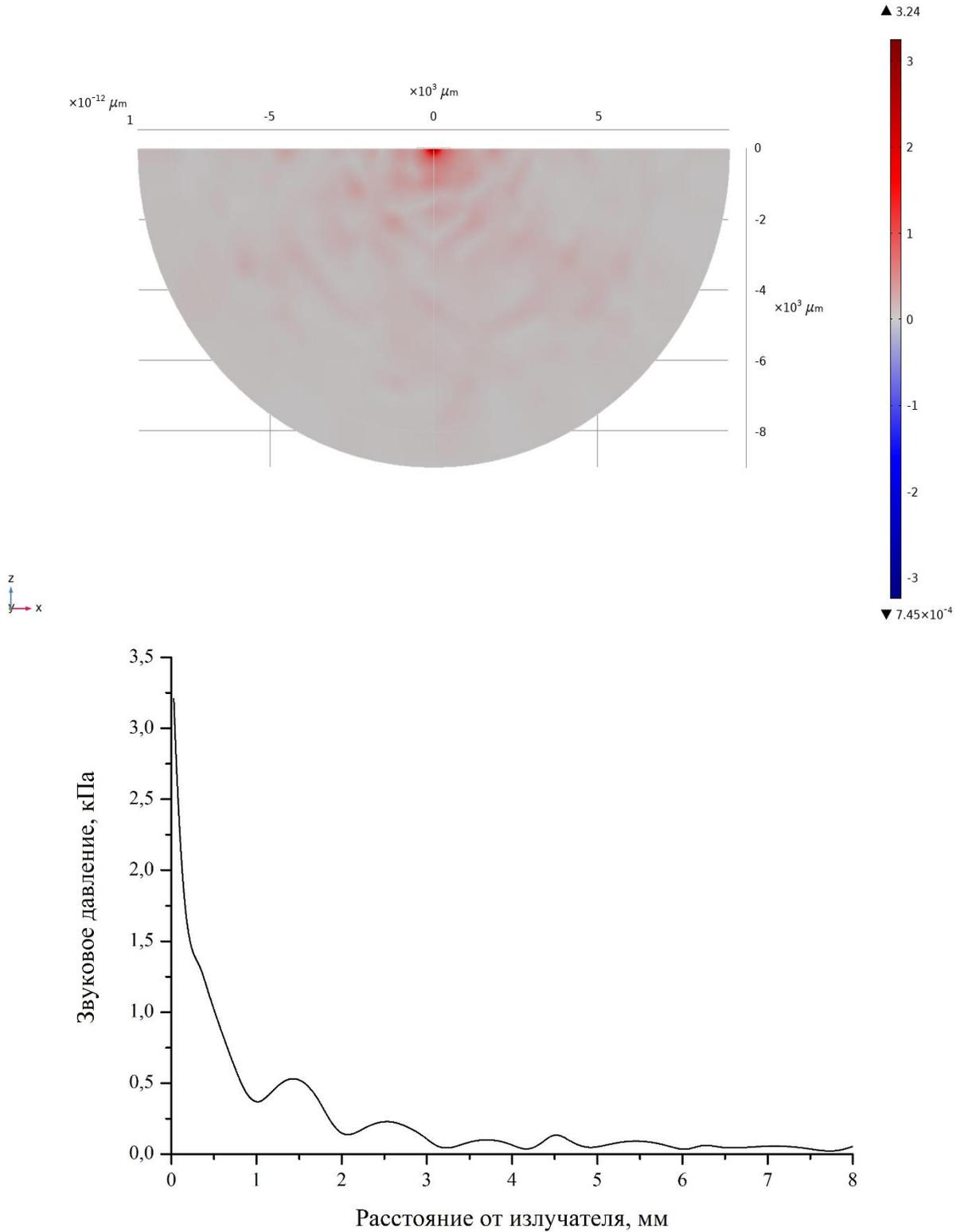
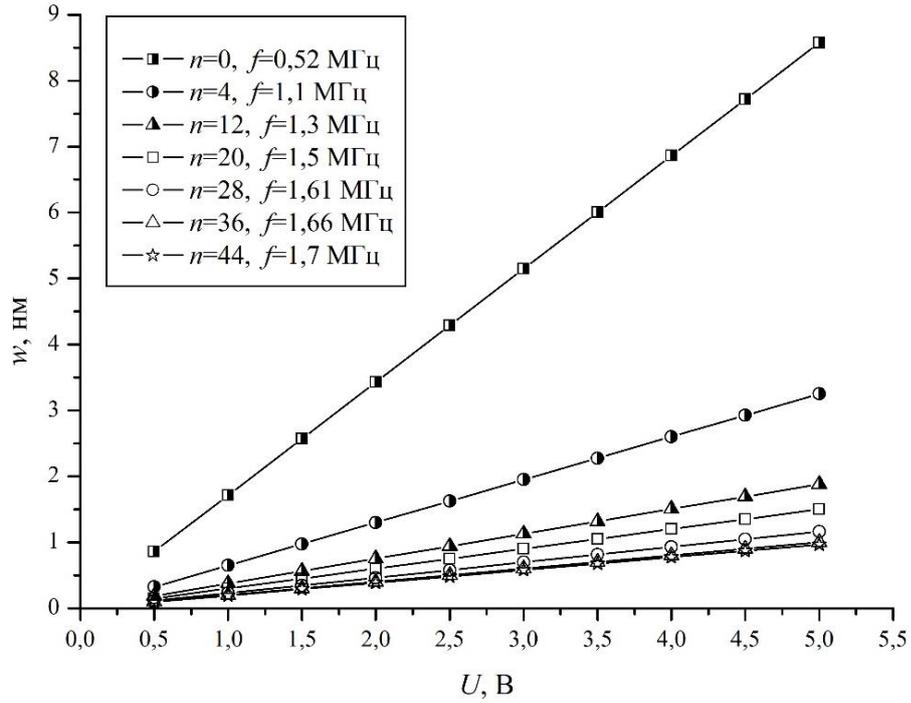
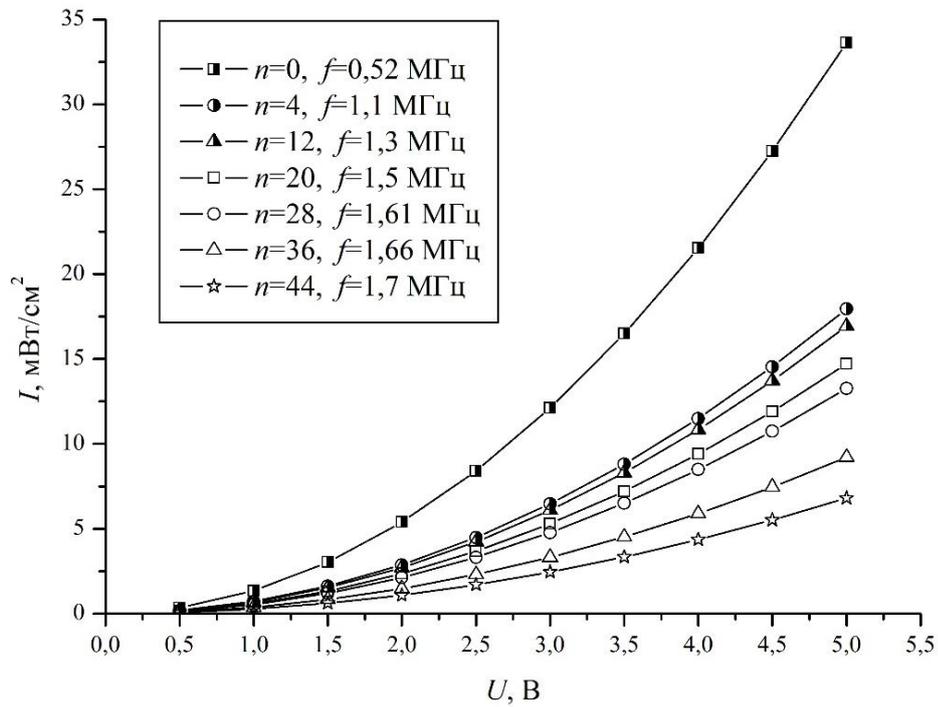


Рисунок 2.20 – Изменение давления звукового излучения мембраны

в воде



а)



б)

Рисунок 2.21 – Зависимость прогиба (а) и интенсивности звукового излучения (б) мембран с разным количеством подвесов

Как видно из полученных зависимостей, увеличение прогиба и интенсивности звукового излучения мембран пропорционально подаваемому напряжению. Тогда как увеличение частоты звуковой волны, излучаемой мембраной, приводит к уменьшению данных параметров. Это связано с тем, что для увеличения резонансной частоты мембран требуется использовать максимальное количество подвесов для увеличения её жёсткости. Также из зависимостей видно, что для достижения интенсивности звукового излучения мембран в диапазоне от 0,1 до 0,3 мВт/см², которая требуется для устройств ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга, требуется подавать напряжение не выше 1 В.

Полученные результаты п. 2.3, 2.4 позволяют сделать вывод, что разработанная конструкция мембран в может выполнять функции как приёмника, так и излучателя звуковой волны.

2.5 Теоретические исследования напряженно-деформированного состояния мембранных структур

На этапе изготовления многослойных структур под воздействием различных факторов в слоях возникают внутренние механические напряжения (σ), сжимающие (-) или растягивающие (+) (рисунок 2.22). Напряжения в структуре плёнка/подложка зависят от напряжений в плёнке и подложке и от их толщины. В многослойных мембранах такие напряжения могут привести к понижению чувствительности. В соответствии с уравнением (2.12) механическая чувствительность характеризуется величиной прогиба мембраны от приложенного давления. Таким образом, для установления закономерностей взаимосвязи между свойствами слоёв и механическими параметрами мембран необходимо провести исследование влияния внутренних механических напряжений в каждом слое на прогиб мембраны.

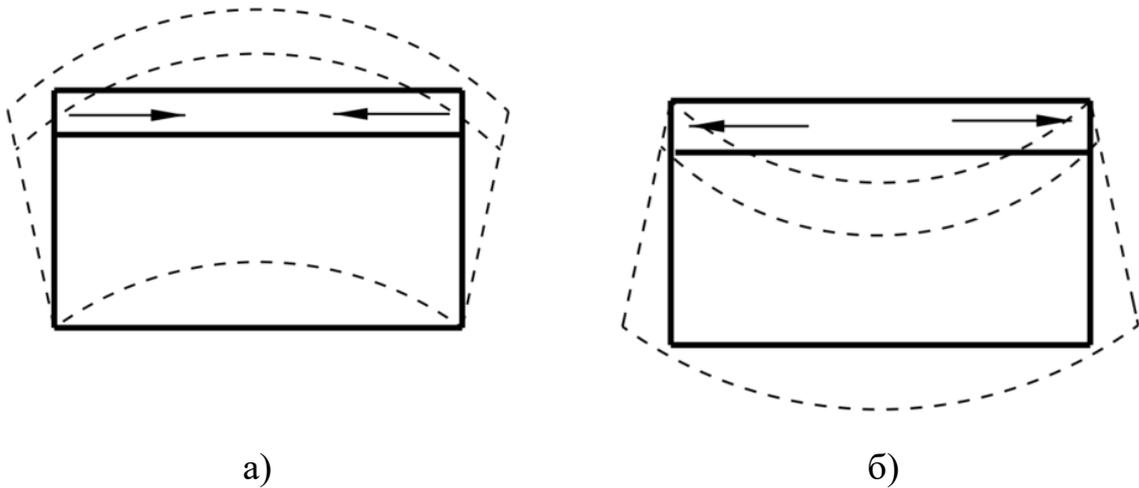


Рисунок 2.22 – Механические напряжения в структуре плёнка/подложка: сжимающие (а) и растягивающие (б)

Для решения поставленных задач проведено численное моделирование прогиба мембраны под действием механических напряжений в структуре с использованием программного пакета Comsol Multiphysics.

Моделирование проводилось для кремниевой мембраны $500 \times 500 \times 50$ мкм с подвесами $50 \times 25 \times 50$ мкм (структура типа II). Геометрические параметры выбраны с учётом результатов, полученных в п.2.3. Помимо этого при ширине подвеса 25 мкм возможно расположить максимальное количество подвесов ($n=44$) при фиксированной длине стороны мембраны ($a=500$ мкм). Количество поперечных подвесов варьировалось от 0 до 44. В связи с тем, что у каждого материала многослойной мембраны свои механические свойства, моделирование проводилось для каждого слоя отдельно. В качестве слоёв исследовались плёнки SiO_2 (2 мкм), Mo (0,1 мкм) и ZnO (0,1 мкм). Материалы и значения толщин выбраны с учётом возможности дальнейших экспериментальных исследований. При моделировании принималось, что внешнее давление на мембрану отсутствует и напряжения распределены по осям x и y . Внутренние механические напряжения, которые учитывались при моделировании указаны в таблице 2.7.

Таблица 2.7 – Внутренние механические напряжения в плёнках, которые учитывались при моделировании

Материал	Метод получения	Внутренние механические напряжения
SiO ₂	Плазмохимическое осаждение из газовой фазы	от -80 до -500 МПа [86]
Mo	Магнетронное распыление	1,5 до +1,5 ГПа [87]
ZnO	Магнетронное распыление	-0,7 до +0,7 ГПа [88]

На рисунке 2.23 представлен результат моделирования прогиба мембраны с плёнкой SiO₂ с внутренними сжимающими напряжениями -100 МПа. По аналогии с такой структурой были рассчитаны значения прогиба мембраны под действием механических напряжений в каждом слое. Полученные зависимости влияния механических напряжений в слоях мембраны на прогиб представлены на рисунках 2.24-2.26.

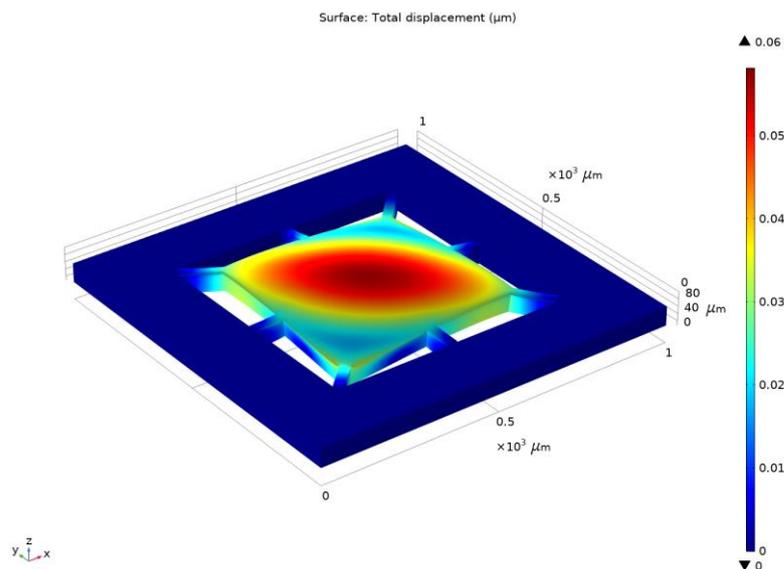


Рисунок 2.23 – Прогиб мембраны типа II под действием внутренних сжимающих напряжений -100 МПа в плёнке SiO₂

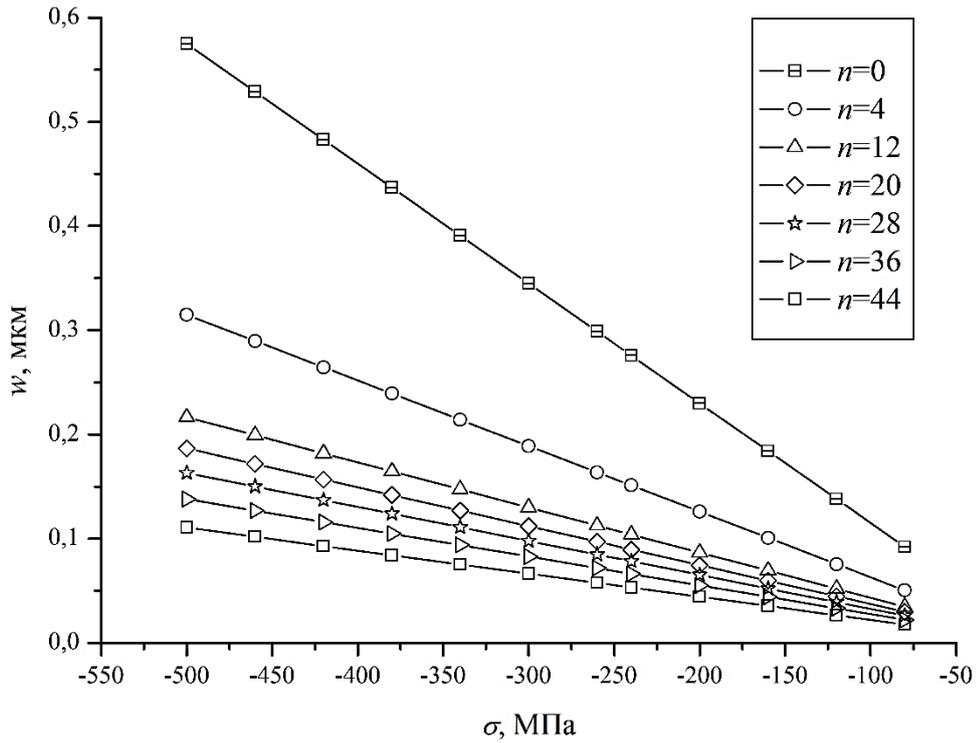


Рисунок 2.24 – Зависимость прогиба мембраны от внутренних механических напряжений в слое SiO_2

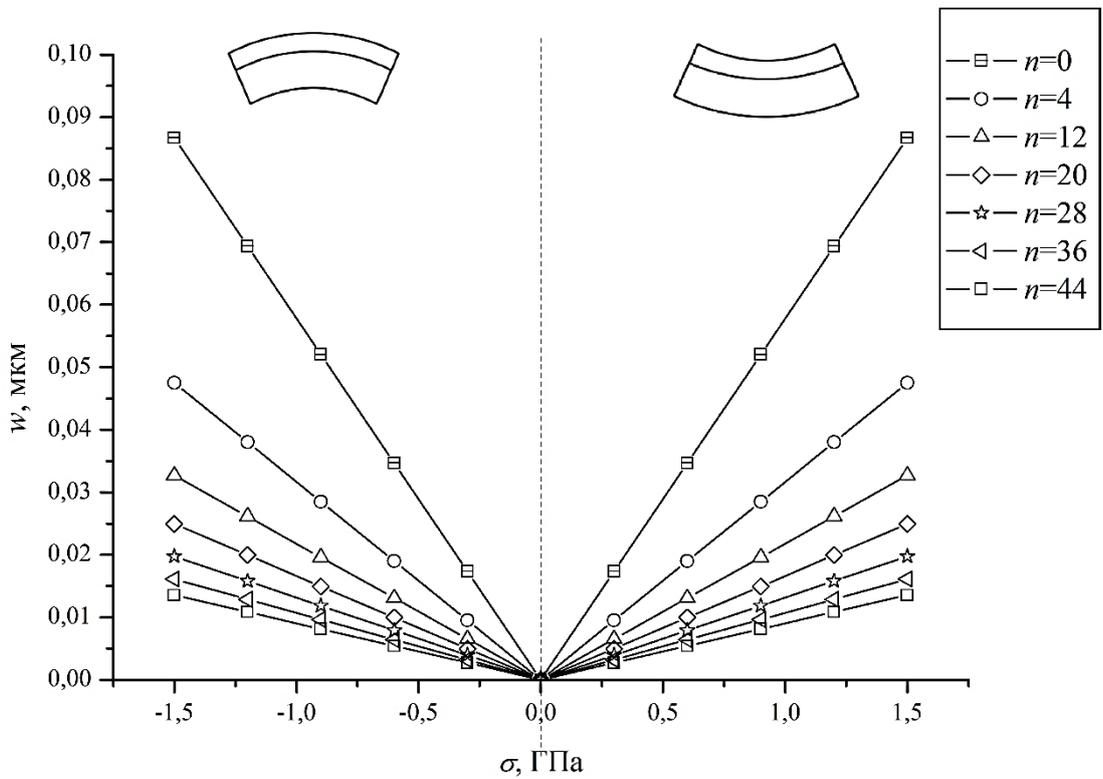


Рисунок 2.25 – Зависимость прогиба мембраны от внутренних механических напряжений в слое Mo

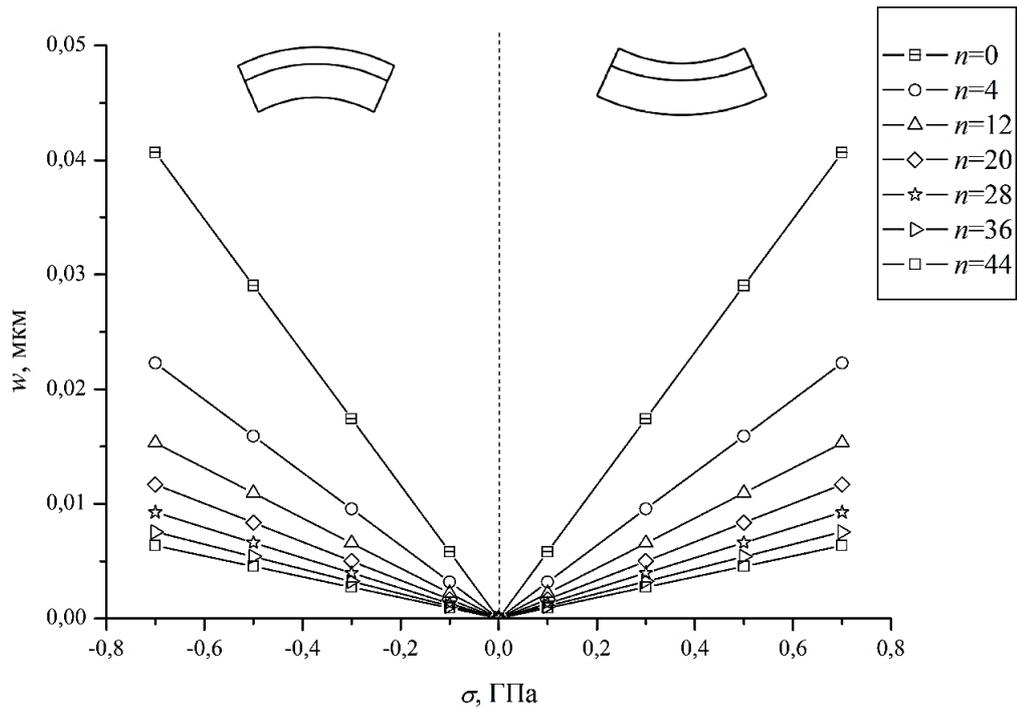


Рисунок 2.26 – Зависимость прогиба мембраны от внутренних механических напряжений в слое ZnO

Как видно из зависимостей (рисунки 2.24-2.26) внутренние механические напряжения в плёнках влияют на прогиб мембраны. Под воздействием сжимающих напряжений от -80 до -500 МПа в плёнке SiO₂, от 0 до -1,5 ГПа в плёнке Mo и от 0 до -0,7 ГПа в плёнке ZnO мембрана с различным количеством балочных подвесов прогибается от начального положения от 0,02 до 0,57 мкм, от 0 до 0,09 мкм и от 0 до 0,04 мкм соответственно. Тогда как под воздействием растягивающих напряжений в плёнках Mo от 0 до 1,5 ГПа и ZnO от 0 до 0,7 ГПа направление прогиба изменяется в обратную сторону с такими же значениями. Следовательно, под воздействием внешнего давления на мембрану, все значения прогибов будут суммироваться. Также из полученных зависимостей видно, что с увеличением количества подвесов влияние внутренних механических напряжений на прогиб уменьшается, что связано с тем, что структура становится ближе к жёсткозакреплённой.

Исходя из полученных результатов можно сделать вывод, что при изготовлении матриц мембран на балочных подвесах требуется исключить

механические напряжения в плёнках. В связи с тем, что получение плёнок без механических напряжений невозможно их влияние в многослойной структуре может быть сведено к минимуму балансом между сжимающими и растягивающими напряжениями в плёнках.

2.6 Способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров

В главе 1 было показано, что в устройствах медицинской визуализации применяются матрицы мембранных структур. При этом элементы в матрице имеют одинаковые размеры, в связи с чем работают на определенной резонансной частоте [43]. Чувствительность приёма, эффективность звукового излучения и рабочая частота являются основными параметрами, определяющими характеристики устройств ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга. Компромисс между чувствительностью и рабочей частотой делает конструкцию очень сложной, а это означает, что её необходимо точно настроить для соответствия конкретным приложениям. Широкий диапазон частот мембранных матричных пьезоэлектрических ультразвуковых сенсоров может быть обеспечен применением массива мембран с разными геометрическими параметрами или формами, как показано в работах [44, 45, 46]. При этом ёмкость электрических преобразователей (Me/ПЭ/Me) в таких массивах будет иметь разные значения, что усложняет схему обработки сигналов. Также на этапе изготовления структур потребуются комплект фотошаблонов с различными геометрическими параметрами элементов, что усложняет процесс его проектирования и изготовления. Кроме того, резонансные частоты и чувствительность таких структур необходимо задавать при проектировании. При необходимости изготовления структур с другими параметрами необходимо повторять процедуры проектирования, а также изготовления комплекта ФШ.

В п. 2.3 было показано, что замена жёсткозакреплённых квадратных мембран структурами на балочных подвесах позволяет повысить чувствительность и расширить диапазон частот. В такой конструкции при фиксированных геометрических параметрах мембраны и одинаковых номиналах ёмкостей электрических преобразователей за счёт удаления балочных подвесов возможно получение матрицы мембран с различными рабочими резонансными частотами. В п. 2.4 было показано, что предлагаемая конструкция мембран также может работать в режиме излучения.

В главе 1 было показано, что матрицы преобразователей выполняют функции, как приёмников, так и излучателей. Вначале на матрицу подают напряжение для излучения звуковой волны, затем электрическую цепь переключают таким образом, чтобы она перешла в режим приёма. Звуковые волны излучаются в виде коротких импульсов. Стандартно продолжительность импульса составляет 0,1 % времени цикла сканирования, все остальное время сенсор принимает отраженные звуковые волны.

На основании представленных результатов в п. 2.2 и 2.3 разработан способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС-сенсоров (рисунок 2.27), который позволяет разрабатывать многочастотные матрицы МЭМС УЗ-сенсоров. На основе разработанного способа спроектирована конструкция матрицы, которая состоит из мембран $500 \times 500 \times 50$ мкм на угловых и поперечных подвесах $80 \times 25 \times 50$ мкм (структура типа II) (рисунок 2.28). Представленная матрица мембран размерностью 7×7 состоит из строк с одинаковыми структурами и столбцов с различными структурами. Собственная ёмкость каждого элемента такой матрицы рассчитана по выражению (2.16) и составляет 188 пФ. Резонансные частоты, чувствительность мембран и их интенсивность звукового излучения при подаваемом напряжении 1 В для каждой строки приведены в таблице 2.8. Зависимости чувствительности и интенсивности звукового излучения мембран от их резонансных частот приведены на рисунках 2.29-2.31.

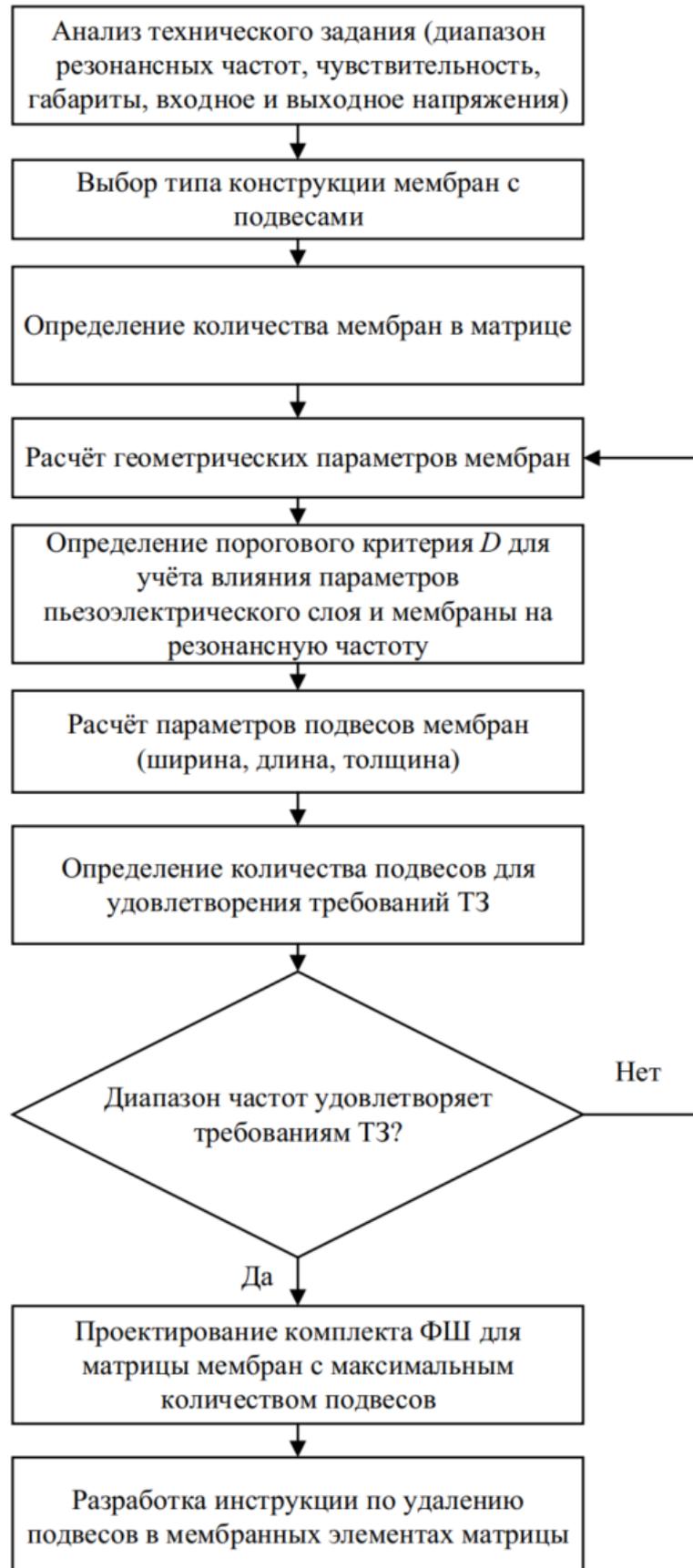
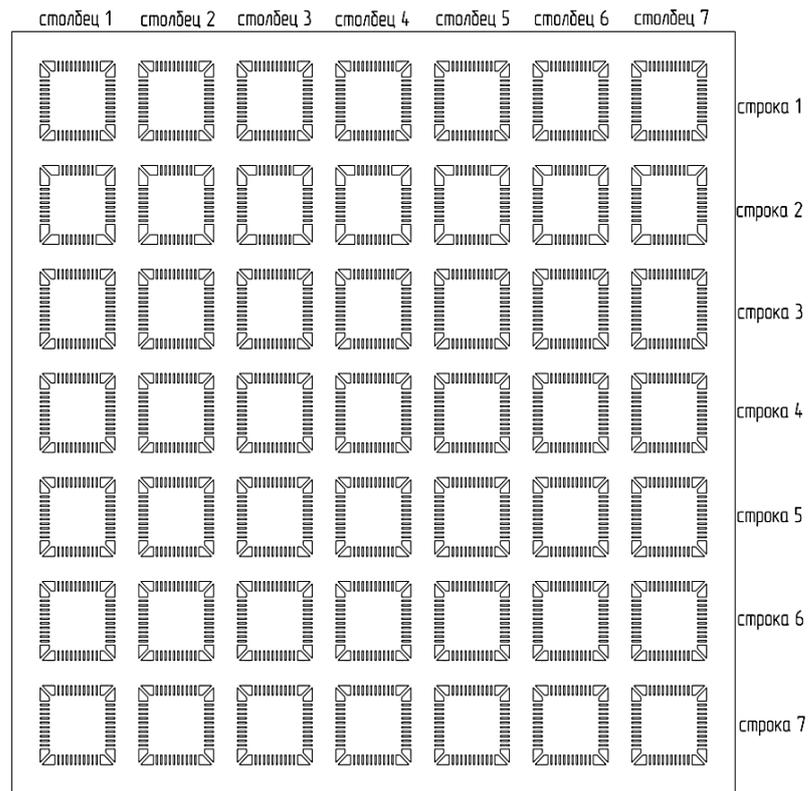
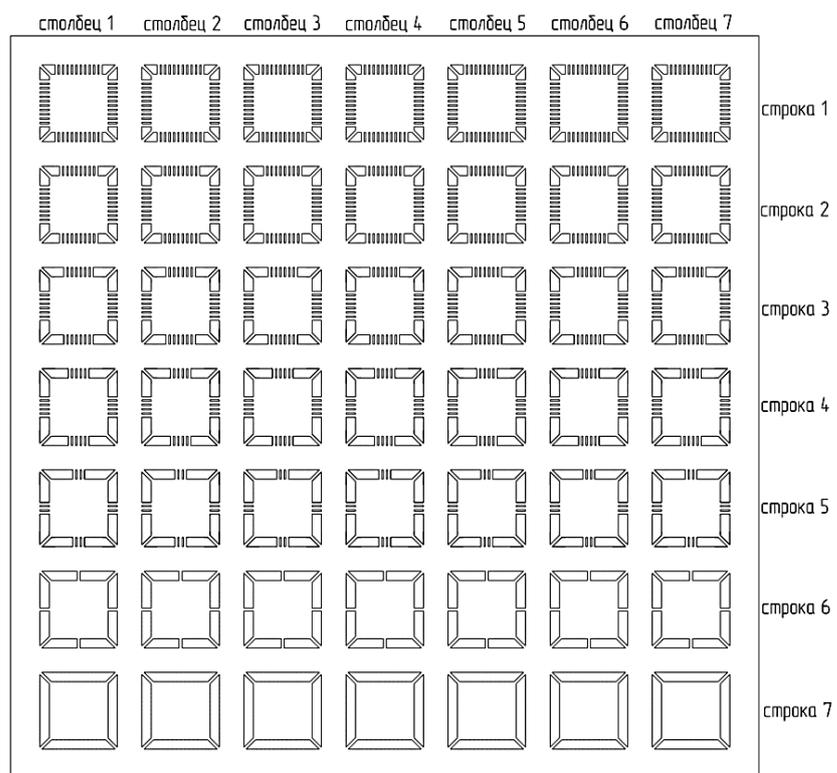


Рисунок 2.27 – Способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС-сенсоров



а)



б)

Рисунок 2.28 – Матрица мембран для пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров: исходная (а); после удаления подвесов (б)

Таблица 2.8 – Значения функциональных параметров мембран МЭМС УЗ-сенсоров

№ строки	n	f , МГц	$S_{мех}$, нм/кПа	$S_{эл}$, мВ/кПа	I , мВт/см ²
1	44	1,7	0,11	0,204	0,27
2	36	1,66	0,12	0,207	0,37
3	28	1,61	0,13	0,211	0,53
4	20	1,5	0,14	0,221	0,59
5	12	1,3	0,18	0,242	0,68
6	4	1,1	0,26	0,304	0,72
7	0	0,52	0,98	0,594	1,35

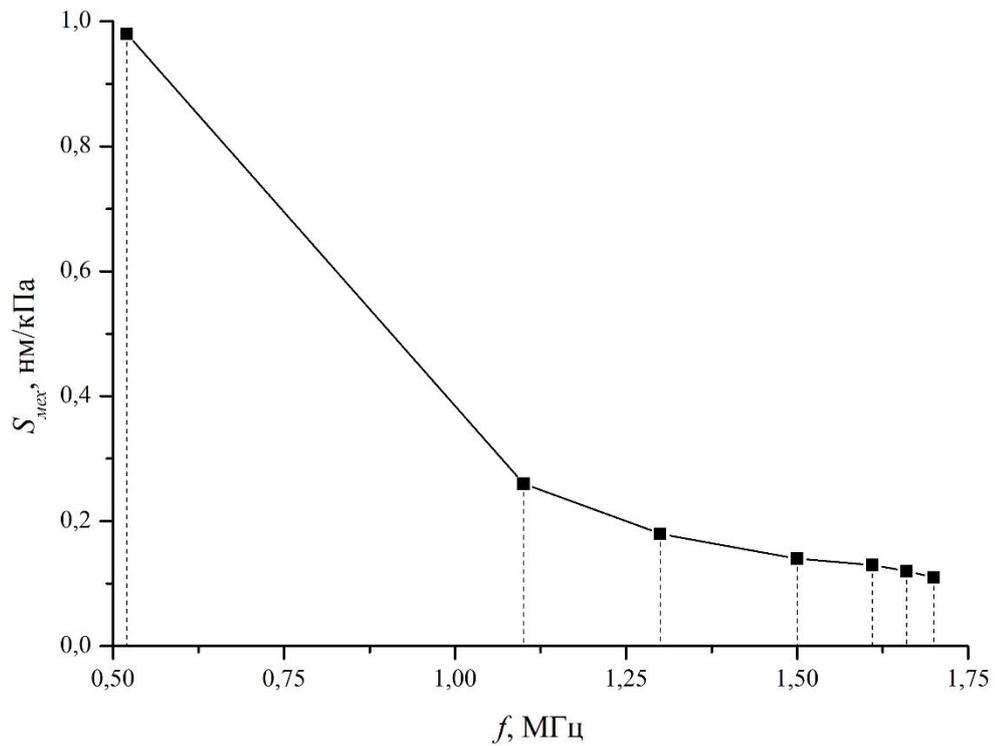


Рисунок 2.29 – Зависимость механической чувствительности элементов матрицы от резонансной частоты

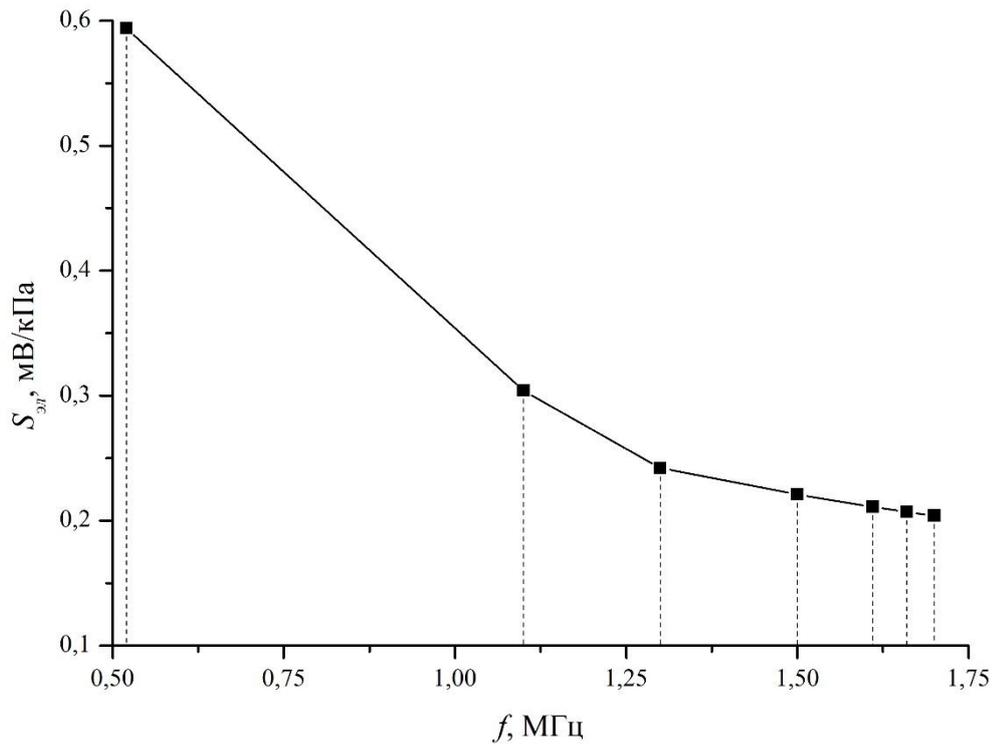


Рисунок 2.30 – Зависимость чувствительности преобразователей элементов матриц от резонансной частоты

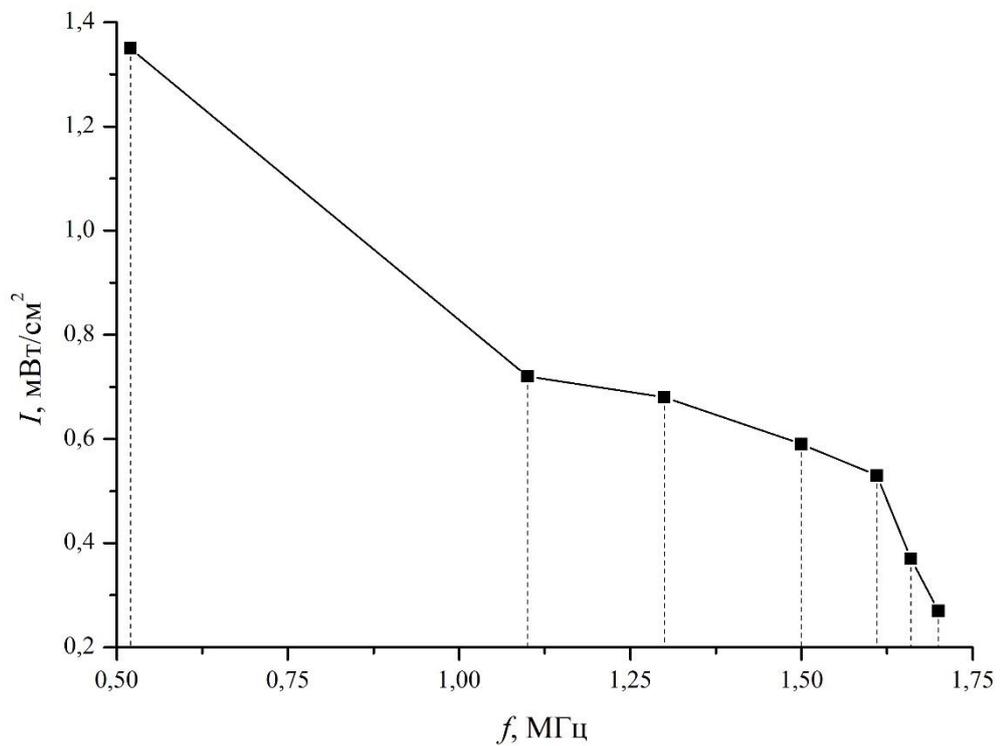


Рисунок 2.31 – Зависимость интенсивности звукового излучения элементов матрицы от резонансной частоты

Из таблицы 2.8 и рисунков 2.28-2.31 видно, что для разработанного варианта матрицы размерностью 7×7 : 1) диапазон резонансных частот лежит в пределах от 0,52 до 1,7 МГц; 2) диапазоны механической и электрической чувствительностей лежат в пределах от 0,11 до 0,98 нм/кПа и от 0,204 до 0,594 мВ/кПа соответственно; 3) диапазон звуковой интенсивности излучения лежит в пределах от 0,27 до 1,35 мВт/см². Тогда как в работе [33] рабочие резонансные частоты матрицы с куполообразными мембранами различной формы составили 5 и 11 МГц, а в работе [39] рабочие резонансные частоты матрицы с круглыми мембранами разного диаметра лежали в диапазоне от 1 до 8 МГц. Диапазоны рабочих частот представленных матриц удовлетворяют приложениям медицинской ультразвуковой диагностики. Тогда как разработанный вариант матрицы (рисунок 2.28) позволяет применять данную конструкцию в методах ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга, а также в приложениях, работающих на частотах ниже 1 МГц.

Анализ полученных результатов показал, что с использованием балочных структур появляется возможность управлять диапазоном рабочих частот. Матрицы таких структур могут изготавливаться с любым количеством подвесов с различными геометрическими параметрами, что позволит расширить диапазон частот. Важным преимуществом таких матриц является постоянная ёмкость электрических преобразователей. При этом, при изготовлении таких матриц используется один комплект ФШ с максимальным количеством подвесов. Для настройки матрицы на рабочий диапазон частот, требуется выполнить удаление необходимого количества подвесов, любым доступным методом, используемым в микроэлектронной технологии на финишных этапах изготовления структуры (лазерная резка, ультразвуковая резка, ионно-лучевое травление). Таким образом, разработанный вариант матрицы является перспективным аналогом разработанным ранее конструкциям матриц мембран.

Выводы по главе 2

1. Проведенный анализ влияния материалов слоёв и их геометрических параметров на резонансную частоту показал, что с увеличением длины стороны квадратной многослойной мембраны резонансная частота уменьшается. При этом различие по этому параметру между структурами с различными комбинациями материалов активного слоя и электродов снижается. В связи с чем, при проектировании многослойных квадратных мембран, где ключевым параметром является резонансная частота, появляется возможность широкого выбора пьезоэлектрических материалов в качестве активного слоя.

2. Установлено, что в многослойной кремниевой мембране, с увеличением отношения толщины кремния к толщине слоя пьезоэлектрика влияние последнего на резонансную частоту уменьшается. Предложен пороговый критерий, позволяющий оценивать влияние физико-механических параметров пьезоэлектрического слоя на функциональные параметры мембранной структуры. Определены критические значения порогового критерия, при которых на этапе проектирования возможно с заданным уровнем погрешности расчётов не учитывать параметры пьезоэлектрика.

3. Предложены конструкции мембран на балочных подвесах (структуры типы I и II) с более высокой чувствительностью мембран по сравнению с жёсткозакреплёнными. Получены зависимости влияния количества и геометрических параметров подвесов на резонансную частоту мембран. Анализ полученных зависимостей показал, что при увеличении количества подвесов или их ширины жёсткость конструкции увеличивается, что приводит к увеличению резонансной частоты и уменьшению прогиба мембранной структуры в зависимости от прикладываемого давления. Тогда как уменьшение прогиба приводит к уменьшению чувствительности.

4. Анализ полученных результатов показал, что для разработки матричных МЭМС УЗ-сенсоров более предпочтительнее структура типа II со следующими геометрическими параметрами подвесов: $l=50$ мкм, $b=25$ мкм. При таких размерах с увеличением количества подвесов от 0 до 44 достигаются значения резонансной частоты в диапазоне от 0,52 до 1,7 МГц, а также механической чувствительности и чувствительности преобразователей в диапазоне от 0,98 до 0,11 нм/кПа и от 0,594 до 0,204 мВ/кПа соответственно.

5. Проведенное теоретическое исследование мембран в режиме излучения показало, что предложенная конструкция мембраны (структура типа II) может работать в режиме излучения. При этом интенсивность звукового излучения для мембран с разным количеством подвесов при подаваемом напряжении 1 В лежит в диапазоне 0,27 до 1,35 мВт/см². Что позволяет применять предложенную конструкцию мембран, как в качестве приёмника, так и в качестве излучателя, в устройствах ультразвукового мониторинга сосудов головного мозга.

6. Результаты расчётов показали, что внутренние механические напряжения в слоях многослойной структуры влияют на начальный прогиб мембраны на балочных подвесах. Однако с увеличением количества подвесов влияние внутренних механических напряжений на прогиб уменьшается, что связано с увеличением жёсткости структуры. В связи с чем, можно сделать вывод, что при использовании конструкций на балочных подвесах требуется минимизация внутренних напряжений в слоях многослойной структуры или использование типа закреплений, которые позволят увеличить жёсткость мембраны.

7. Предложен способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров, который позволяет разрабатывать многочастотные матричные МЭМС УЗ-сенсоры. На основании разработанного способа предложена конструкция матрицы мембран размерностью 7×7 с рабочим диапазоном частот от 0,52 до 1,7 МГц, механической чувствительностью от 0,98 до 0,11 нм/кПа и чувствительностью

преобразователей от 0,594 до 0,204 мВ/кПа. Полученные результаты показали, что мембранные матричные пьезоэлектрические МЭМС УЗ-сенсоры на основе балочных структур имеют постоянную ёмкость электрических преобразователей (188 пФ). При этом, при изготовлении таких матриц используется один комплект ФШ с максимальным количеством подвесов. Для настройки матрицы на рабочий диапазон частот, требуется выполнить удаление необходимого количества подвесов, любым доступным методом микроэлектронной технологии.

ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ УСЛОВИЙ ФОРМИРОВАНИЯ МАТЕРИАЛОВ СТРУКТУРЫ НА ИХ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА И ПАРАМЕТРЫ

В главе 1 при анализе технологий изготовления матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров было выявлено, что при их изготовлении методами поверхностной микрообработки мембрана формируется после поэтапного осаждения всех слоёв через сквозные отверстия, в связи с этим затем требуется дополнительный слой для их герметизации [62]. Такой дополнительный слой добавляет жёсткость конструкции и, как следствие, уменьшает чувствительность мембраны. При изготовлении методами объёмной микрообработки необходимость осаждения такого слоя отсутствует. Однако при анизотропном жидкостном травлении кремниевой подложки формируются боковые стенки под углом $54,7^\circ$, что в свою очередь ограничивает минимальный размер мембраны. Тем не менее фотошаблоны разрабатывают таким образом, чтоб полученная мембрана имела требуемые размеры, учитывая угол и глубину травления. Таким образом, для дальнейшей разработки технологии изготовления многослойных мембран выбраны методы объёмной микрообработки. Так как чувствительность многослойных мембран является одним из ключевых параметров матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров, тогда как влияния латеральных размеров мембран на резонансную частоту возможно компенсировать за счёт добавления балочных подвесов, как показано в п.2.3.

Технология изготовления матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров методами объёмной микрообработки состоит из следующих основных операций: формирование защитного покрытия, фотолитография, травление кремния, удаление защитного слоя, формирование изоляционного, металлического и пьезоэлектрического слоёв. Основные требования, предъявляемые к процессу формирования матричных пьезоэлектрических

МЭМС УЗ-сенсоров: минимальная шероховатость поверхности мембраны, высокая адгезия между слоями, отсутствие механических напряжений и дефектов в плёнках. Для разработки технологии изготовления матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ -сенсоров необходимо провести исследование влияния технологических условий формирования материалов многослойных мембран на их функциональные параметры.

3.1 Оборудование, используемое при проведении экспериментальных исследований

Плёнки оксида кремния формировались методом плазмохимического осаждения из газовой фазы с помощью установки PlasmaLab 100 Oxford Instruments (рисунок 3.1) (Oxford Instruments, Великобритания).

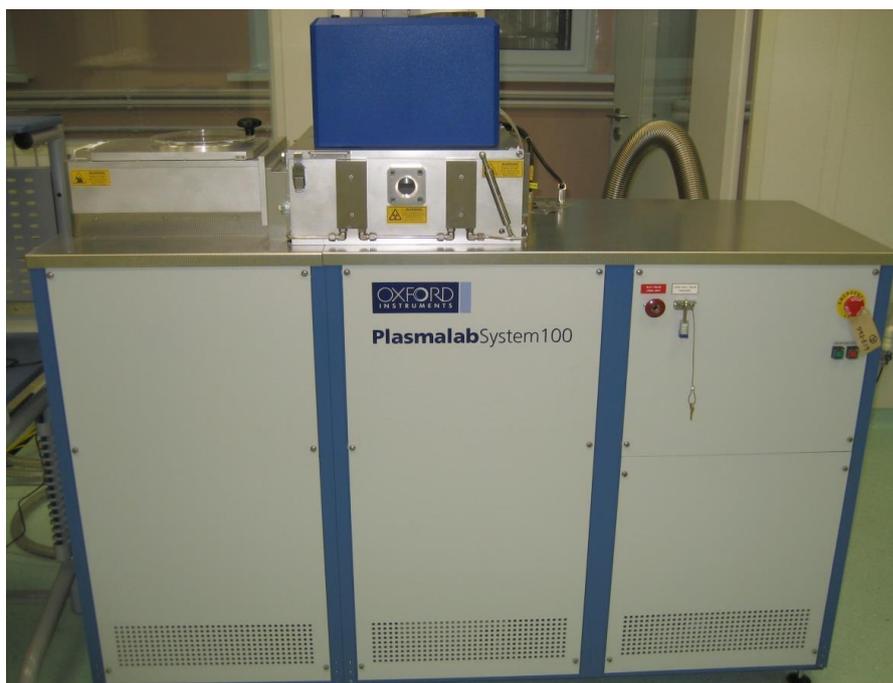


Рисунок 3.1 – Установка PlasmaLab 100 Oxford Instruments

Установка предназначена для производства высококачественных плёнок при низких температурах выращивания. Рабочее давление в установке – 300-1200 мТорр, температура подложки в ходе осаждения 200-300 °С, используемые газы: CF_4 , N_2 , N_2O , NH_3 , SiH_4 .

Металлические плёнки формировались методом магнетронного распыления на установке AUTO 500 (рисунок 3.2) (ВОС Edwards, Великобритания). Установка предназначена для нанесения тонких плёнок металлов и диэлектриков толщиной от 10 нм до 1 мкм в инертной или окислительной атмосфере.



Рисунок 3.2 – Установка электронно-лучевого и магнетронного напыления AUTO 500

Температурная обработка плёнок проводилась с помощью установки быстрой термической обработки (БТО) STE RTA70H (рисунок 3.3) (ЗАО «НТО», Россия). Специальная конструкция камеры, выполненной из алюминия, позволяет проводить процессы температурной обработки при высоких температурах (до 1200 °С) в сочетании с длительными временами отжига (до 120 мин).



Рисунок 3.3 – Установка быстрой термической обработки STE RTA70H

При формировании кремниевых мембран методом АЖТ температура раствора щелочи поддерживалась установкой Water Bath WB100-1 (JOANLAB, Китай). Рабочий диапазон температур от 25 до 100 °С поддерживается термостатом.

Глубину травления монокристаллического кремния и толщину плёнок определяли методом стилусной профилометрии Alpha-Step D-100 (KLA-Tencor, США). Контактный стилусный профилометр подходит для исследования поверхности образца в диапазоне перепадов высот от 20 нм до 400 мкм (рисунок 3.4).

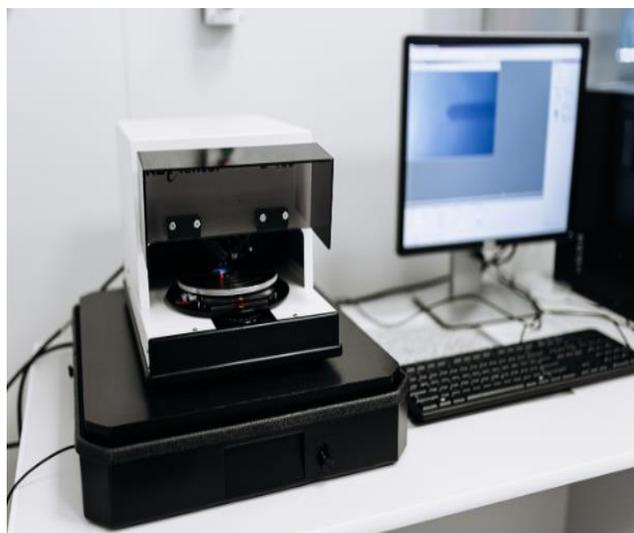


Рисунок 3.4 – Стилусной профилометрии Alpha-Step D-100

Исследования морфологии плёнок и мембран проводили с помощью растрового электронного микроскопа Nova Nanolab 600 (FEI Company, США). Разрешение растрового электронного микроскопа позволяет получать изображения при увеличениях 5000-250000^X. Для исследования морфологии поверхности образцов также использовалась зондовая нанолaborатория INTEGRA Vita (НТ МДТ, Россия). Исследования проводились методами атомно-силовой и пьезоэлектрической силовой микроскопии (АСМ и ПФМ).

3.2 Исследование влияния защитных свойств плёнок оксида кремния на морфологию поверхности кремния при травлении в КОН

Глубокое травление кремния методом АЖТ в щелочных растворах – длительный процесс. В связи с этим для формирования кремниевых мембран с равномерной поверхностью и без дефектов требуется использовать защитные покрытия, которые не потеряют своих свойств в течение всего процесса травления. Таким образом, для установления режимов получения плёнок SiO₂ необходимо провести исследование влияния методов их получения на защитные свойства для травления в щелочных растворах.

Для экспериментальных исследований, в качестве подложек использовались пластины КЭФ 4,5 (100) с односторонней полировкой толщиной 320 мкм и диаметром 100 мм. Перед формированием защитных покрытий пластины подвергались химической очистке методом RCA. Оксидные плёнки формировались с обеих сторон подложки методами плазмохимического осаждения (ПХО) (SiO_x) и термического окисления (SiO₂). Помимо оксидных покрытий, полученных одним из приведённых методов, было получено комбинированное покрытие (SiO₂/SiO_x).

Плёнки SiO_x толщиной 2 мкм формировались из газовой смеси Ar:SiH₄:N₂O методом ПХО на двух пластинах [89]. Параметры режима

осаждения плёнок SiO_x выбраны с учётом ранее проведенных исследований [89] и указаны в таблице 3.1

Таблица 3.1 Параметры режима осаждения плёнок SiO_x методом ПХО

Параметр	Значение
Общий расход газа, $\text{см}^3/\text{мин}$	980
ВЧ мощность, Вт	10
Газовое соотношение $\text{Ar}:\text{SiH}_4:\text{N}_2\text{O}$, $\text{см}^3/\text{мин}$	161,5:8,5:710
Общее давление, мм. рт. ст	1

После одну из пластин подвергали быстрому термическому отжигу при температуре $600\text{ }^\circ\text{C}$ в течение 3 минут (SiO_x (БТО)).

Для выявления влияния способа получения плёнок оксида кремния на их защитные свойства, помимо метода ПХО, использовался метод термического окисления в сухом кислороде. С помощью этого метода были получены плёнки SiO_2 толщиной 0,6 мкм. Данная толщина выбрана с учётом длительности процесса выращивания [90].

Комбинированное покрытие ($\text{SiO}_2/\text{SiO}_x$) формировалось поэтапно. На первом этапе выращивалась плёнка термического оксида толщиной 0,6 мкм, затем, осаждалась плёнка плазмохимического оксида толщиной 1 мкм. После полученное покрытие подвергалось БТО при температуре $600\text{ }^\circ\text{C}$ в течение 3 минут.

Полученные структуры резали на образцы размером $1,5 \times 1,5$ см. Затем проводили контактную фотолитографию. Далее образцы травили в растворе $\text{NH}_4\text{F}:\text{HF}$ (6:1) для вскрытия «окон» размером 500×500 мкм в оксидных покрытиях. Скорости травления плёнок SiO_2 и SiO_x составили 55 нм/мин и 100 нм/мин соответственно. После вскрытия «окон» полученные структуры травили в 30 %-ном растворе КОН при температуре $80\text{ }^\circ\text{C}$ на глубину 270 мкм. Травящий раствор выбран с учётом ранее проведенных исследований [91]. Соответствующие скорости травления оксидных покрытий и кремния в щелочном растворе составили 6,7 нм/мин (SiO_2), 7 нм/мин (SiO_x (БТО)), 8 нм/мин ($\text{SiO}_2/\text{SiO}_x$), 11 нм/мин (SiO_x) и $2,4 \pm 0,2$ мкм/мин (Si). Разница между

скоростями травления покрытий SiO_x (БТО) и SiO_x обусловлена тем, что в плёнках, подвергшихся термическому отжигу, произошло частичное сплавление частиц и их срастание, что привело к увеличению однородности покрытия. Скорости травления покрытий $\text{SiO}_2/\text{SiO}_x$ и SiO_x (БТО) практически совпадают, что обусловлено тем, что в процессе травления воздействию щелочи в первую очередь подвергалась плазменная составляющая комбинированного покрытия. Полное время травления кремния на глубину 270 мкм составило 103 минуты. Экспериментальные зависимости утонения плёнок и глубины травления кремния (рисунок 3.5) получены с помощью методов стилусной профилометрии и показаны на рисунке 3.6.

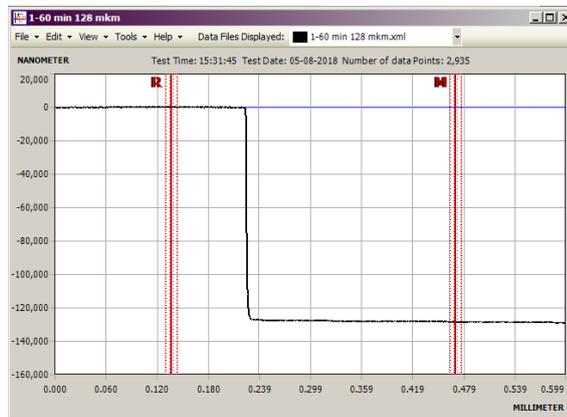


Рисунок 3.5 – Профилограмма структуры после травления

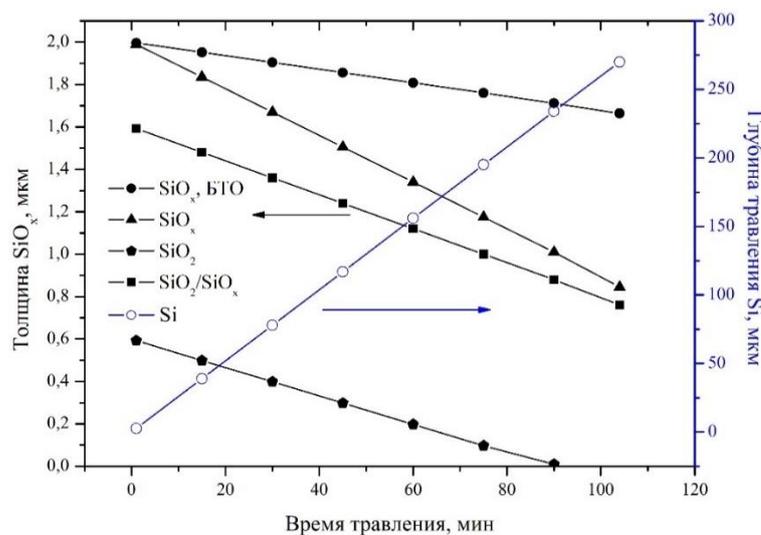


Рисунок 3.6 – Временные зависимости изменения остаточной толщины оксидных плёнок и глубины травления кремния

Как видно из рисунка 3.6 плёнки SiO_2 полностью растворились по прошествии 90 ± 3 минут. По истечении полного времени травления толщины покрытий из SiO_x , SiO_x (БТО) и $\text{SiO}_2/\text{SiO}_x$ составили $0,8 \pm 0,2$ мкм, $1,6 \pm 0,2$ мкм и $0,7 \pm 0,1$ мкм соответственно. Остаточная толщина покрытия $\text{SiO}_2/\text{SiO}_x$ указывает на то, что применение плёнки термически стабилизированного плазменного оксида позволило сохранить плёнку термического оксида и защитные свойства структуры. Однако в покрытиях были обнаружены локальные дефекты (рисунок 3.7).

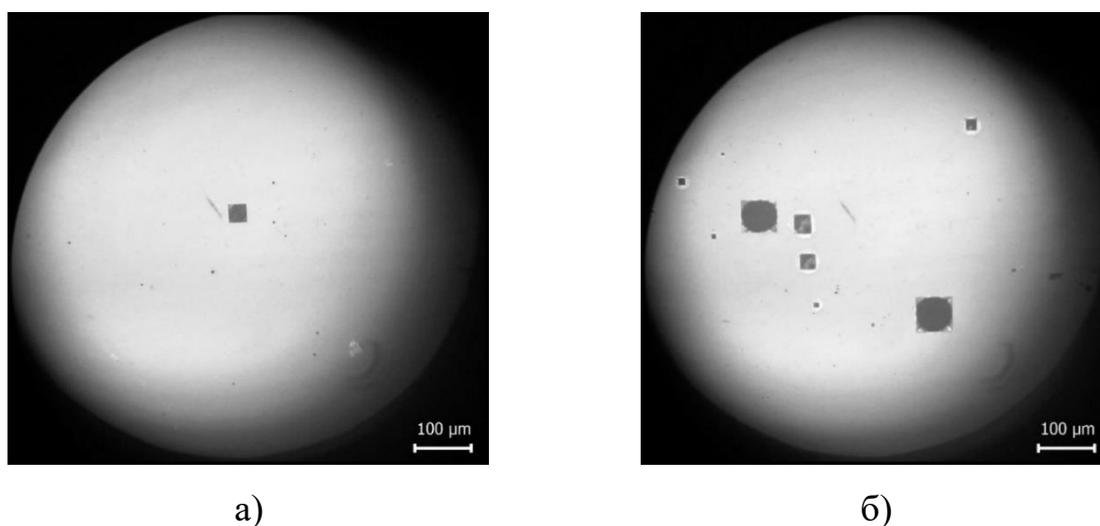


Рисунок 3.7 – Микроскопические изображения плёнок оксида кремния после АЖТ: SiO_x (а), $\text{SiO}_x/\text{SiO}_2$ (б)

Как видно из рисунка 3.7 в плёнках SiO_x размеры дефектов составили не более 20 мкм, тогда как в $\text{SiO}_x/\text{SiO}_2$ их количество больше в несколько раз и размер варьируется от 5 до 50 мкм. Для выявления природы таких дефектов исследовалась морфология и шероховатость поверхностей оксидных плёнок во время травления методом стилусной профилометрии (рисунок 3.8).

Из зависимостей, представленных на рисунке 3.8, видно, что шероховатость плёнки термического оксида выше, чем у плёнки термически стабилизированного плазменного оксида, что приводит к неоднородности травления по площади образцов и образованию дефектов. Такая же тенденция наблюдается и у комбинированного покрытия, что обусловлено наличием в покрытии термического оксида. Всплески шероховатости на зависимости

объясняются появлением дефектов в покрытиях. На основе полученных значений скоростей травления была рассчитана селективность [92]:

$$S = \frac{v_{\text{зп}}}{v_{\text{п}}} \quad (3.1)$$

где $v_{\text{зп}}$ – скорость травления защитного покрытия, $v_{\text{п}}$ – скорость травления подложки.

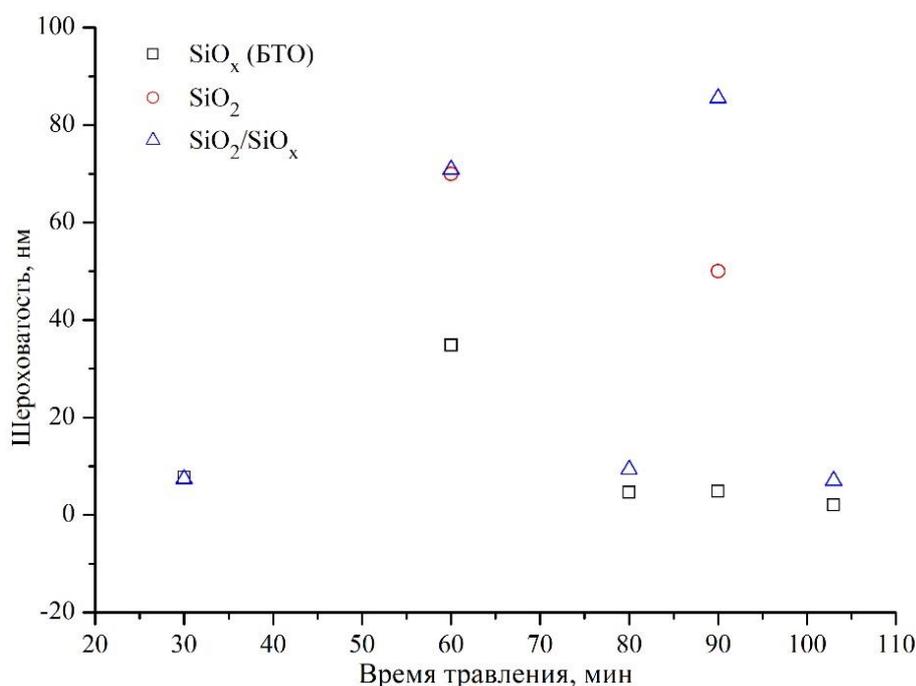


Рисунок 3.8 – Изменение среднеквадратичного значения шероховатости поверхности оксидных плёнок при травлении в растворе КОН

Полученные значения селективности S , среднеквадратичного значения шероховатости Rq и поверхностной концентрации дефектов N для каждого типа покрытий указаны в таблице 3.2. Для покрытия SiO_2 значения шероховатости и концентрации дефектов отсутствуют в связи с тем, что покрытие растворилось раньше окончания процесса травления. Как видно из таблицы 3.2 селективность покрытий SiO_x , (БТО) и $\text{SiO}_x/\text{SiO}_2$ практически идентичная, что обусловлено наличием в комбинированном покрытии термически стабилизированного плазменного оксида, который травится в первую очередь.

Таблица 3.2 – Экспериментальные значения параметров оксидных плёнок после АЖТ

Покрытие	S	Rq , нм	N , мм ²
SiO ₂	1:388	-	-
SiO _x (БТО)	1:372	2±0,4	0,1
SiO _x /SiO ₂	≤1:372	7±0,4	0,2

Установлено, что термического оксида толщиной 0,6 мкм недостаточно для длительного травления в щелочных растворах. Однако на основе полученных результатов было выявлено, что использование слоя термически стабилизированного плазменного оксида в комбинированном покрытии позволило сохранить плёнку термического оксида на поверхности подложки. Тем не менее толщины термически стабилизированного плазменного оксида (1 мкм) оказалось недостаточно для исключения сквозного травления кремния: концентрация локальных дефектов в нём в 2 раза выше, чем у образцов с термически стабилизированным плазменным оксидом толщиной 2 мкм без термического оксида. Также установлено, что плёнки оксида кремния, не прошедшие термический отжиг, имеют высокую скорость травления (11 нм/мин) и дефекты. В связи с этим такие плёнки, как и плёнки SiO₂ толщиной менее 750 нм, не подходят для длительного глубокого травления кремния в 30 %-ном растворе КОН при температуре 80 °С. Для получения кремниевых мембран толщиной 20-50 мкм методом АЖТ в качестве защитного покрытия должны быть использованы плёнки термически стабилизированного плазменного оксида толщиной от 2 мкм, а также в составе комбинированного покрытия на основе термического оксида – толщиной 1,5-2 мкм [93]. Использование термического оксида в качестве защитного покрытия при длительном процессе травления в щелочных растворах возможно только при условии, что плёнки будут толщиной от 750 нм. Однако формирование оксидных плёнок данной толщины методом термического окисления более длительный процесс, в отличие от метода ПХО.

3.3 Исследование влияния концентрации и температуры раствора КОН на морфологию поверхности кремниевых мембран

При травлении методом АЖТ традиционно используют такие щелочные растворы, как гидроксид калия [94], гидроксид триметиламмония, гидроксид натрия [95] и др. При выборе травящего раствора наиболее важными характеристиками являются скорость, температура и характер травления, качество поверхности пластин после травления, а также токсичность и агрессивность. Травителем с оптимальными характеристиками является водный раствор КОН. Время травления кремния в данном растворе влияет на морфологию поверхности и дефектообразования в структурах. В связи с чем проведено исследование влияния температуры и концентрации КОН на морфологию в условиях длительного процесса.

Для дальнейших исследований в качестве подложек использовались полированные с двух сторон пластины КЭФ 4,5 (100) толщиной 320 мкм и диаметром 100 мм. В качестве защитного покрытия с обеих сторон были сформированы плёнки термически стабилизированного плазменного SiO_x толщиной $2 \pm 0,3$ мкм, как было описано в п.3.1. Формирование топологического рисунка в оксидной плёнке проводилось с помощью контактной фотолитографии и дальнейшего вскрытия «окон», как описано в п.3.1. Затем полученные структуры резали на образцы размером $1,5 \times 1,5$ см.

Дальнейшее травление образцов проводили в растворах КОН при температурах 60 °С, 70 °С и 80 °С и концентрациях – 20 %, 30 % и 40 %. Скорость травления рассчитывали по временной зависимости глубины травления, которая измерялась методом стилусной профилометрии.

Для каждого значения концентрации раствора КОН и температуры были определены скорости травления кремния. Соответствующие экспериментальные зависимости скорости травления от температуры для выбранных концентраций показаны на рисунке 3.9.

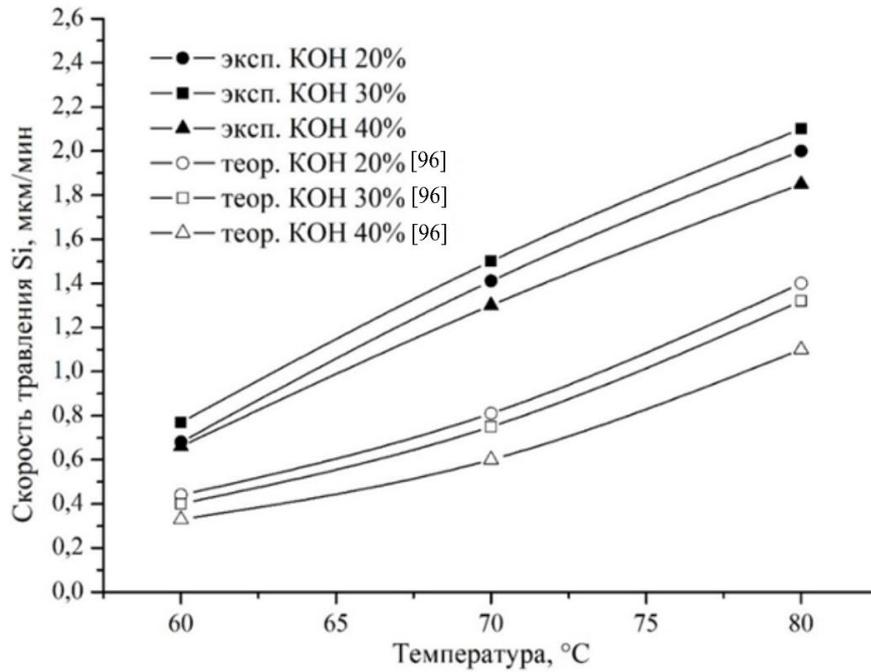


Рисунок 3.9 – Зависимость скорости травления кремния от температуры раствора

Из рисунка 3.9 видно, что характер экспериментальных зависимостей коррелирует с теоретическими, приведенными в [96], но значения скоростей травления выше в два раза. Согласно теоретическим расчётам, скорость травления падает с понижением температуры и увеличением концентрации. Однако по экспериментальным данным, отклонение от такой тенденции наблюдается на небольшом диапазоне концентраций в окрестности 20 %, где скорость травления не уменьшается, а увеличивается. На основе полученных значений скоростей травления для каждой концентрации раствора KOH была рассчитана энергия активации (E_a) согласно [97] и полученные значения сведены в таблицу 3.3.

$$E_a = R \frac{T_1 T_2}{T_2 - T_1} \ln \frac{v_2}{v_1} \quad (3.2)$$

где R – универсальная газовая постоянная, T_1 – температура 1, T_2 – температура 2, v_1 – скорость травления при температуре 1, v_2 – скорость травления при температуре 2.

Таблица 3.3 – Значения E_a для выбранных концентраций раствора КОН

Концентрация КОН, %	E_a , кДж/моль	
20	$\approx 35,2$	$\approx 55,01$ [96]
30	$\approx 33,9$	$\approx 55,01$ [96]
40	$\approx 35,6$	$\approx 56,9$ [96]

Как видно из рисунка 3.9 и таблицы 3.3 чем ниже энергия активации, тем выше скорость реакции. Значения теоретически рассчитанной энергии активации для концентраций КОН 20 % и 30 % одинаковые, однако на рисунке 3.9 при данных концентрациях значения скорости травления кремния различны. Таким образом экспериментально полученные данные уточняют теоретические зависимости, приведенные на рисунке 3.9.

Методом стилусной профилометрии были определены значения шероховатости поверхностей кремния после травления. Полученные значения шероховатости показаны в таблице 3.4

Таблица 3.4 – Значения шероховатости поверхности кремния (нм) при различной температуре и концентрации КОН

Температура, °С	Концентрация, %		
	20	30	40
60	340±4	95±8	101±5
70	385±8	94±5	200±10
80	400±5	95±3	280±6

Анализ полученных результатов показал, что при концентрации раствора КОН 20 % и температуре 80 °С формируется развитая морфология поверхности, а понижение температуры раствора позволяет снизить шероховатость поверхности. При концентрации раствора КОН 30 % поверхность получается более однородной (95±8 нм), при этом изменение температуры от 60 до 80 °С практически не оказывает влияние на морфологию поверхности. При концентрации раствора КОН 40 % и температуре 80 °С - поверхность травления достаточно шероховатая (280±6). Однако по мере

снижения температуры раствора до 60 °С поверхность становится более однородной, что соответствует условию травления при 30 % и температуре 80 °С [98].

Изменение морфологии поверхности травления кремния в зависимости от концентрации и температуры исследовалось с помощью РЭМ при увеличении в 10000^x. Полученные изображения показаны на рисунке 3.10.

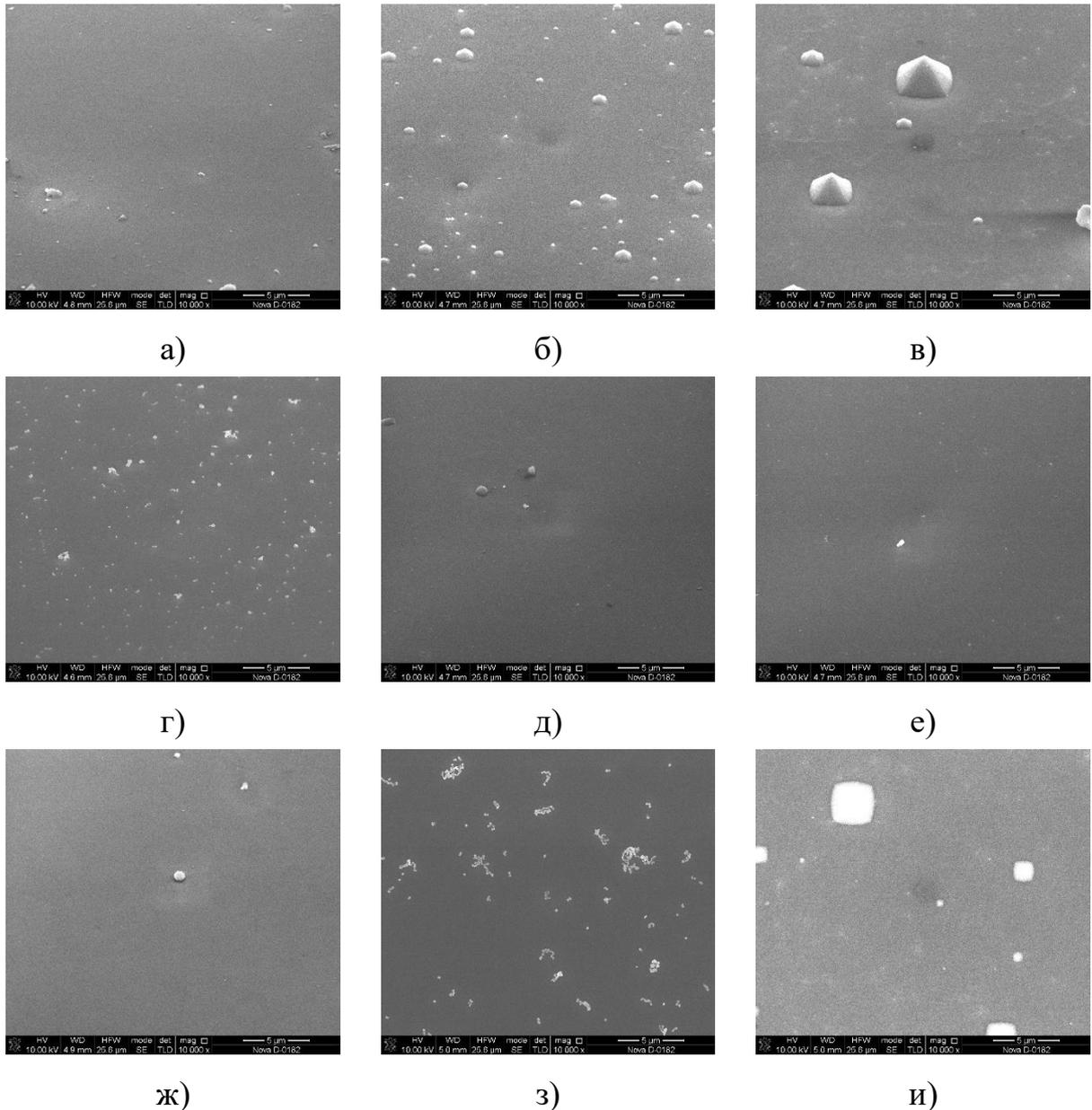


Рисунок 3.10 – РЭМ-изображение поверхности кремния после травления в растворе КОН 20 % при 60°C (а); КОН 20 % при 70°C (б); КОН 20 % при 80°C (в); КОН 30 % при 60°C (г); КОН 30 % при 70°C (д); КОН 30 % при 80°C (е); КОН 40 % при 60°C (ж); КОН 40 % при 70°C (з); КОН 40 % при 80°C (и)

Как видно из рисунка 3.10 при концентрации КОН 30 % и 40 % поверхность получается однородной в равной степени, независимо от температуры, тогда как при концентрации КОН 20 % поверхность достаточно развита. Анализ полученных результатов показал, что оптимальными параметрами травления методом АЖТ, которые позволяют получить гладкую поверхность кремния (95 ± 3 нм) при достаточно высокой скорости травления (2,2 мкм/мин), являются концентрация раствора КОН 30 % и температура травления 80 °С.

3.4 Исследование влияния технологических режимов формирования слоёв мембран на напряженно-деформированное состояние

В п 2.5 было выявлено, что внутренние напряжения в слоях многослойной структуры вносят существенный вклад в прогиб мембраны, что в свою очередь влияет на чувствительность. Таким образом, на этапе изготовления матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров механические напряжения должны быть сведены к минимуму. В связи с этим, далее, проводилось исследование влияния методов получения каждого слоя на механические напряжения в плёнках, которые в свою очередь влияют на начальный прогиб мембраны.

Исследования проводились для многослойной структуры, состоящей из кремниевой мембраны и плёнок из оксида кремния, молибдена и оксида цинка. Внутренние напряжения в каждом слое определялись по данным стилусной профилометрии.

Вначале были получены профили поверхности пластины до и после нанесения плёнок по четырём направлениям, как представлено на рисунке 3.11. При этом пластину поворачивали на 90° против часовой стрелки. Затем определяли радиус кривизны с помощью специального программного обеспечения профилометра, а также расчётов по методике [89].

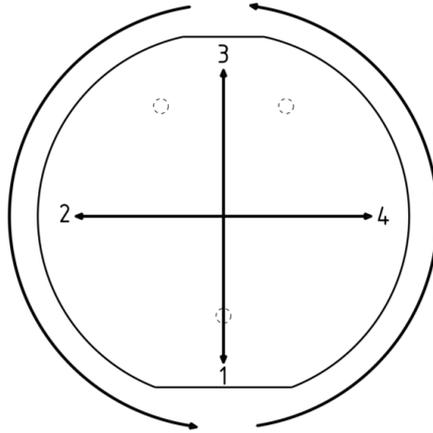


Рисунок 3.11 – Направления измерения напряжений

Скорость сканирования составляла 0,2 мм/с, длина трека – 10 мм, давление, оказываемое массой 1 мг, количество точек – 50000. На основе полученных результатов были рассчитаны средние значения механических напряжений по формуле Стоуни [99]:

$$\sigma = \frac{1}{6R} \frac{E_{\text{п}} t_{\text{п}}^2}{(1 - \nu_{\text{п}}) t_{\text{с}}} \quad (16)$$

где $E_{\text{п}}$ – модуль Юнга материала подложки, $t_{\text{п}}$ – толщина подложки, R – радиус изгиба подложки, $\nu_{\text{п}}$ – коэффициент Пуассона материала подложки, $t_{\text{с}}$ – толщина пленки.

Радиус изгиба, входящий в формулу Стоуни, рассчитывается следующим образом [99]:

$$R = \frac{R_1 R_2}{R_1 - R_2} \quad (17)$$

где R_1 – радиус изгиба исходной пластины до нанесения на нее плёнки, R_2 – радиус изгиба пластины после нанесения плёнки.

В качестве подложек для дальнейшего формирования слоёв использовали пластины монокристаллического кремния КЭФ 4,5 (100) с односторонней полировкой толщиной 466 мкм.

В качестве первого (изоляционного) слоя многослойной структуры использовались плёнки термически стабилизированного плазменного оксида

кремния, сформированные с использованием режимов, приведённых в п. 3.1. После нанесения плёнок SiO_x были определены значения радиуса кривизны структуры и рассчитаны механические напряжения в плёнках по 4 направлениям. Среднее значение механических напряжений в полученных плёнках SiO_x составило -168 ± 5 МПа, что согласуется с [86]. Значения шероховатости поверхности плёнок были приведены в п.3.1.

В качестве второго (металлического) слоя многослойной структуры использовались плёнки Мо. Плёнки Мо толщиной 160 ± 6 нм наносили на полированную сторону пластины методом магнетронного распыления в газовой среде Ar. Параметры режима распыления указаны в таблице 3.5

Таблица 3.5 Параметры режима магнетронного распыления Мо

Параметр	Значение
Расстояние мишень-подложка, см	10
Чистота мишени Мо, %	99,95
Давление остаточных газов, Па	3×10^{-3}
Рабочее давление газа, Па	0,6
Мощность магнетронного разряда, Вт	200
Температура нагрева подложки, °С	90-110

С помощью РЭМ и АСМ исследовалась морфология поверхности плёнок и были получены соответствующие изображения (рисунки 3.12, 3.13).

Для выявления влияния воздействия температуры образцы с плёнками Мо подвергали быстрому термическому отжигу при температуре 240 °С в течение 5 минут. После повторно измерялись механические напряжения, поверхностное сопротивление и исследовалась морфология поверхности плёнки Мо (рисунки 3.14, 3.15). Полученные параметры плёнок Мо до и после отжига указаны в таблице 3.6.

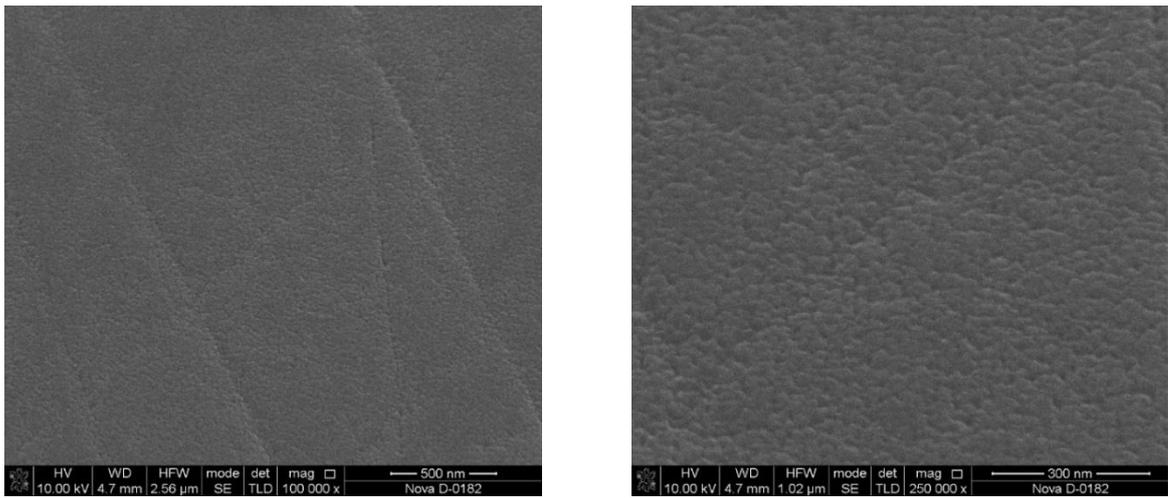


Рисунок 3.12 – РЭМ-изображение плёнки Мо до отжига

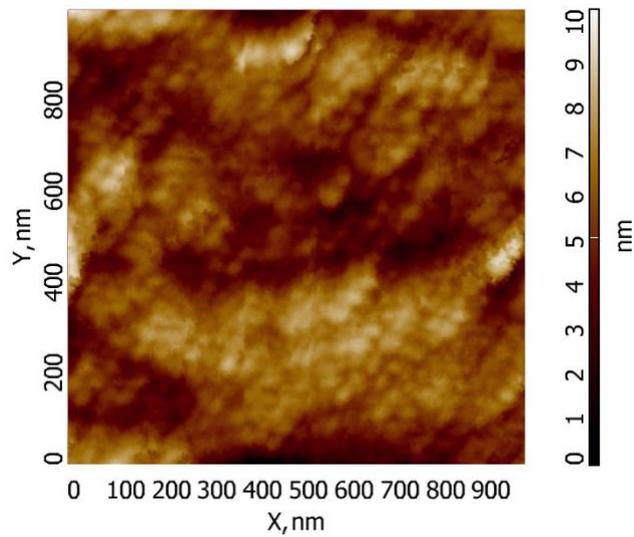


Рисунок 3.13 – АСМ-изображение плёнки Мо до отжига

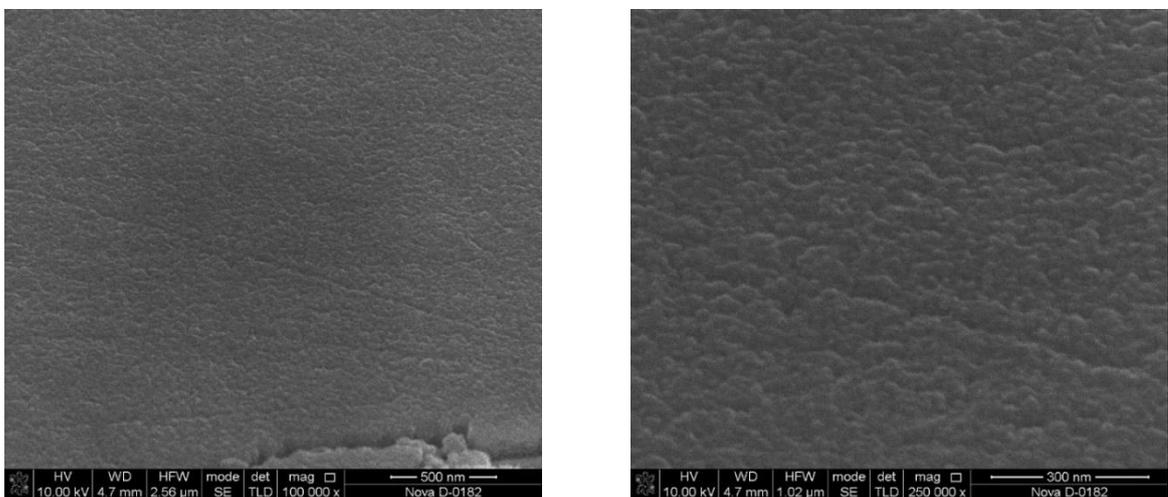


Рисунок 3.14 – РЭМ-изображение плёнки Мо после отжига

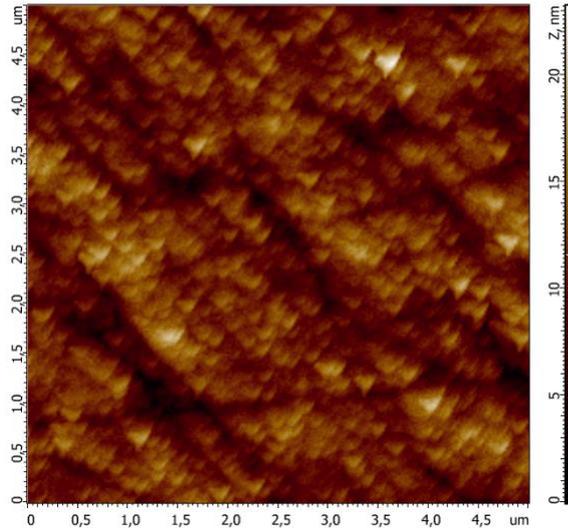


Рисунок 3.15 – АСМ-изображение плёнки Мо после отжига

Как видно из рисунков 3.12-3.15 полученные плёнки имеют характерную зернистую структуру из треугольных наночастиц.

Таблица 3.6 – Параметры плёнок Мо

Параметр	До отжига	После отжига
σ , МПа	$-204,2 \pm 5$	$-79,7 \pm 7$
Поверхностное сопротивление, Ом/□	935 ± 3	$81,3 \pm 3$
Rq , нм	8 ± 1	$20 \pm 0,5$
Размер зёрен, нм	30 ± 5	70 ± 3

Анализ полученных результатов показал, что термический отжиг плёнок Мо позволил снизить механические напряжения и поверхностной сопротивление. Однако шероховатость поверхности и размер зёрен после отжига увеличились. Характер таких изменений связан с тем, то при повышении температуры наночастицы в плёнках Мо поглощают больше энергии, что приводит к повышению их подвижности. При этом происходит увеличение размера зёрен и шероховатости, что в свою очередь приводит к снижению поверхностного сопротивления и механических напряжений в плёнках. В связи с этим, можно сделать вывод, что при повышении температуры отжига появляется возможность свести механические

напряжения к минимуму и повысить проводимость плёнок Mo. Однако такие плёнки будут иметь шероховатую поверхность.

В качестве третьего (активного) слоя использовались плёнки ZnO толщиной 145 ± 5 нм, которые наносили на полированную сторону пластин методом магнетронного распыления. Параметры режима распыления при формировании плёнок ZnO указаны в таблице 3.7.

Таблица 3.7 Параметры режима магнетронного распыления при формировании плёнок ZnO

Параметр	Значение
Расстояние мишень-подложка, см	10
Чистота мишени Zn, %	99,99
Соотношение газов Ar:O ₂	50:50
Мощность магнетронного разряда, Вт	100
Температура нагрева подложки, °C	100-105

С помощью РЭМ и АСМ исследовалась морфология поверхности плёнок и получены соответствующие изображения (рисунки 3.16, 3.17).

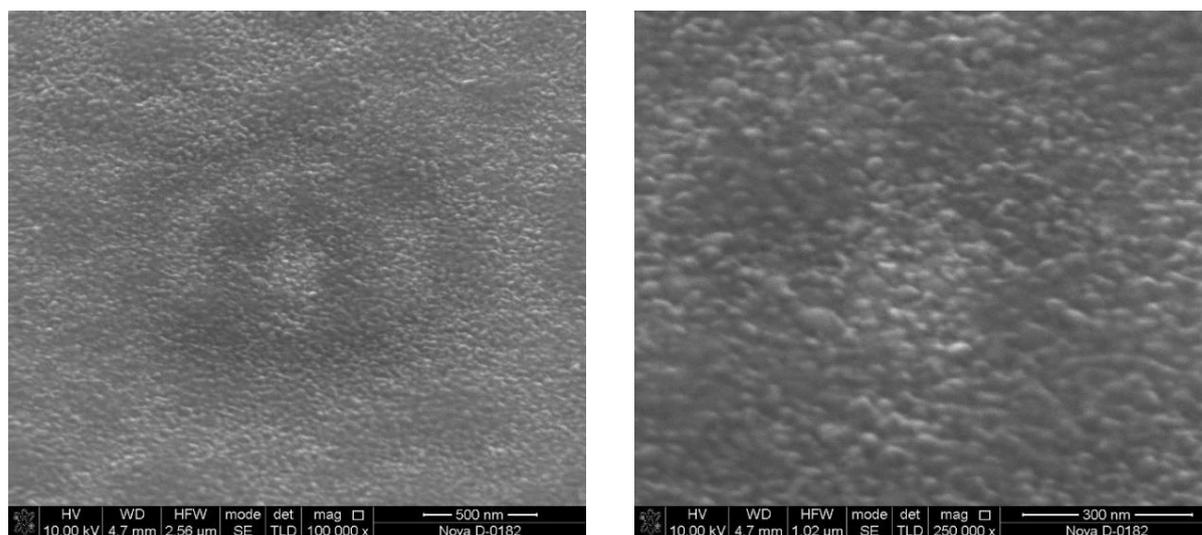


Рисунок 3.16 – РЭМ-изображение плёнки ZnO до отжига

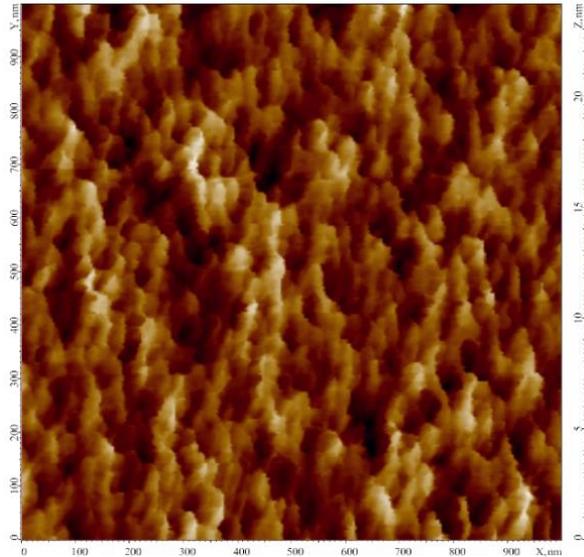


Рисунок 3.17 – АСМ-изображение плёнки ZnO до отжига

Для выявления влияния воздействия температуры на плёнки ZnO далее подложку с полученной плёнкой подвергали быстрому термическому отжигу при температуре 330°C в течение 5 минут. После повторно измерялись механические напряжения, поверхностное сопротивление и морфология плёнки ZnO (рисунки 3.18, 3.19).

Полученные параметры плёнок ZnO до и после отжига указаны в таблице 3.8.

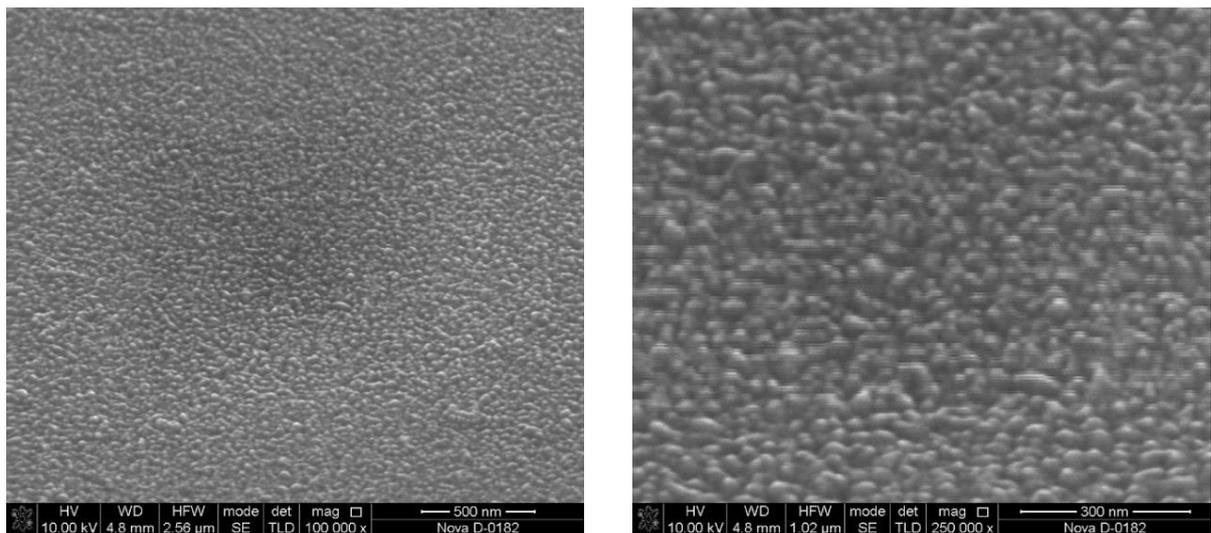


Рисунок 3.18 – РЭМ-изображение плёнки ZnO после отжига

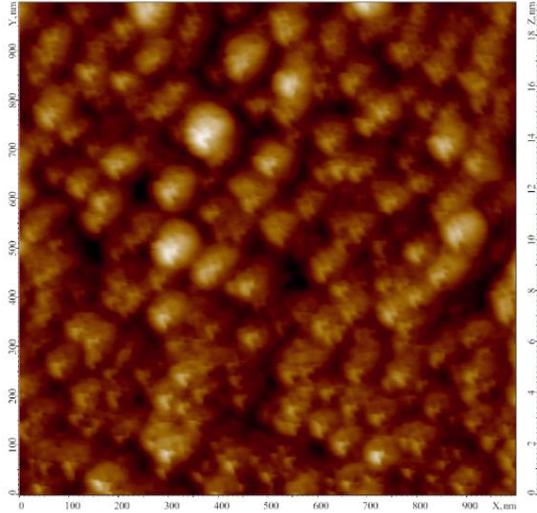


Рисунок 3.19 – АСМ-изображение плёнки ZnO после отжига

Таблица 3.8 – Параметры плёнок ZnO

Параметр	До отжига	После отжига
σ , МПа	-716,5±0,4	-457,5±0,2
Поверхностное сопротивление, Ом/□	165±5	170±1
Rq , нм	22±1	18±1
Размер зёрен, нм	32,3±1	30±0,3

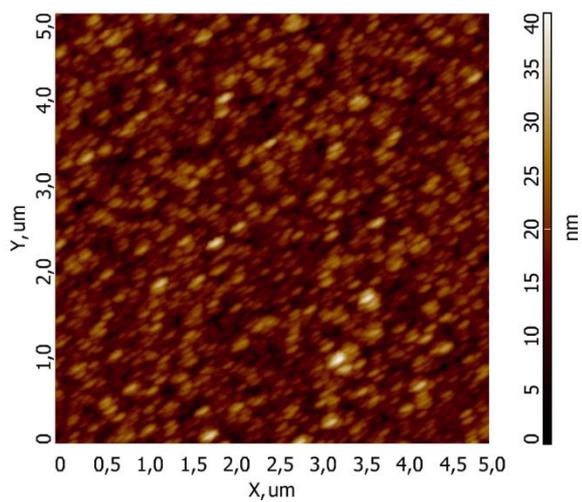
Анализ полученных результатов показал, что термический отжиг плёнок ZnO позволил снизить механическое напряжение и поверхностной сопротивление. Такое влияние температуры на характеристики плёнок ZnO связано с тем, что атомы стали более подвижные в приповерхностном слое, что привело к снижению сжимающих напряжений. Как видно из рисунков 3.18, 3.19 поверхность плёнок после отжига стала более текстурированной. Таким образом, для применения в матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсорах плёнки ZnO, отожжённые при температурах выше, чем при нанесении, являются наиболее оптимальными. Помимо этого, такие плёнки имеют сравнительно низкие значения механических напряжений, что позволяет утверждать, что вклад в прогиб структуры будет снижен.

3.5 Исследование влияния технологических режимов формирования плёнок ZnO на их параметры

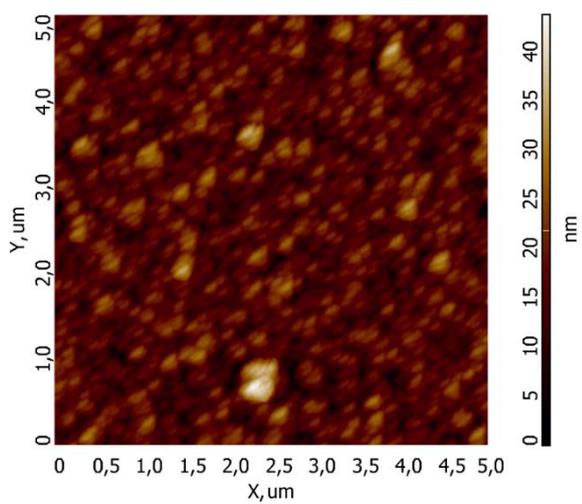
В главе 2 в качестве активного слоя для матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров был выбран ZnO. Так как выходные электрические характеристики напрямую зависят от пьезоэлектрических свойств активного слоя, требуется исследование влияния технологических режимов формирования плёнок ZnO на их пьезоэлектрические свойства. Плёнки ZnO толщиной 145 ± 5 нм наносили на полированную сторону пластин методом магнетронного распыления. Параметры режима распыления указаны в таблице 3.7, но соотношение газов Ar:O₂ варьировалось: 60:40, 50:50 и 40:60. Для выявления влияния температуры на пьезоэлектрические свойства ZnO образцы с полученными плёнками подвергались БТО при температурах 300, 400 и 500 °C в течение 5 минут.

С помощью АСМ и ПФМ исследовались пьезомодуль и морфология поверхности плёнок (рисунки 3.20-3.23). Полученные значения пьезомодуля, шероховатости и размера зёрен представлены в таблице 3.9. На рисунках 3.24-3.26 представлены зависимости пьезомодуля (d_{33}), шероховатости и размера зёрен плёнок ZnO, полученных при разном соотношении газов Ar:O₂ от температуры отжига.

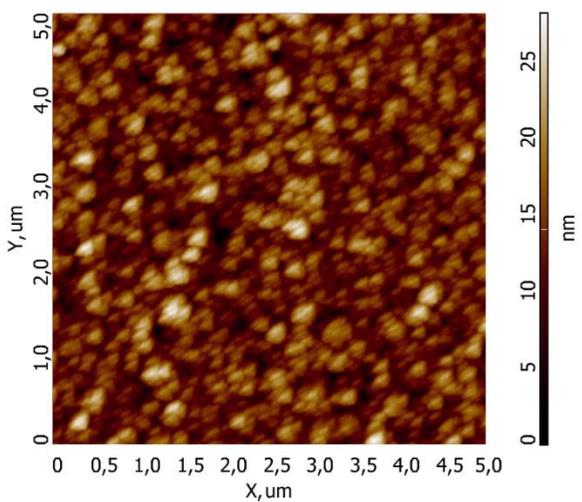
Как видно из полученных результатов с увеличением концентрации O₂ размер зёрен увеличивается, тогда как пьезоэлектрические свойства плёнок ZnO уменьшаются. Характер таких изменений может быть обусловлен тем, что при повышении концентрации O₂ выше 50 % в плёнках ZnO уменьшается количество кислородных вакансий и собственных дефектов.



а)

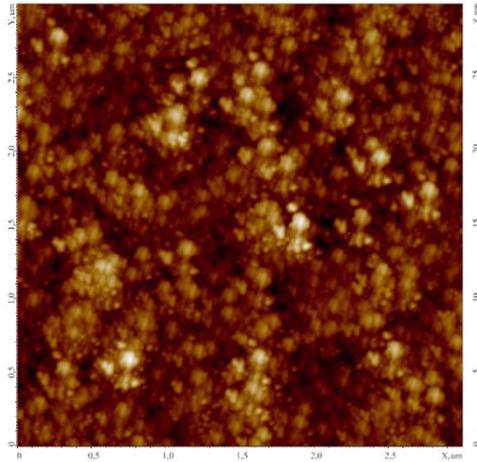


б)

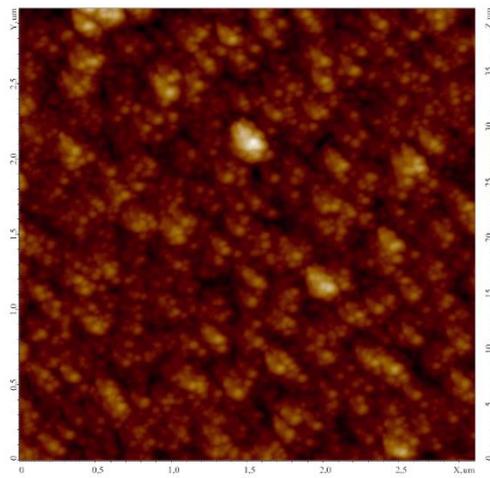


в)

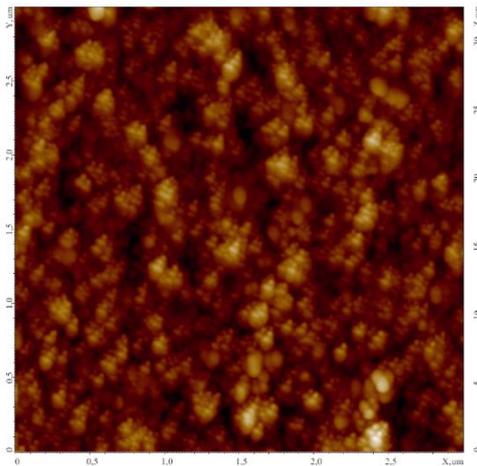
Рисунок 3.20 – АСМ изображение плёнок ZnO, полученных при соотношении газов Ar:O₂ 60:40 (а), 50:50 (б) и 40:60 (в)



а)

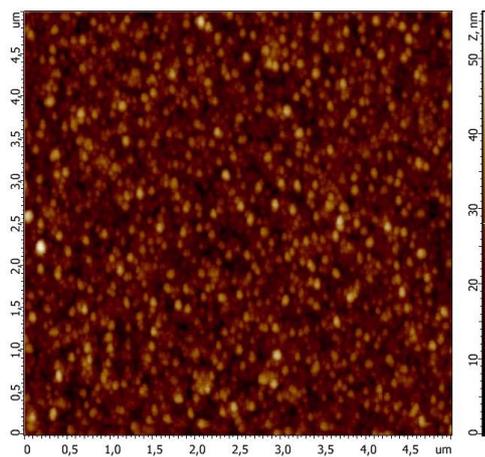


б)

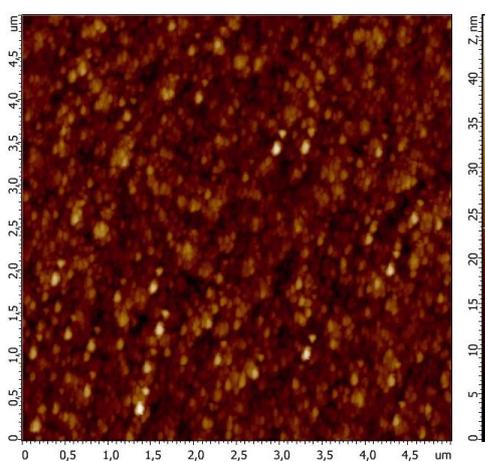


в)

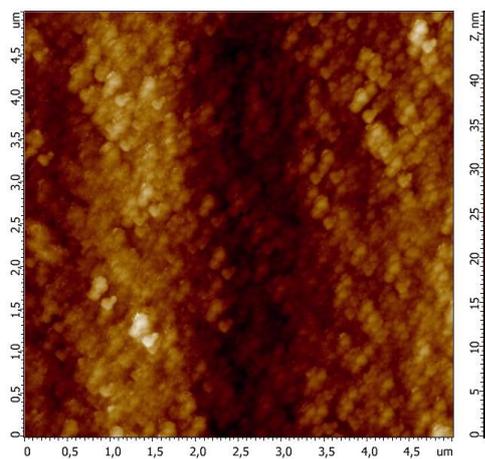
Рисунок 3.21 – АСМ изображение плёнок ZnO, отожжённых при температуре 300 ± 10 °C, полученных при соотношении газов Ar:O₂ 60:40 (а), 50:50 (б) и 40:60 (в)



а)

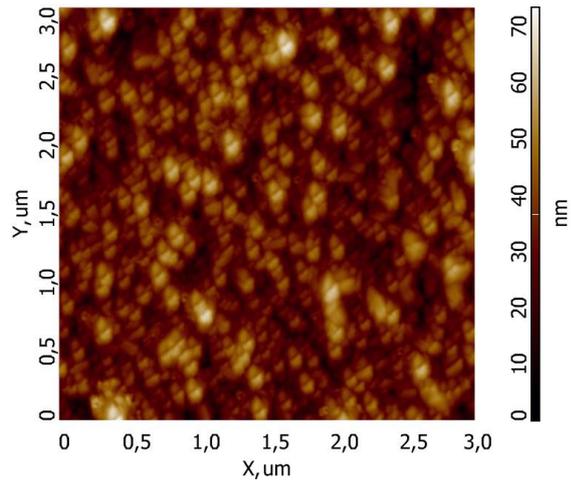


б)

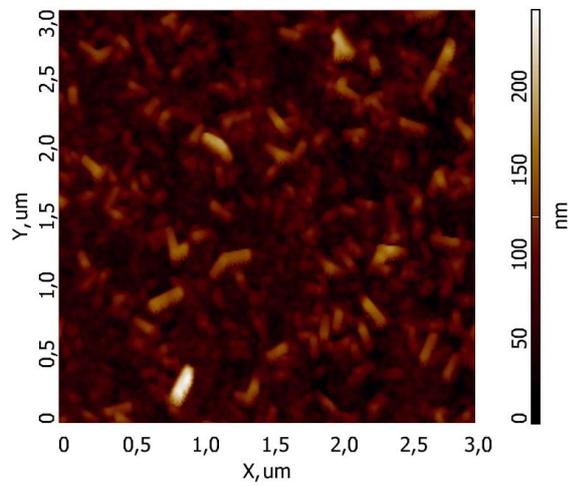


в)

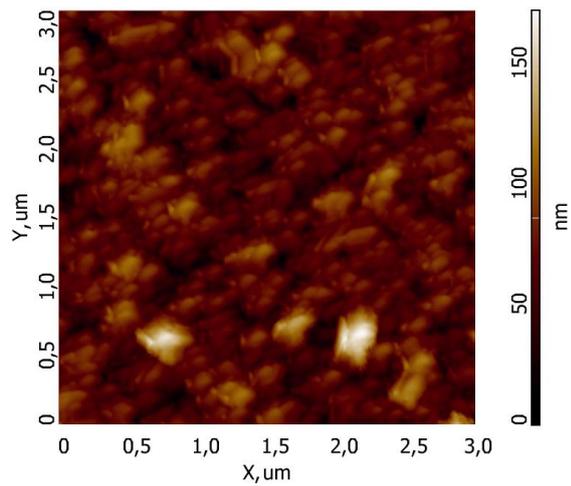
Рисунок 3.22 – АСМ изображение плёнок ZnO, отожжённых при температуре 400 ± 10 °С, полученных при соотношении газов Ar:O₂ 60:40 (а), 50:50 (б) и 40:60 (в)



а)



б)

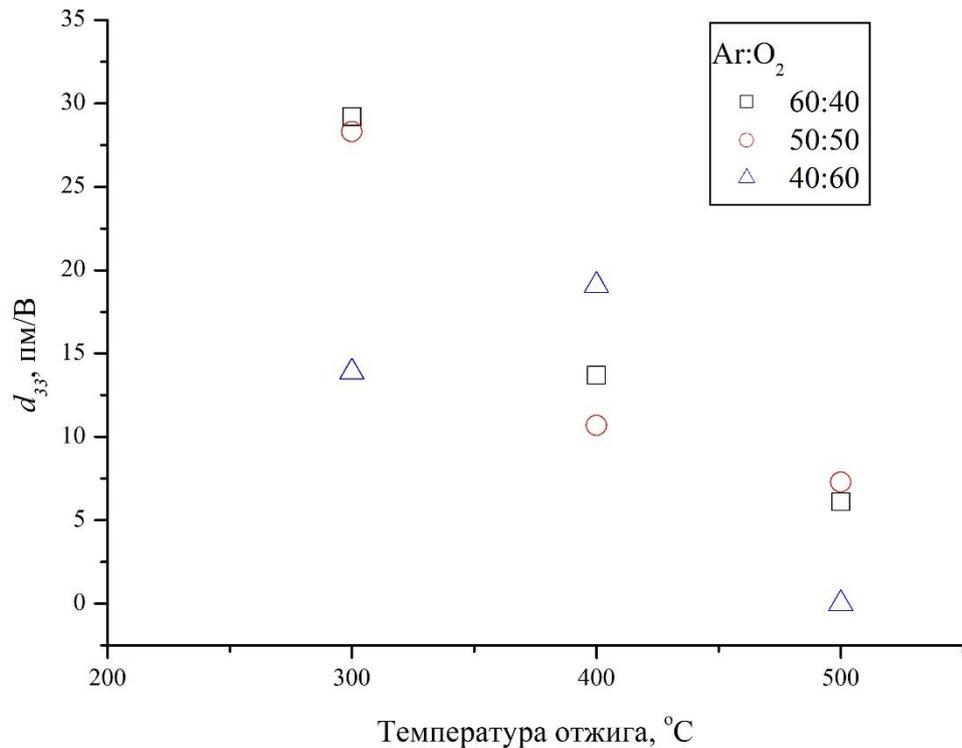


в)

Рисунок 3.23 – АСМ изображение плёнок ZnO, отожжённых при температуре 500 ± 10 °C, полученных при соотношении газов Ar:O₂ 60:40 (а), 50:50 (б) и 40:60 (в)

Таблица 3.9 – Параметры полученных плёнок ZnO

Ar:O ₂	Температура отжига, °C	d_{33} , пм/В	Rq , нм	Размер зёрен, нм
60:40	-	9,36±0,2	5,1±0,1	77,6±27,0
	300±10	29,2±0,2	3,1±0,1	67,6±25,4
	400±10	13,7±0,2	6,6±0,1	70,3±20,9
	500±10	6,11±0,03	9,7±0,1	83,5±28,4
50:50	-	9,72±1,4	4,7±0,1	117±39,1
	300±10	28,3±0,28	4,4±0,1	71,9±22,8
	400±10	10,7±0,25	5,3±0,1	77,2±24,5
	500±10	7,3±0,04	29,4±0,1	82±23,2
40:60	-	6,8±0,1	4,1±0,1	116±40,2
	300±10	13,9±0,07	4,0 ±0,1	57,9±23,2
	400±10	19,1±0,1	6,7±0,1	102,2±67,7
	500±10	0,1	20,4±0,1	103±39,7

Рисунок 3.24 – Зависимость d_{33} плёнок ZnO от температуры отжига

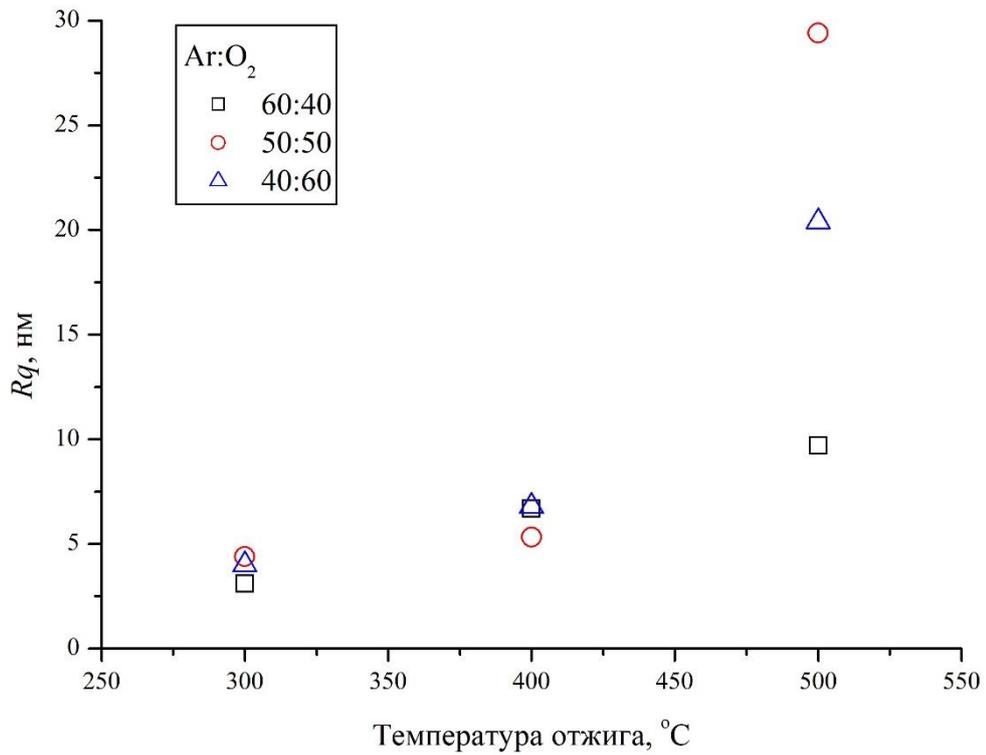


Рисунок 3.25 – Зависимость Rq плёнок ZnO от температуры отжига

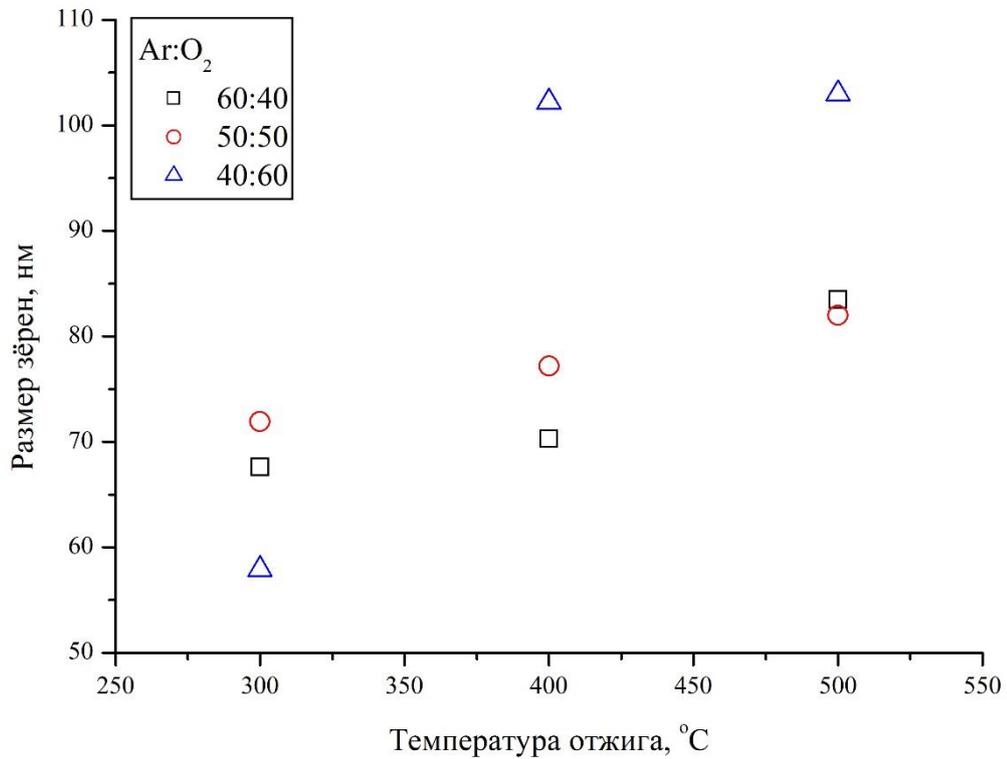


Рисунок 3.26 – Зависимость размера зёрен плёнок ZnO от температуры отжига

Как видно из полученных зависимостей с увеличением температуры отжига от 300 до 500 °С размер зёрен и шероховатость поверхности увеличиваются, тогда как пьезомодуль уменьшается. Характер таких изменений обусловлен тем, что чем выше температура отжига, тем интенсивнее диффузия и аннигиляция точечных дефектов. Таким образом, для изготовления методом магнетронного распыления пьезоэлектрических плёнок ZnO, которые используются в качестве активного слоя в матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсорах, предпочтительней использовать концентрацию кислорода в газовом соотношении Ar:O₂ ниже 50 % и проводить БТО при температуре не выше 300 °С.

Выводы по главе 3.

1. Проведены исследования защитных свойств плёнок оксида кремния, полученных различными методами (ПХО, термическое окисление). Выявлено, что термически стабилизированный плазменный оксид кремния травится медленнее в растворе КОН в ~1,6 раза. Экспериментально установлено, что при травлении оксидных плёнок в растворе КОН образуются локальные дефекты. Однако у плёнок, полученных методом ПХО количество дефектов и их размер меньше. Выявлено, что причиной дефектообразования на поверхности плёнок является неоднородность скорости травления.

2. Проведены исследования влияния температуры и концентрации раствора КОН на процесс травления кремния. Выявлено, что характер полученных экспериментальных зависимостей скоростей травления кремния в растворах КОН совпадают с теоретическими данными, но имеет расхождение по численным значениям, что связано с разной энергией активации. Экспериментально установлено, что наиболее однородная ($Rq=94\pm 5$ нм) поверхность получается при травлении в растворе КОН 30 % при температуре 80 °С. Наиболее шероховатая поверхность формируется при травлении в растворе КОН 20 % при 80°С.

3. Проведены исследования параметров плёнок Mo, полученных методом магнетронного распыления. Механические напряжения в плёнках Mo составили $-204,2 \pm 5$ МПа. Установлено, что отжиг полученных плёнок Mo при температуре 240°C в течение 5 минут приводит к снижению механических напряжений и поверхностного сопротивления и к увеличению размера зёрен и шероховатости поверхности. Механические напряжения в отожжённых плёнках Mo составили $-79,7 \pm 7$ МПа.

4. Проведены исследования параметров плёнок ZnO, полученных методом магнетронного распыления. Механические напряжения в плёнках ZnO составили $716,5 \pm 0,4$ МПа. Установлено, что отжиг полученных плёнок ZnO при температуре 330°C в течение 5 минут приводит к снижению механических напряжений, размера зёрен и шероховатости. Механические напряжения в плёнках ZnO составили $-457,5 \pm 0,2$.

5. Исследовано влияние концентрации O_2 при формировании плёнок ZnO методом магнетронного распыления и последующего отжига на пьезоэлектрические свойства полученных плёнок. Выявлено, что с увеличением концентрации O_2 размер зёрен увеличивается, тогда как пьезоэлектрические свойства плёнок ZnO уменьшаются. Характер таких изменений может быть обусловлен тем, что при повышении концентрации O_2 выше 50 % в плёнках ZnO уменьшается количество кислородных вакансий и собственных дефектов. Установлено, что с увеличением температуры отжига от 300 до 500°C размер зёрен и шероховатость поверхности увеличиваются, тогда как пьезомодуль уменьшается. Характер таких изменений обусловлен тем, что чем выше температура отжига, тем интенсивнее диффузия и аннигиляция точечных дефектов.

ГЛАВА 4. РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО МАРШРУТА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТРИЧНЫХ ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕНСОРОВ

4.1 Разработка и исследование макета микроэлектромеханического сенсора

На основе результатов, представленных в главе 2, были разработаны макеты МЭМС-сенсоров для волоконно-оптического акустического приёмника в качестве чувствительного элемента. Разработка выполнялась по заданию Института автоматики и процессов управления Дальневосточного отделения Российской академии наук (ИАПУ ДВО РАН, г. Владивосток). Функциональные параметры МЭМС-сенсоров, включая конструктивные параметры измерительного стенда (рисунке 4.1) [100], представлены в таблице 4.1.

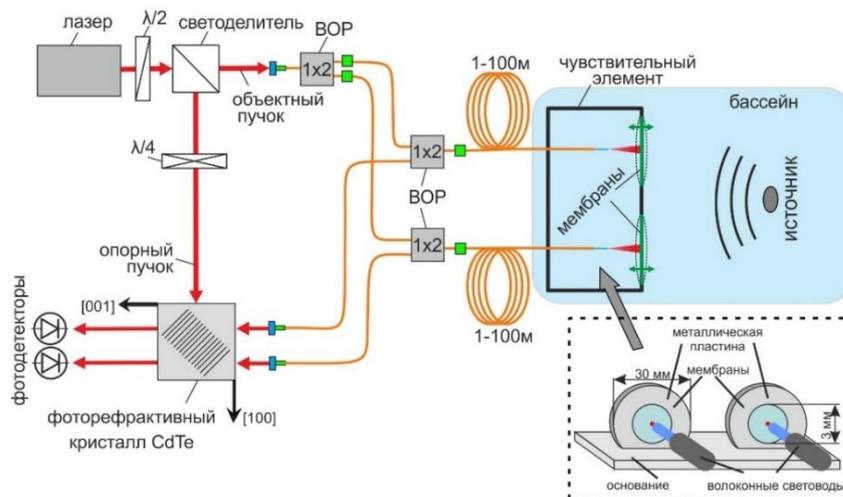


Рисунок 4.1 – Схема волоконно-оптического акустического приёмника

Таблица 4.1 – Функциональные параметры МЭМС-сенсоров

Параметр	Значение
Давление воздействия, Па	0,1-14
Резонансная частота, кГц	10,5; 6,5
Размеры МЭМС-сенсора, не более, см	1,5×1,5

С учётом функциональных параметров МЭМС-сенсоров, а также конструктивных параметров измерительного стенда (рисунок 4.1, таблица 4.1) были разработаны конструкции мембран двух типов: жесткозакрепленные (рисунок 4.2 (а)) и с поперечными подвесами (рисунок 4.2 (б)). Так как волоконно-оптический акустический приёмник работает в водной среде, в качестве материала мембраны выбран кремний, который стабильно работает в таких условиях без появления коррозии. На рисунке 4.3 представлен результат численного моделирования прогиба разработанного МЭМС-сенсора на основе мембраны с поперечными подвесами под действием звуковых волн, создаваемых источником мощностью 10 мВт. Рассчитанные на основании разработанного в п. 2.6 способа проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС-сенсоров геометрические параметры мембран, которые позволяют достичь требуемых функциональных параметров указаны в таблице 4.2.

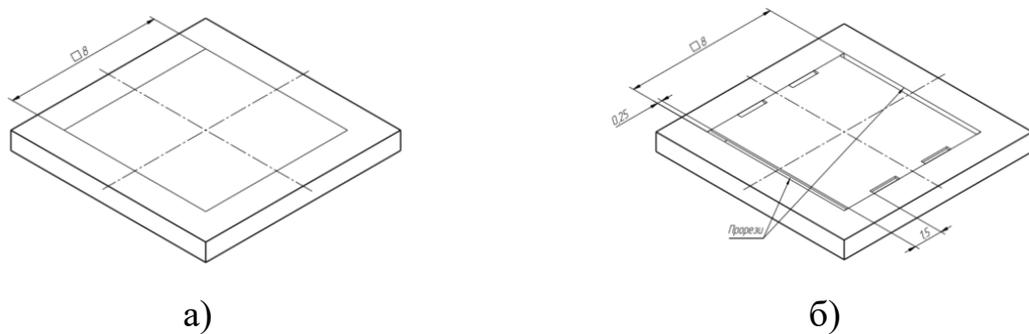


Рисунок 4.2 – Схематическое изображение МЭМС-сенсор на основе мембраны: жёсткозакрепленной (а), с поперечными подвесами (б)

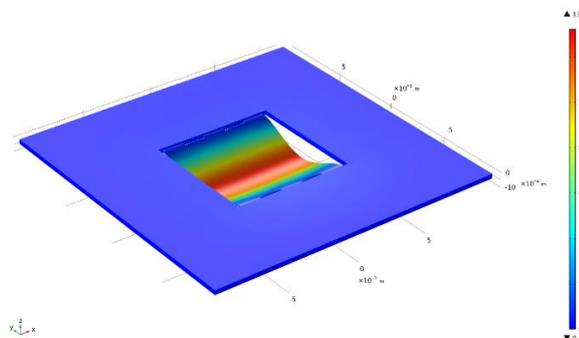


Рисунок 4.3 – Прогиб МЭМС-сенсор на основе мембраны с поперечными подвесами под действием звуковых волн

Таблица 4.2 – Параметры конструкции мембран

Параметр	Значение
Длина стороны мембраны, мм	8
Толщина мембраны, мкм	50
Ширина прорези, мкм	250
Длина подвеса, мкм	250
Ширина подвесов, мм	1,5
Количество подвесов	6

Рассчитанная резонансная частота МЭМС-сенсора на основе жёсткозакреплённой мембраны составила 10,1 кГц, а прогиб 4,74 мкм. Рассчитанная резонансная частота МЭМС-сенсора на основе мембраны с поперечными подвесами составила 6,3 кГц, а прогиб 13,2 мкм. Полученные результаты позволяют сделать вывод, что применении конструкции с подвесами позволяет увеличить чувствительность МЭМС-сенсора в $\sim 2,7$ раза, при этом резонансная частота уменьшилась в $\sim 1,6$ раза.

Далее разработанные МЭМС-сенсоры были изготовлены с использованием результатов исследований, представленных в п.3.1 и 3.2. Формирование подвесов производилось фемтосекундным лазером Pharos Light Conversion в ИАПУ ДВО РАН. Изготовленные МЭМС-сенсоры представлены на рисунках 4.4 и 4.5.



Рисунок 4.4 – МЭМС-сенсор на основе жёсткозакреплённой кремниевой мембраны

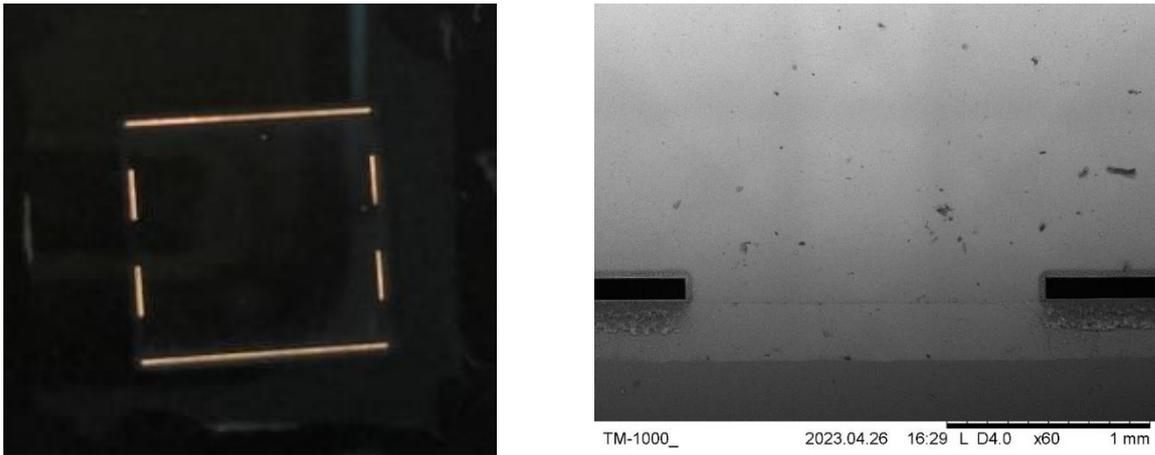


Рисунок 4.5 – МЭМС-сенсор на основе кремниевой мембраны с поперечными подвесами (а), РЭМ изображение подвеса (б)

Для каждого МЭМС-сенсора была измерена амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) на стенде, разработанном в ИАПУ ДВО РАН (рисунки 4.6 и 4.7).

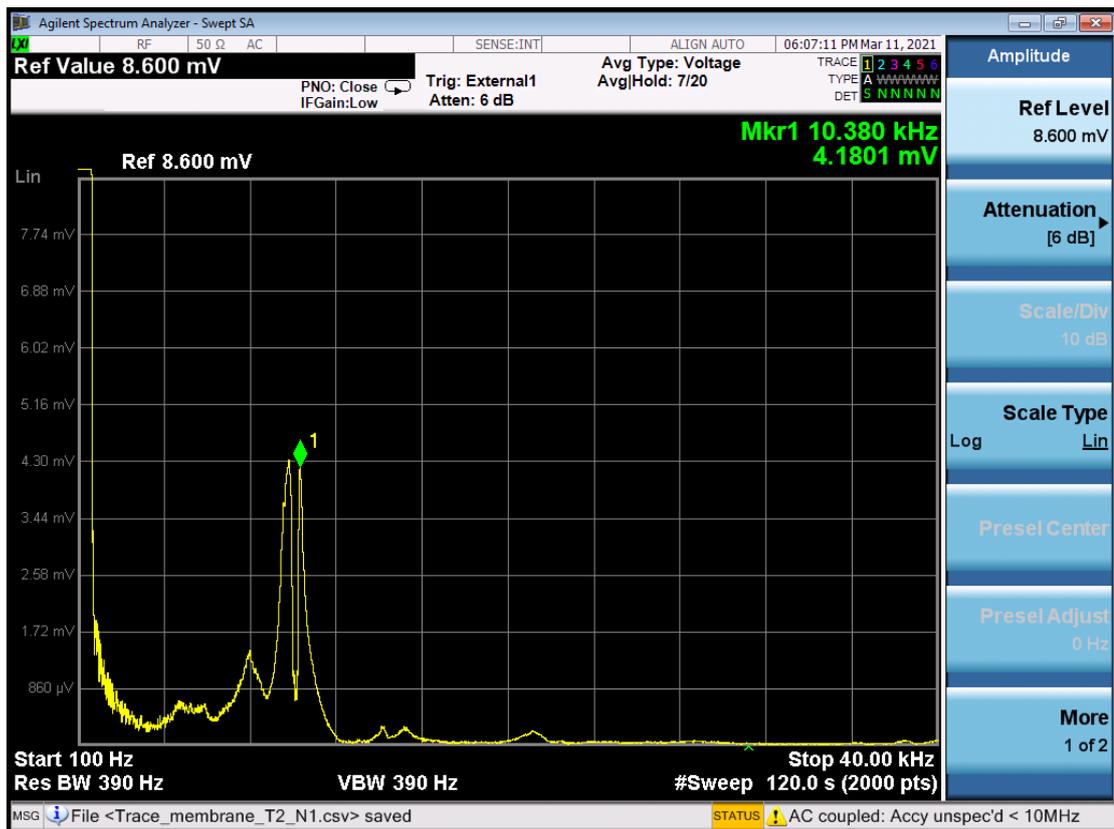


Рисунок 4.6 – АЧХ МЭМС-сенсора на основе жёсткозакреплённой кремниевой мембраны

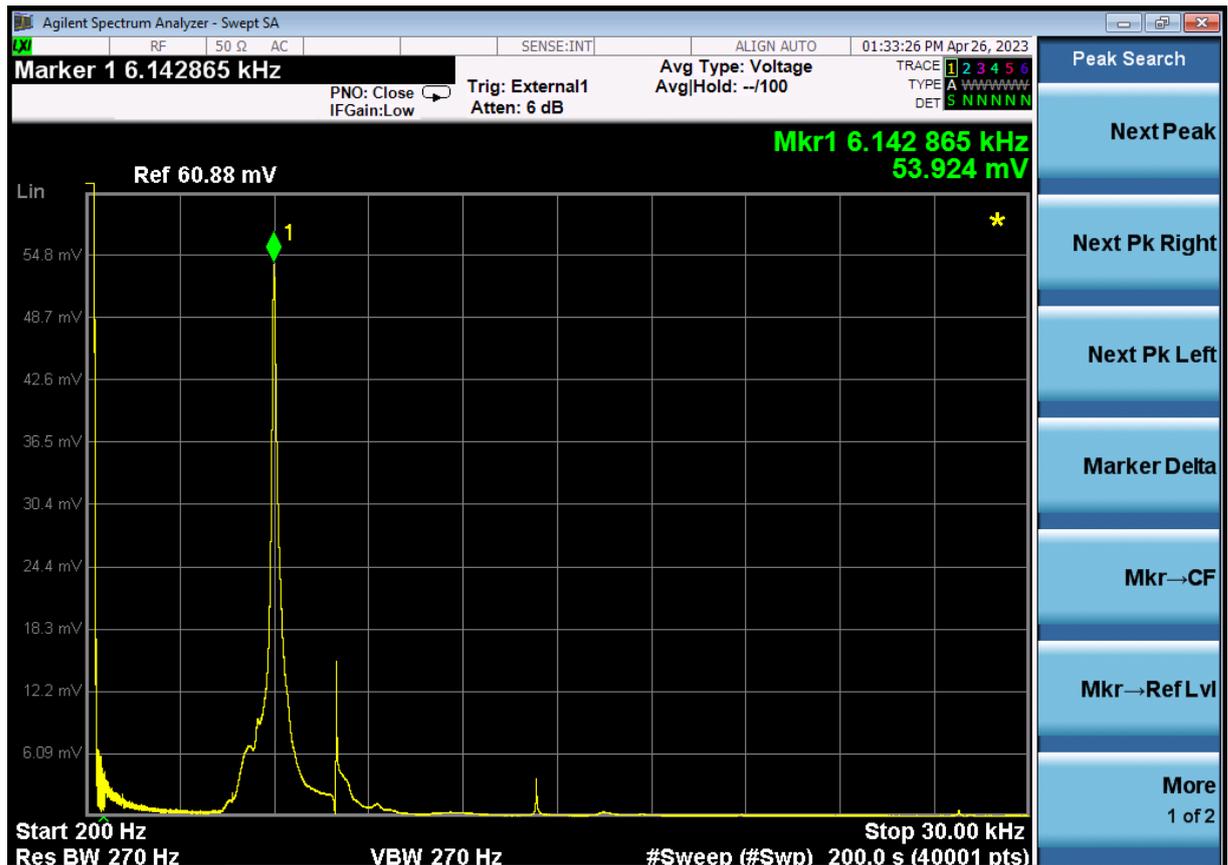


Рисунок 4.7 – АЧХ МЭМС-сенсора на основе кремниевой мембраны с поперечными подвесами

Как видно из полученных результатов чувствительность МЭМС-сенсора на основе мембраны с поперечными подвесами выше в $\sim 2,8$ раза. Резонансная частота МЭМС-сенсора на основе жёсткозакрепленной мембраны составила 10,38 кГц, а МЭМС-сенсора на основе мембраны с поперечными подвесами 6,14 кГц. В таблице 4.3 представлены заданные функциональные параметры и полученные характеристики МЭМС-сенсоров.

Таблица 4.3 – Функциональные параметры МЭМС-сенсоров

Параметр	Заданные	Теоретически рассчитанные	Экспериментально полученные
Резонансная частот, кГц	10,5; 6,5	10,1; 6,3	10,38; 6,14
Размеры МЭМС-сенсора, не более, см	1,5×1,5	1,3×1,3	1,3×1,3

Как видно из таблицы 4.3 полученные характеристики МЭМС-сенсоров полностью удовлетворяют заданным функциональным параметрам.

Полученные экспериментальные значения резонансных частот имеют расхождение с результатами численного моделирования 1,5 %.

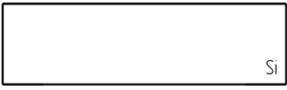
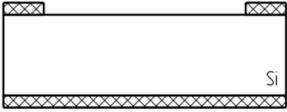
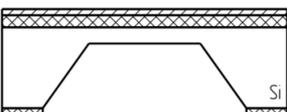
Таким образом, приведенные результаты разработки и экспериментального исследования макетов МЭМС-сенсора для волоконно-оптического акустического приёмника подтверждают достоверность предложенного способа проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС-сенсоров и показывают возможность его применения для разработки многочастотных матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров.

4.2 Разработка технологического маршрута изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров

В главах 2 и 3 на основе разработанного способа проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров была предложена конструкция матрицы МЭМС УЗ-сенсоров и экспериментально установлены технологические режимы формирования многослойных структур. На основе полученных результатов разработан технологический маршрут изготовления матричных МЭМС УЗ-сенсоров. На рисунке 4.8 представлено схематическое изображение конструкции и топология разработанного МЭМС УЗ-сенсора, а в таблице 4.4 приведён технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ -сенсоров.

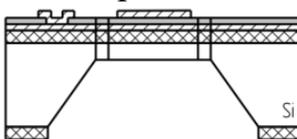
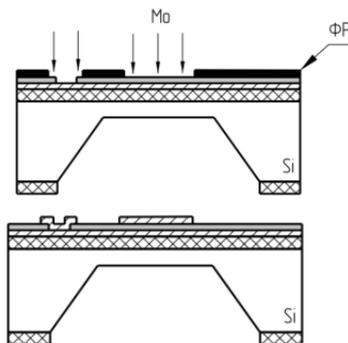
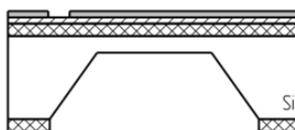
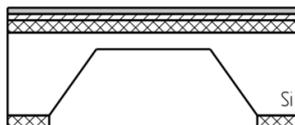
Для изготовления многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора по разработанному технологическому маршруту спроектирована топология (рисунок 4.9) и разработан комплект ФШ и масок (рисунки 4.10-4.15). Геометрические параметры элементов матрицы указаны в п.2.3.

Таблица 4.4 – Технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров

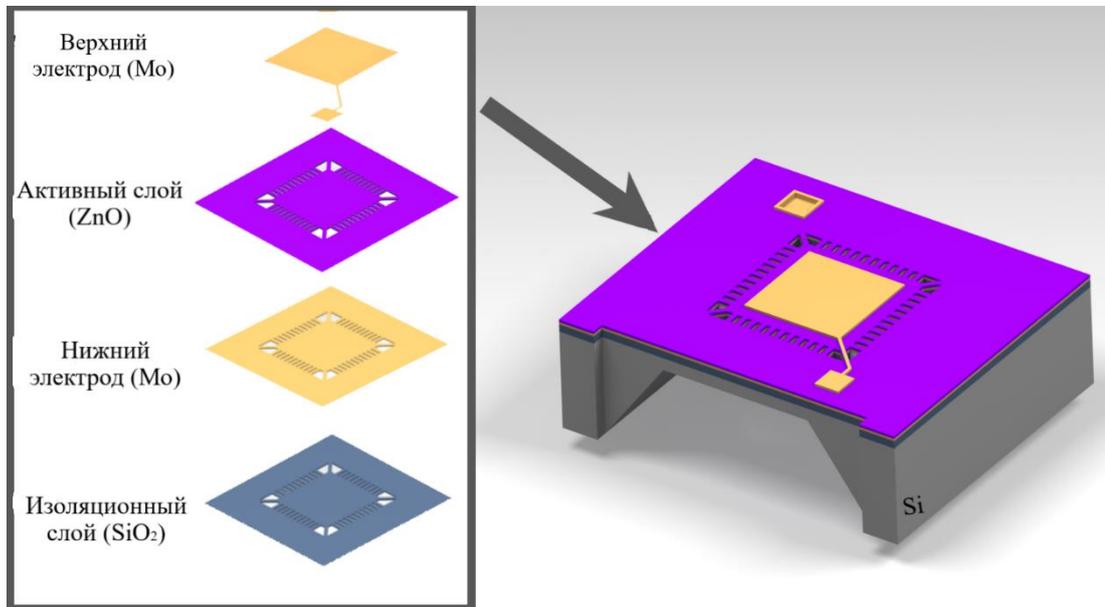
<p>Этап 1. Очистка кремниевой подложки КЭФ 4,5 (100) методом RCA</p>

<p>Этап 2. Формирования плёнок SiO_x с обеих сторон подложки методом ПХО</p>
<p>Нанесение плёнок SiO_x с обеих сторон подложки производится методом ПХО. Общий расход газа 980 см₃/мин, газовое соотношение 161,5:8,5:710 см₃/мин (Ar:SiH₄:N₂O), ВЧ мощность 10 Вт и общее давление 1 мм. рт. ст.</p> 
<p>Этап 3. Фотолитография и травление SiO_x в растворе NH₄F:HF(6:1)</p>

<p>Этап 4. Травление кремния до требуемой остаточной толщины мембраны</p>
<p>Анизотропное жидкостное травление кремния в 30 %-ном растворе КОН при температуре 80 °С.</p> 
<p>Этап 5. Формирование нижнего электрода из Мо</p>
<p>Нанесение плёнок Мо проводится методом магнетронного распыления. Чистота молибденовой мишени 99,95 %. Формирование плёнок Мо происходит в газовой среде Ar. Мощность магнетронного разряда и температура нагрева подложки 200 Вт и 90-110 °С соответственно. После нанесения плёнок проводится быстрый термический отжиг при температуре 250 °С.</p> 

Продолжение таблицы 4.4

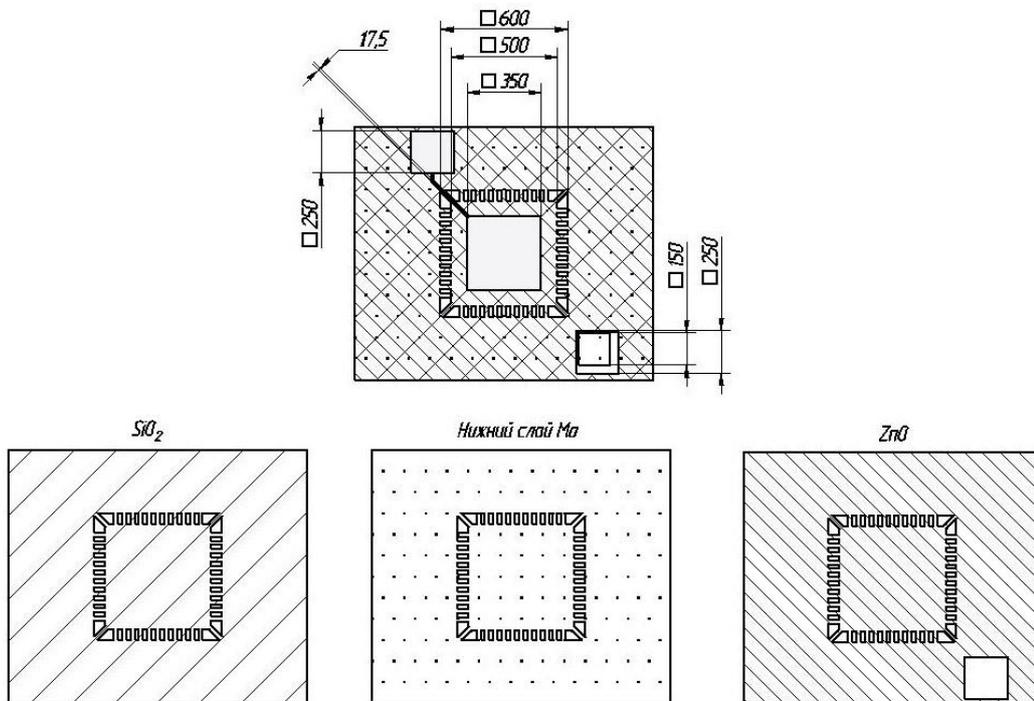
<p>Этап 6. Формирование активного слоя из ZnO</p>
<p>Формирование плёнок ZnO проводится методом магнетронного распыления. Чистота цинковой мишени 99,95 %. Соотношение газов 50:50 (Ar:O₂), мощность магнетронного разряда 100 Вт и температура нагрева подложки 100-105 °С. После нанесения плёнок проводится быстрый термический отжиг при температуре ≈300 °С.</p>
<p>Этап 7. Фотолитография и травление активного слоя из ZnO</p>
<p>Травление ZnO проводится в индуктивно-связанной плазме.</p>
<p>Этап 8. Формирование верхнего электрода</p>
<p>Нанесения плёнок Mo проводится методом магнетронного распыления на ФР для дальнейшей обратной (взрывной) фотолитографии.</p>
<p>Этап 9. Формирование подвесов</p>
<p>Прорези в многослойной структуре, включая кремниевую мембрану, формируются методом глубокого реактивного ионного травления.</p>
<p>Этап 10. Удаление необходимого количества подвесов</p>
<p>Подвесы удаляются фемтосекундным лазером. Лазер Pharos Light Conversion, вторая гармоника 515 нм, длительность импульса 290 нс.</p>



В таблице 4.5 представлены результаты сравнения параметров разработанного многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора с параметрами сенсоров, представленных в литературных источниках



а)



б)

Рисунок 4.8 – Схематическое изображение (а) и топология (б) МЭМС УЗ-сенсора (размеры указаны в мкм)

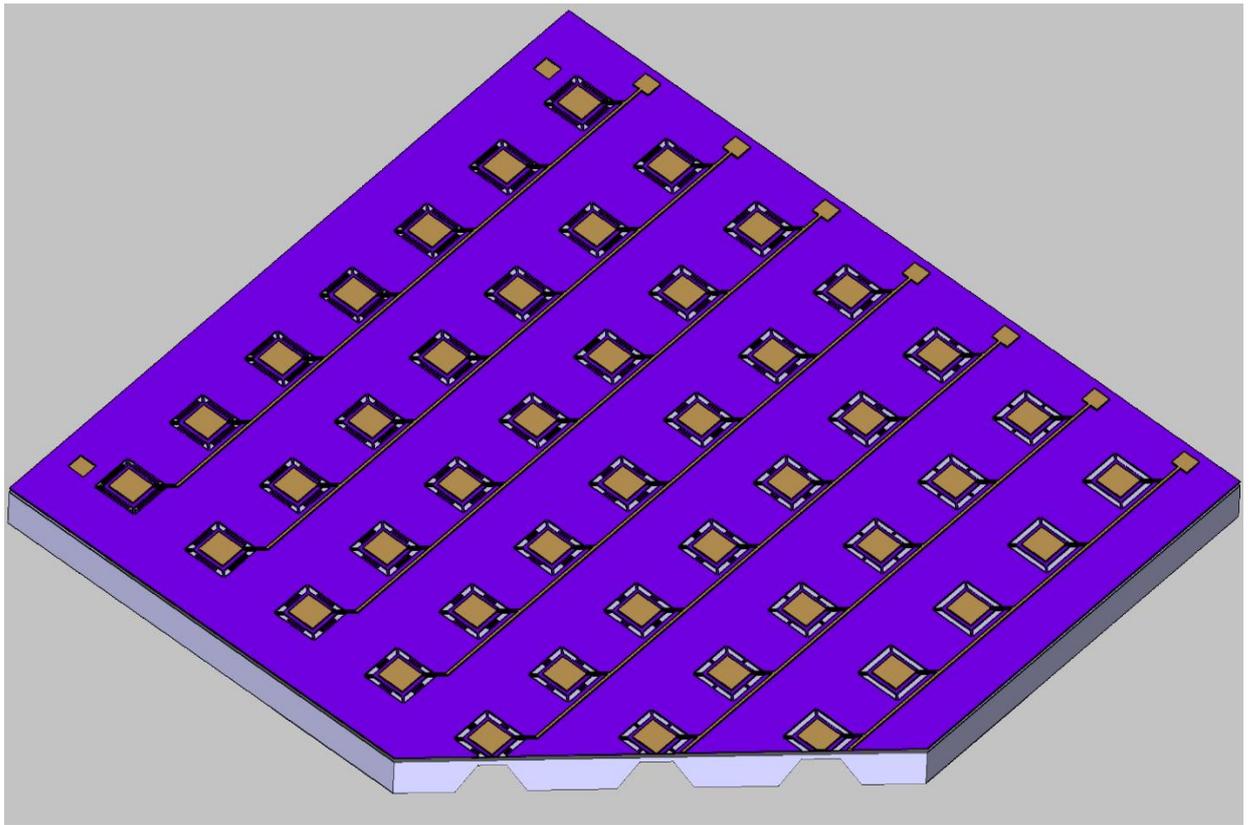


Рисунок 4.9 – Топология многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора

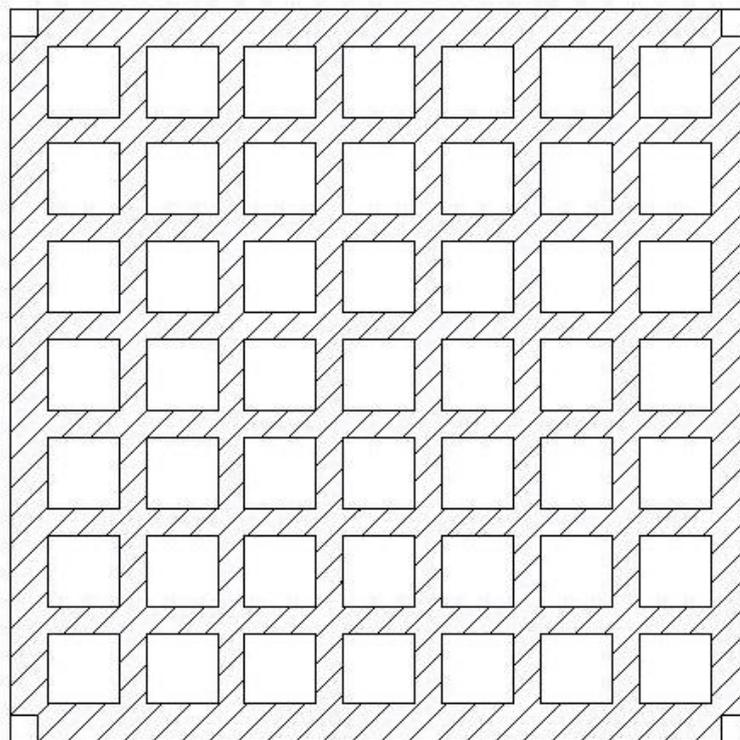


Рисунок 4.10 – ФШ для формирования мембран в кремнии (10:1)

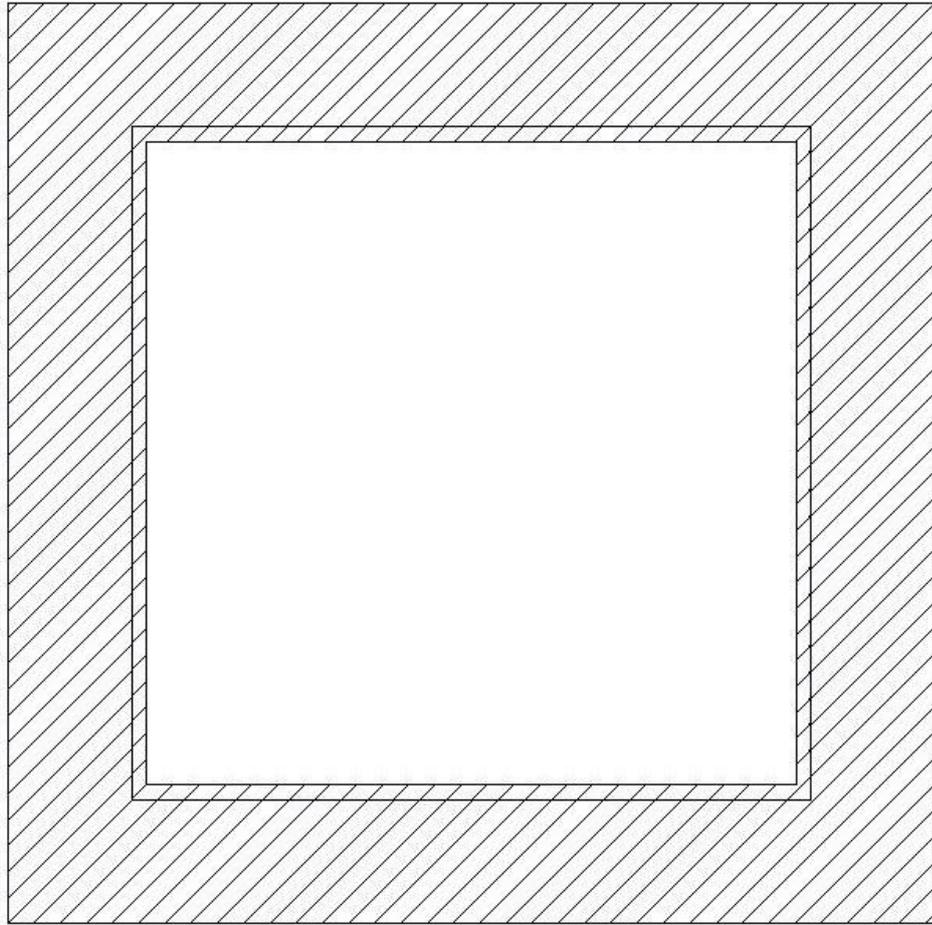


Рисунок 4.11 – Маска для формирования многослойной структуры (10:1)

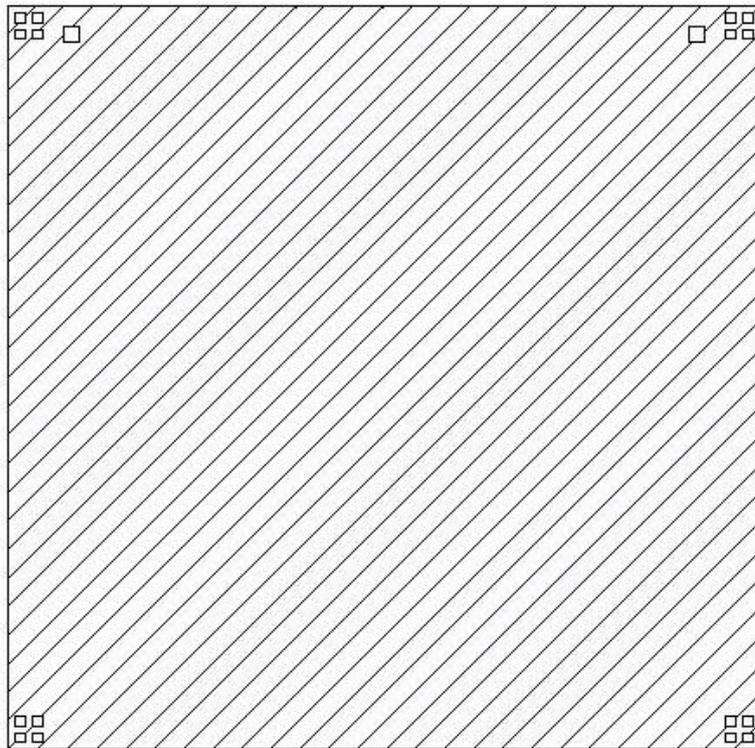


Рисунок 4.12 – ФШ для формирования доступа к нижнему электроду (10:1)

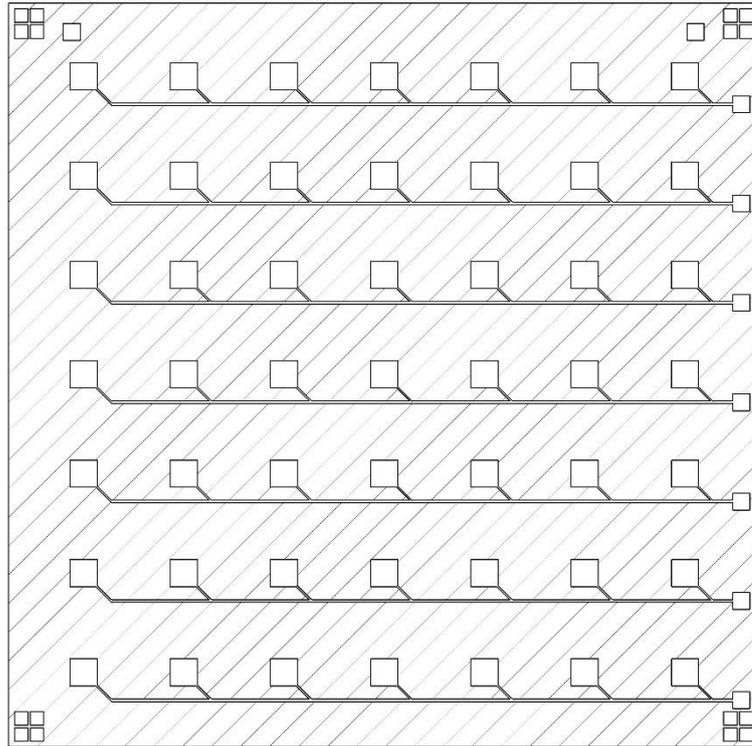


Рисунок 4.13 – ФШ для формирования верхнего электрода (10:1)

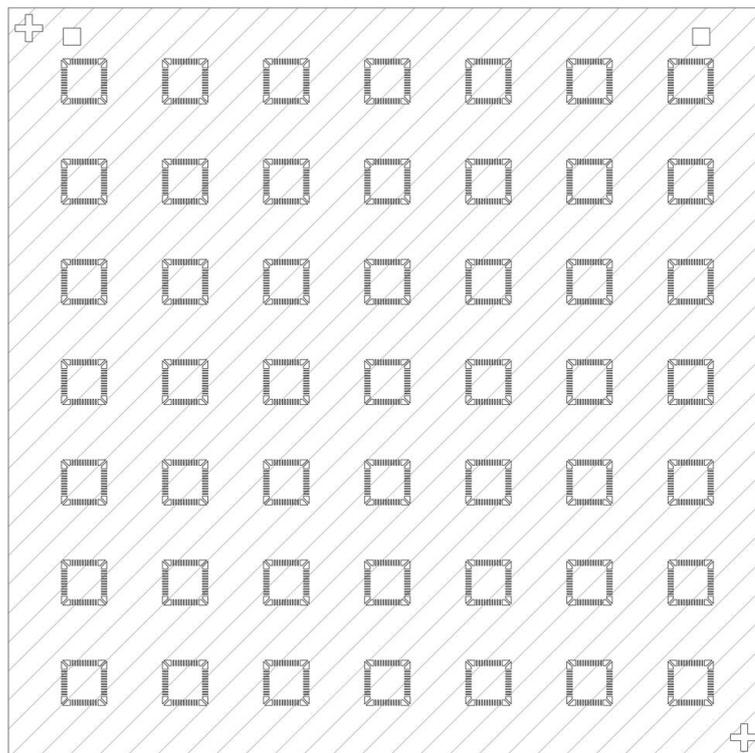


Рисунок 4.14 – ФШ для формирования подвесов (10:1)

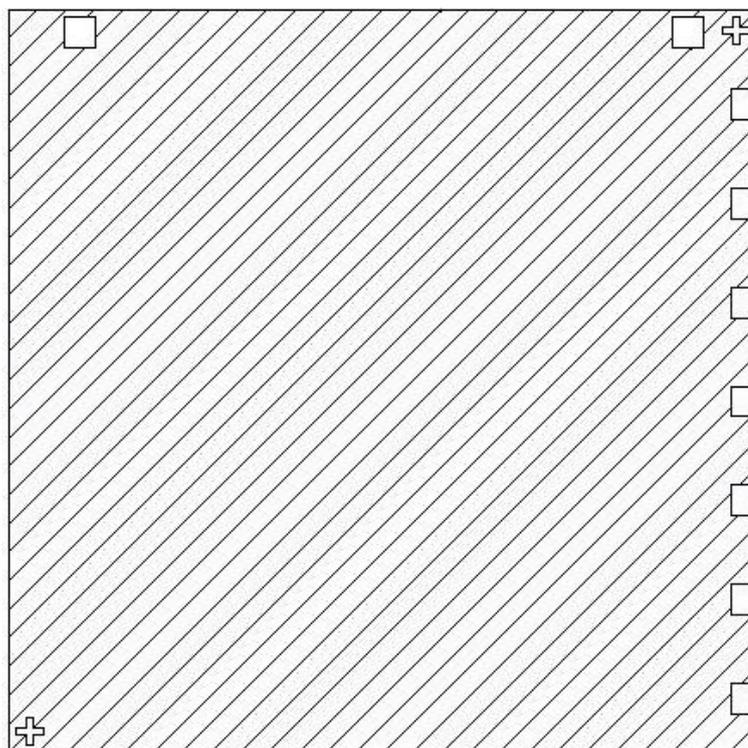


Рисунок 4.15 – Маска для утолщения электродов (10:1)

Таблица 4.5 – Сравнение параметров разработанного многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора с аналогами

	Разработанный многочастотный матричный МЭМС УЗ-сенсор	Двухчастотный МЭМС УЗ-сенсор [44]	Многочастотный МЭМС УЗ-сенсор [47]
Стадия разработки	Теоретический	Макет	Макет
Активный слой	ZnO	ЦТС	ЦТС
Толщина активного слоя, мкм	0,1	3	9
Резонансная частота, МГц	0,52÷1,7	0,77; 2,3	1,2; 3,7; 7,8
Чувствительность, нм/В	830÷540	595; 112	130; 35; 8

Как видно из таблицы 4.5 предложенный многочастотный матричный пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор является перспективным аналогом существующих конструкций, представленных в литературных источниках [44, 47]. Предложенный многочастотный матричный пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор обеспечивает широкий диапазон частот без существенной потери чувствительности.

Выводы по главе 4

1. Разработан и исследован макет МЭМС-сенсора для волоконно-оптического акустического приёмника. Установлено, что у МЭМС-сенсоров на основе мембран с поперечными подвесами чувствительность выше 2,8 раза, тогда как резонансная частота ниже в 1,6 раза. Полученные экспериментальные значения резонансных частот имеют расхождение с результатами численного моделирования 1,5 %.

2. Разработан унифицированный технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

3. Предложена конструкция многочастотного матричного пьезоэлектрического МЭМС УЗ-сенсора. Спроектирован комплект ФШ и масок. Предложенный многочастотный матричный пьезоэлектрический МЭМС УЗ-сенсор имеет рабочий диапазон частот в диапазоне от 0,52 до 1,7 МГц и чувствительность от 830 до 540 нм/В.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Проведен анализ преимуществ и недостатков современных конструктивно-технологических решений матричных МЭМС УЗ-сенсоров. Установлено, что при разработке современных конструкций матриц пьезоэлектрических МЭМС УЗ-сенсоров основной тенденцией является расширение диапазона рабочих частот и увеличение чувствительности.

2. Теоретически исследовано влияние физико-механических и геометрических параметров материалов слоёв на резонансную частоту мембраны. Предложен пороговый критерий, позволяющий оценивать влияние физико-механических параметров пьезоэлектрического слоя на функциональные параметры мембранной структуры. Предложены конструкции мембран на балочных подвесах с чувствительностью выше в ~2,3 раза по сравнению с жёсткозакреплёнными.

3. Разработан способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических сенсоров, отличающийся учётом влияния физико-механических параметров материалов структуры многослойных мембран, а также конструкции и параметров подвесов мембранных структур, что позволяет разрабатывать многочастотные матричные пьезоэлектрические микроэлектромеханические ультразвуковые сенсоры.

4. Экспериментально установлены закономерности влияния технологических режимов формирования на параметры материалов и функциональные параметры мембран. Выявлено, что термически стабилизированный плазменный оксид кремния травится медленнее в растворе КОН в ~1,6 раза. Определено, что наиболее однородная поверхность кремниевой мембраны получается при травлении в растворе КОН 30 % при температуре 80 °С.

5. Экспериментально установлено, что механические напряжения в плёнках Мо и ZnO, полученных методом магнетронного распыления,

снижаются под воздействием быстрого термического отжига в ~ 2 раза. Установлено, что плёнки ZnO, полученные методом магнетронного распыления с концентрацией кислорода 40 %, а затем отожженные при температуре 300 °C имеют наиболее высокий пьезомодуль ($29,2 \pm 0,2$ пм/В).

6. Разработан и исследован макет микроэлектромеханического сенсора для волоконно-оптического акустического приёмника с повышенной в 2,8 раза чувствительностью и сниженной в 1,6 раза резонансной частотой.

7. Разработан унифицированный технологический маршрут изготовления многочастотных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

8. Предложена конструкция многочастотного матричного пьезоэлектрического микроэлектромеханического ультразвукового сенсора, унифицированного по параметрам преобразователей, защищенная патентом [1].

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- АЖТ – анизотропное жидкостное травление
- АСМ – атомно-силовой микроскоп
- АЧХ – амплитудно-частотная характеристика
- БТО – быстрая термическая обработка
- ГРИТ – глубокое реактивное ионное травление
- КНИ – кремний на изоляторе
- МЭМС – микроэлектромеханическая система
- ПФМ – пьезоэлектрическая силовая микроскопия
- ПХО – плазмохимическое осаждение
- РИТ – реактивное ионное травление
- РЭМ – растровый электронный микроскоп
- ТМАН – гидроксид тетраметиламмония
- УЗИ – ультразвуковое исследование
- ФР – фоторезист
- ФШ – фотошаблон
- ЦТС – цирконат-титанат свинца
- ЧЭ – чувствительный элемент
- ХМП – химическое механическое полирование
- ЭДС – электродвижущая сила
- ЭПВ – этилендиамин-пирокатехол-вода-пиразин
- РСА – процесс очистки поверхности полупроводниковых пластин

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Патент на полезную модель № 217945 U1 Российская Федерация, МПК В06В 1/06, Н04R 17/00. Многочастотная матрица ультразвуковых преобразователей : № 2023107060 : заявл. 24.03.2023 : опубл. 25.04.2023 / С. В. Малохатко, Е. Ю. Гусев, О. А. Агеев ; патентообладатель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Южный федеральный университет".
2. Li, Q. The status quo and prospect of sustainable development of smart clothing / Q.Li, Z. Xue, Y. Wu [et. al.] // Sustainability. – 2022. – Vol. 14(2) – 990.
3. Junior, H. L. O. Smart fabric textiles: recent advances and challenges / H. L. O. Junior, R. M. Neves, F. M. Monticeli [et. al.] // Textiles. – 2022. – Vol. 2. – No. 4. – P. 582-605.
4. Guo, Q. Recent advances in electronic skins with multiple-stimuli-responsive and self-healing abilities / Q. Guo, X. Qiu, X. Zhang // Materials. – 2022. – Vol. 15. – No. 5. – 1661.
5. Bhide, A. Next-generation continuous metabolite sensing toward emerging sensor needs / A. Bhide, A. Ganguly, T. Parupudi [et. al.] // ACS Omega. – 2021. – Vol.6. – No. 9. – P. 6031-6040.
6. Liu, E. An overview of flexible sensors: development, application and challenges / E. Liu, Z. Cai, Y. Ye [et al.] // Sensors. – 2023. – Vol.23. – No. 2. – 817.
7. Guk, K. Evolution of wearable devices with real-time disease monitoring for personalized healthcare / K.Guk, G.Han, J. Lim [et al.] // Nanomaterials. – 2019. – Vol. 9. – No. 6. – 813.
8. Mukhopadhyay, S. C. Wearable sensors for human activity monitoring: a review al / S. C. Mukhopadhyay // IEEE Sensors Journal. – 2015. – Vol. 15. – No. 3. – P. 1321-1330.
9. Dias, D. Wearable health devices-vital sign monitoring, systems and technologies / D. Dias, J. P. S. Cuncha // Sensors. – 2018. – Vol. 18. – No. 8. – 2414.

10. Rabut, C. Ultrasound technologies for imaging and modulating neural activity / C. Rabut, S. Yoo, R. C. Hurt [et al.] // *Neuron*. – 2020. – Vol.108. – No. 1. – P. 93-110.
11. Leinenga, G. Ultrasound treatment of neurological diseases - current and emerging applications / G. Leinenga, C. Langton, R. Nisbet [et al.] // *Nature Reviews Neurology*. – 2016. – Vol.12. – P.161-174.
12. Мачинский, П.А. Сравнительная характеристика показателей смертности и летальности от ишемического и геморрагического инсультов в России / П.А. Мачинский, Н.А. Плотникова, В.Е. Ульяновкин [и др.] // *Медицинские науки. Патологическая анатомия* – 2019. – №3 (51) – С. 101-117.
13. Wang, C. Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device / C. Wang, X. Li, H. Hu [et al.] // *Nature biomedical engineering*. – 2018. – Vol.2. – P. 687-695.
14. Chen, Y.-H. Trends and challenges of wearable multimodal technologies for stroke risk prediction / Y.-H. Chen, M. Sawan // *Sensors*. – 2021. – Vol.21. – No. 2. – 460.
15. Muengtaweepongsa, S. Microembolic signal detection by transcranial Doppler: Oldmethod with a new indication/ S. Muengtaweepongsa, C. Tantibundhit // *World Journal of Methodology*. – 2018. – Vol.8. – No. 3. – P.40-43.
16. Резников, И.И. Физические основы использования ультразвука в медицине: учебное пособие / И.И. Резников, В.Н. Федорова. Е.В. Фаустов [и др.]. – М: Российский национальный исследовательский университет им. Н.И. Пирогова, 2015. – 97 с.
17. Жданкин В. К. Ультразвуковые датчики для систем управления / В. К. Жданкин // *Современные технологии автоматизации*. – 2003. – №4. – С. 48 – 62.
18. Li, L. Review on wearable system for positioning ultrasound scanner / L. Li, L. Zhao, R. Hassan [et al.] // *Machines* – 2023. – Vol. 11. – No. 3. – 325.
19. Lindsey, B. D. Simultaneous bilateral real-time 3-D transcranial ultrasound imaging at 1 MHz through poor acoustic windows / B. D. Lindsey, H. A.

Nicoletto, E. R. Bennett [et al.] // *Ultrasound in Medicine and Biology* – 2013. – Vol. 39. – No. 4. – P. 721–734.

20. Ghosh, R. Micro/nanofiber-based noninvasive devices for health monitoring diagnosis and rehabilitation / R. Ghosh, K. Y. Pin, V. S. Reddy [et al.] // *Applied Physics Reviews*. – 2020. – Vol. 7. – 041309.

21. Нанотехнология: физика, процессы, диагностика, приборы/ под ред. В.В. Лучинина, Ю. М. Таирова. – М.: Физматлит, 2006. – 552 с.

22. Власов, А.И. Анализ влияния формы мембраны на механическую прочность и стабильность параметров МЭМС-сенсоров давления / А.И. Власов, Т.А. Цивинская, В.А. Шахнов // *Проблемы разработки перспективных микро- и наноэлектронных систем*. – 2016. – №4. – С. 65-70.

23. Fuldner, M. Analytical analysis and finite element simulation of advanced membranes for silicon microphones / M. Fuldner, A. Dehe, R. Lerch // *IEEE Sensors Journal*. – 2005. – Vol. 5. – No. 5. – P. 857-63.

24. Wang, X. An ultra-sensitive optical MEMS sensor for partial discharge detection / X. Wang, B. Li, Z. Xiao [et al.] // *Journal of Micromechanics and Microengineering*. – Vol. 15. – No. 3. – 521.

25. Zhadko, I.P. Silicon pressure transducer with differential sensitive element based on transverse electromotive force effect / I.P. Zhadko, G.G. Babichev, S.I. Kozlovskiy [et al.] // *Sensors and Actuators*. – 2001. – Vol. 90. – No. 1-2. – P. 89-95.

26. Hurrell, A. Piezoelectric and fibre-optic hydrophones / A. Hurrell // *Ultrasonic Transducers*. – 2012. – P. 619–676.

27. «VLSI layout based design optimization of a piezoresistive MEMS pressure sensors using COMSOL»: Proceedings of the 2012 COMSOL Conference, Bangalore.

28. Auliya, R. Z. Characterization of embedded membrane in corrugated silicon microphones for high-frequency resonance applications / R. Z. Auliya, M.R. Buyong, B. Yeop Malis [et al.] // *Microelectronics International*. – 2019. – Vol. 36. – No. 4. – P. 137-142.

29. Перфорированная мембрана для чувствительного элемента микроэлектромеханического прибора. Пат. 2265913 Российская Федерация, МПК Н01L29/84 / Корляков А.В., Лучинин В.В., Белых С.В.; заявитель и патентообладатель "ЛЭТИ" им. В.И. Ульянова (Ленина)" (СПбГЭТУ). - № 2003136308/28; заявл. 15.12.03; опубл. 12.12.05.

30. Shahosseini, I. Microstructured silicon membrane with soft suspension beams for a high performance MEMS microspeaker / I. Shahosseini, E. Lefevre, E. Martincic [et al.] // *Microsystem Technologies*. – 2012. – Vol. 18. – No. 11. – P. 1791-1799.

31. Jung, J. Review of piezoelectric micromachined ultrasonic transducers and their applications / J. Jung, W. Lee, W. Kang [et al.] // *Journal of Micromechanics and Microengineering*. – 2017. – Vol. 27. – P. 1-24.

32. Qiu, Y. Piezoelectric micromachined ultrasound transducer (PMUT) arrays for integrated sensing, actuation and imaging / Y. Qiu, J. V. Gigliotti, M. Wallace [et al.] // *Sensors*. – 2015. – Vol. 15. – No. 4. – P. 8020-8041.

33. Dubois, M-A. Properties of aluminum nitride thin films for piezoelectric transducers and microwave filter applications / M-A. Dubois, P. Muralt // *Applied Physics Letters*. – 1999. – Vol. 74. – P. 3032–3034.

34. Ballato, A. Ferroelectric materials for thin film and membrane resonators / A. Ballato, J. Gualtieri, J. Kosinski // *IEEE Int Symp. Applications of Ferroelectric*. – 1991. – P. 674–679.

35. Setter, N. Ferroelectric thin films: review of materials, properties and applications / N. Setter, D. Damjanovic, L. Eng [et al.] // *Journal of Applied Physics*. – 2006. – Vol. 100. – No. 5. – 051606.

36. Akhbari, S. Bimorph piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / S. Akhbari, F. Sammoura, B. Eovino [et al.] // *Journal of Microelectromechanical Systems*. – 2016. – Vol. 25. – P. 326-336.

37. Sammoura, F. An analytical solution for curved piezoelectric micromachined ultrasonic transducers with spherically shaped diaphragms /

F. Sammoura, S. Akhbari, L. Lin // IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. – 2014. – Vol. 61. – No. 9. – P. 1533-1544.

38. Akhbari, S. Equivalent circuit models for large arrays of curved and flat piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / S. Akhbari, F. Sammoura, L. Lin // IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control. – 2016. – Vol. 63. – No. 3. – P. 432-447.

39. Shelton, S. CMOS-compatible AlN piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / S. Shelton, M.-L. Chan, H. Park [et al.] // IEEE International Ultrasonics Symposium. – 2009. – P. 402-405.

40. Hajati, A. Three-dimensional micro electromechanical system piezoelectric ultrasound transducer / A. Hajati, D. Latev, D. Gardner [et al.] // Applied Physics Letters. – 2012. – Vol. 101. – 253101.

41. Ledesma, E. Multielement ring array based on minute size PMUTs for high acoustic pressure and tunable focus depth / E. Ledesma, I. Zamora, A. Uranga [et al.] // Sensors. – 2021. – Vol. 21. – 4786.

42. Cicek, I. Design of a front-end integrated circuit for 3D acoustic imaging using 2D CMUT arrays / I. Cicek, A. Bozkurt, M. Karaman. // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2005. – Vol. 52. – P. 2235-2241.

43. Jung, J. Fabrication of a two-dimensional piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array using a top-crossover-to-bottom structure and metal bridge connections / J. Jung, S. Kim, W. Lee [et al.] // Journal of Micromechanics and Microengineering. – 2013. – Vol. 23. – No. 12. – 125037.

44. Liu, L. A dual-frequency piezoelectric micromachined ultrasound transducer array with low inter-element coupling effects / L. Liu, W. Ji, Z. Xing [et al.] // Journal of Micromechanics and Microengineering. – 2021. – Vol. 31. – 045005.

45. Shin, E. Development of a high-density piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array based on patterned aluminum nitride thin film / E. Shin, H. G. Yeo, A. Yeon [et al.] // Micromachines. – 2020. – Vol. 11. – No. 6. – 623.

46. Kazari, H. Multi-frequency piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / H. Kazari, K. Minoo, A. Mostavi [et al.] // *IEEE Sensors Journal*. – 2019. – Vol. 19. – No. 23. – P. 1-12.

47. Haoran, W. A multi-frequency PMUT array based on ceramic PZT for endoscopic photoacoustic imaging / W. Haoran, Y. Hao, J. Huabei [et al.] // *Proc. 21st International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers)*. – Orlando, USA – 2021. – P. 30-33.

48. Hajati, A. 3D MEMS piezoelectric ultrasound transducer technology / A. Hajati, D. Latev, D. Gardner // *IEEE Int'l Symp on Applications of Ferroelectrics and Workshop on Piezoresponse Force Microscopy (ISAF/PFM)*. – Prague, Czech Republic. – 2013. – P. 231-235.

49. Yang, X. Review of flexible microelectromechanical system sensors and devices / X. Yang, M. Zhang // *Nanotechnology and Precision Engineering*. – 2021. – Vol. 4. – No. 2. – 025001.

50. Abadias, G. Review Article: Stress in thin films and coatings: Current status, challenges, and prospects / G. Abadias, E. Chason, J. Keckes [et al.] // *Journal of Vacuum Science and Technology A: Vacuum, Surfaces, and Films*. – 2018. – Vol. 36. – No. 2. – 020801.

51. Асташенкова, О.А. Механизмы формирования механических напряжений кремния и нитрида алюминия, полученных магнетронным методом / О.Н. Асташенкова, А.В. Корляков // *Современная наука*. – 2014. – №. 2(15). – С. 57-61.

52. Narasimha Rao, A. V. Etching characteristics of Si{110} in 20% KOH with addition of hydroxylamine for the fabrication of bulk micromachined MEMS / A. V. Narasimha Rao, V. Swarnalatha, P. Pal // *Micro and Nano Systems Letters*. – 2017. – Vol. 5. – No. 1. – 23.

53. Zang, J. Design and fabrication of high-frequency piezoelectric micromachined ultrasonic transducer based on an AlN thin film / J. Zang, Z. Fan, P. Li [et. al.] // *Micromachines*. – 2022. – Vol. 13. – 1317.

54. Yamashita, K. Arrayed ultrasonic microsensors with high directivity for in-air use using PZT thin film on silicon diaphragms / K. Yamashita, H. Katata, M. Okuyama [et al.] // *Sensors and Actuators A Physical*. – 2002. – Vol. 97–98. – P. 302–307.
55. Akasheh, F. Development of piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / F. Akasheh, T. Myers, J. D. Fraser [et al.] // *Sensors and Actuators A Physical*. – 2004. – Vol. 111. – P. 275-287.
56. Liu, L.-H. Surface etching, chemical modification and characterization of silicon nitride and silicon oxide - Selective functionalization of Si₃N₄ and SiO₂ / L.-H. Liu, D. J. Michalak, T. P. Chopra [et al.] // *Journal of Physics Condensed Matter*. – 2016. – Vol. 28. – No. 9. – 094014.
57. Kuhn, G. Mechanical properties of boron doped Si and Si/SiO₂ membranes / G. Kuhn, T. Myers, S. Bose [et al.] // *MRS Proceedings*. – 2002. – Vol. 729. – U3.12.
58. Dutta, S. Comparison of etch characteristics of KOH, TMAH and EDP for bulk micromachining of silicon (110) / S. Dutta, M. Imran, P. Kumar [et al.] // *Microsystem Technologies*. – 2011. – Vol. 17. – No. 10–11. – P. 1621–1628.
59. Xing, Y. Anisotropic etching in low-concentration KOH: effects of surfactant concentration / Y. Xing, S. Halder, K. Sato [et al.] // *Nano-Micro Letters*. – 2015. – Vol. 10. – No. 4. – P. 224-228.
60. Pal, P. High speed silicon wet anisotropic etching for applications in bulk micromachining: a review / P. Pal, V. Swarnalatha, A. V. N. Rao [et al.] // *Micro and Nano Systems Letters*. – 2021. – Vol. 9. – No. 1. – 4.
61. Manzano, J. M. M. Characterization and modeling of surface roughness on a silicon/PZT unimorph cantilever using finite element method / J. M. M. Manzano, M. R. Vasques Jr., M. D. Rosales // *Journal of Fluid Flow, Heat and Mass Transfer*. – 2021. – Vol. 8. – P. 135-146.
62. Griggio, F. Micromachined diaphragm transducers for miniaturised ultrasound arrays / F. Griggio, C. E. M. Demore, H. Kim [et al.] // *IEEE International Ultrasonics Symposium*. – 2012. – P. 1–4.

63. Yang, Y. An ultra-high element density pMUT array with low crosstalk for 3-D medical imaging / Y. Yang, H. Tian, Y.-F. Wang [et al.] // *Sensors*. – 2013. – Vol. 13. – P. 9624–9634.
64. Wang, L. Piston-mode pMUT with mass load / L. Wang, J. Zhou, W. Zhu [et al.] // *IEEE Journal of the Electron Devices Society*. – 2022. – Vol. 10. – P. 235–244.
65. Percin, G. Micromachined two-dimensional array piezoelectrically actuated transducers / G. Percin, A. Atalar, D. F. Levent [et al.] // *Applied Physics Letters*. – 1998. – Vol. 72. – P. 1397-1399.
66. Baborowski, J. Microfabrication of piezoelectric MEMS / J. Baborowski // *Journal of Electroceramics*. – 2004. – Vol. 12. – P. 33-51.
67. Herrera-Maya, A.L. Electromechanical analysis of a piezoresistive pressure microsensor for low-pressure biomedical applications / A.L. Herrera-Maya, S.- B.S. Cruz, F. Lopez-Huerta [et al.] // *Revista Mexicana de Fisica*. – 2009. – Vol. 55. – No. 1. – P. 14-24.
68. Muralt P. Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers based on PZT thin films / P. Muralt, N. Ledermann, J. Paborowski [et al.] // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. – 2005. – Vol. 52. – No. 12. – P. 2276-2288.
69. Arora, A. Zinc oxide thin film-based MEMS acoustic sensor with tunnel for pressure compensation / A. Arora, A. Arora, V.K. Dwivedi [et al.] // *Sensors and Actuators A Physical*. – 2008. – Vol. 141. – No. 2. – P. 256-261.
70. Shevchenko, S. Yu. Comparison of AlN vs. SiO₂/LiNbO₃ membranes as sensitive elements for the SAW-based acceleration measurement: overcoming the anisotropy effects / S. Yu. Shevchenko, D. A. Mikhailenko, O. A. Markelov // *Sensors*. – 2020. – Vol. 20. – No. 2.– 46.
71. Polcawich, R. G. Design and fabrication of a lead zirconate titanate (PZT) thin film acoustic sensor / R. G. Polcawich, M. Scanlon, J. Pulskamp [et al.] // *Integrated Ferroelectrics*. – 2003. – Vol. 54. – No. 1. – P. 595-606.

72. Lu, R. A piezoelectric micromachined ultrasonic transducer using thin-film lithium niobate / R. Lu, M. Breen, A. E. Hassanien [et al.] // *Journal of Microelectromechanical Systems*. – 2020. – Vol. 29. – No. 6. – P. 1412-1414.
73. Bormanis, K. Dielectric and acoustic properties of modified barium titanate ceramics / K. Bormanis, A. Kalvane, A. I. Burkhanov [et al.] // *Ferroelectrics*. – 2019. – Vol. 538. – No. 1. – P. 12-19.
74. Birjjs, Y. Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers (PMUTs): performance metrics, advancements, and applications / Y. Birjjs, S. Swaminathan, H. Nazemi [et al.] // *Sensors*. – 2022. – Vol. 22. – No. 23. – 9151.
75. Feng, G.-H. Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers with a cost-effective bottom-up fabrication scheme for millimeter-scale range finding / G.-H. Feng, H.-J. Liu // *Sensors*. – 2019. – Vol. 19. – No. 21. – 4696.
76. Kusano, Y. Effects of DC bias tuning on air-coupled PZT piezoelectric micromachined ultrasonic transducers / Y. Kusano, Q. Wang, G.-L. Luo [et al.] // *Journal of Microelectromechanical Systems*. – 2018. – Vol. 27. – No. 2. – P. 296-304.
77. Ji, M. Bimorph dual-electrode ScAlN PMUT with two terminal connections / M. Ji, H. Yang, Y. Zhou [et al.] // *Micromachines*. – 2022. – Vol. 13. – No. 12. – 2260.
78. Meijs, S. Diamond/porous titanium nitride electrodes with superior electrochemical performance for neural interfacing / S. Meijs, M. McDonald, S. Sorensen [et al.] // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2018. – Vol. 6. – 171.
79. Li, J. Design and fabrication of piezoelectric micromachined ultrasound transducer (pMUT) with partially-etched ZnO film / J. Li, W. Ren, G. Fan [et al.] // *Sensors*. – 2017. – Vol. 17. – No. 6. – 1381.
80. Yaacob, M. I. H. Modeling of circular piezoelectric micro ultrasonic transducer using $\text{CuAl}_{10}\text{Ni}_5\text{Fe}_4$ on ZnO film for sonar applications / M. I. H. Yaacob, M. R. Arshad, A. Abd. Manaf // *Physical Acoustics*. – 2011. – Vol. 57. – P.151-158.

81. Матяш, И.Е. Остаточные напряжения в кремнии и их эволюция при температурной обработке и облучении/ И.Е. Матяш, И.А. Минайлова, Б.К. Сердега [и др.] // Физика и техника полупроводников. – 2017. – Т. 51. № 9. – С. 1155-1159.
82. Децибелы / Е.А. Зельдин. – М.: Энергия, 1972. – 56 с.
83. Anh, T. Mechanical structural design of a piezoresistive pressure sensor for low-pressure measurement: a computational analysis by increases in the sensor sensitivity / T. Anh, Z. Xianmin, Z. Benliang // Sensors. – 2018. – Vol. 18. – No. 7. – 2023.
84. Ермолов, И.Н. Расчеты в ультразвуковой дефектоскопии/ И.Н. Ермолов, А.Х. Вopilкин. В.Г. Бадалян. – М: НЦП НК «ЭХО+», 2014. – 109 с.
85. Vyas, S. A short review on properties and applications of zinc oxide based thin films and devices / S. Vyas // Johnson Matthey Technology Review. – 2020. – Vol. 64. – No. 2. – P. 202-218.
86. Интегрированные технологии функциональных микро- и наноструктур: монография / под ред. Достанко, А. П. – Минск: Бестпринт, 2013. – 165 с.
87. Shen, Y.G. Effect of deposition conditions on mechanical stresses and microstructure of sputter-deposited molybdenum and reactively sputter-deposited molybdenum nitride films / Y.G. Shen // Materials Science and Engineering. – 2003. – Vol. 359. – No. 1-2. – P. 158-167.
88. Conchon, F. Residual stresses in sputtered ZnO films on (100) Si substrates by XRD / F. Conchon, P.O. Renault, P. Goudeau [et al.] // Materials Research Society Symposium Proceedings. – 2009. – Vol. 1201. – 1201-H05-03.
89. Gusev, E. Yu. Effect of PECVD conditions on mechanical stress of silicon films / E. Yu. Gusev, J.Y. Jityaeva, O.A. Ageev // Materials Physics and Mechanics. – 2018. – Vol. 37. – No. 1. – P. 67-72.
90. Кильчицкая, М. В. Моделирование технологического процесса термического окисления кремния в пакете программ ISE TCAD / М. В.

Кильчицкая, М.Ю. Некрасова // Современные материалы, техника и технологии. –2016. – №4 (7). – С. 95-100.

91. Малохатко, С. В. Проектирование и формирование кремниевых мембран для акустических датчиков / Малохатко С. В., Гусев Е. Ю., Житяева Ю. Ю. // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2019. – №6(208). – С. 53-61.

92. Franssila, S. Introduction to microfabrication / S. Franssila // Chichester. – 2010. – 508 p.

93. Малохатко, С. В. Исследование маскирующих свойств пленок оксида кремния для создания кремниевых мембран методом жидкостного травления / Малохатко С. В., Гусев Е. Ю. // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2020. – №6(216). – С. 196-203.

94. Lu, H. Two-layer microstructures fabricated by one-step anisotropic wet etching of Si in KOH solution / H. Lu, H. Zhang, M. Jin [et al.] // Micromachines. – 2016. – V. 7. – No. 2. – 19.

95. Jing, D. Low-reflective surface texturing for large area multicrystalline silicon using NaOH-NaClO solution / D. Jing, H. Shi-Hua // Surface Engineering and Applied Electrochemistry. – 2014. – Vol. 50. – No. 1. – P. 28–32.

96. Seidel, H. Anisotropic etching of crystalline silicon in alkaline solutions. I. Orientation dependence and behavior of passivation layers / H. Seidel, L. Csepregi, A. Heuberger [et al.] // Journal of The Electrochemical Society. – 1990. – V. 137. – No. 11. – P. 3612 - 3625.

97. Seidel, H. Anisotropic etching of crystalline silicon in alkaline solutions. II. Influence of dopants. / H. Seidel, L. Csepregi, A. Heuberger [et al.] // Journal of The Electrochemical Society. – 1990. – V. 137. – No. 11. – P. 3626 - 3632.

98. Малохатко, С. В. Исследование температурно-концентрационных режимов анизотропного жидкостного травления монокристаллического кремния / Малохатко С. В., Бакшевников Д. А., Гусев Е. Ю. // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2021. – №3(220). – С. 128-134.

99. Stoney, G. G. The tension of metallic films deposited by electrolysis / G. G. Stoney // Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences. – 1909. – V. 82. – No. 553. – P.172–175.

100. Romashko, R.V. Fiber-optic vector acoustic receiver based on adaptive holographic interferometer / R. V. Romashko, D. V. Storozhenko, M. N. Bezruk [et al.] // Laser Physics. – 2022. – V. 32. – No. 2. – 025101.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Документы о внедрении и использовании результатов работы

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ

№ 217945

Многочастотная матрица ультразвуковых преобразователей

Патентообладатель: *Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Южный федеральный университет" (RU)*

Авторы: *Малохатко Софья Владимировна (RU), Гусев Евгений Юрьевич (RU), Агеев Олег Алексеевич (RU)*

Заявка № 2023107060

Приоритет полезной модели 24 марта 2023 г.

Дата государственной регистрации в Государственном реестре полезных моделей Российской Федерации 25 апреля 2023 г.

Срок действия исключительного права на полезную модель истекает 24 марта 2033 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности

ДОКУМЕНТ ПОДПИСАН ЭЛЕКТРОННОЙ ПОДПИСЬЮ
Сертификат: 68b80077e14e40f0a94eabd24145d5c7
Владелец: **Зубов Юрий Сергеевич**
Действителен с 20.05.2022 по 26.05.2023

Ю.С. Зубов





УТВЕРЖДАЮ

Директор Института нанотехнологий,
электроники и приборостроения ЮФУ

А.А. Федотов

2023 г.

АКТ

**Об использовании результатов диссертационной работы Малохатко С.В.
на тему «Исследование и разработка матричных пьезоэлектрических
микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров»
в научно-исследовательских работах
кафедры Нанотехнологий и микросистемной техники
Института нанотехнологий, электроники и приборостроения
Южного федерального университета**

Мы, нижеподписавшиеся, зам. директора ИНЭП по научной работе, к.т.н., доцент Солодовник М.С. и зав. каф. НТ МСТ, к.т.н., доцент Коломийцев А.С. составили настоящий акт о том, что в научно-исследовательской работе №РФФИ/20-63-ЭП в период с 2020 г. по 2022 г. использованы следующие результаты диссертационной работы:

- закономерности влияния физико-механических параметров материалов и конструктивных параметров мембран на функциональные параметры матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров;
- закономерности влияния технологических режимов формирования на параметры материалов и функциональные параметры мембран;
- технологический маршрут изготовления матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров.

Зам. Директора ИНЭП по научной работе
к.т.н., доцент

М.С. Солодовник

Зав. кафедрой НТМСТ,
к.т.н., доцент

А.С. Коломийцев

УТВЕРЖДАЮ

Директор института нанотехнологий,
электроники и приборостроения ЮФУ

А.А. Федотов

2023 г.



АКТ

**о внедрении результатов, полученных в диссертационной работе Малохатко С.В.,
в учебный процесс кафедры Нанотехнологий и микросистемной техники
Южного федерального университета**

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Малохатко Софьи Владимировны «Исследование и разработка матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических ультразвуковых сенсоров» внедрены в учебный процесс кафедры Нанотехнологий и микросистемной техники (НТ МСТ) ЮФУ.

Разработанный способ проектирования мембранных матричных пьезоэлектрических микроэлектромеханических, а также результаты исследований влияния защитных свойств плёнок оксида кремния, концентрации и температуры щелочных растворов на морфологию поверхности кремниевых мембран, были использованы при подготовке ряда лекционных и практических занятий, а также лабораторных работ в лаборатории плазменных нанотехнологий.

Результаты диссертационной работы Малохатко С.В. внедрены в учебный процесс кафедры НТ МСТ при чтении курсов лекций по дисциплинам «Микро- и нанотехнологии», «Специальные разделы нанотехнологии. Микроэлектромеханические системы», «Процессы микро- и нанотехнологии», что позволило повысить уровень подготовки студентов по направлениям подготовки 28.03.02 «Наноинженерия» и 28.04.01 «Нанотехнологии и микросистемная техника», а также были использованы при выполнении выпускных квалификационных работ.

Председатель учебно-методического
Совета ИНЭП,
к.т.н., доцент

Т.В. Шушкевич

Зав. кафедрой НТМСТ,
к.т.н., доцент

А.С. Коломийцев