Всероссийский конкурс научно-исследовательских работ студентов вузов в области нанотехнологий и наноматериалов

Раздел конкурса

Нанобиотехнологии

(название научного раздела конкурса по приказу Федерального агентства по образованию)

ВУЗ	МГТУ имени Н.Э. Баумана				
	(название вуза)				
Факультет	Информатика и системы управления (ИУ)				
	(название факультета)				
Kadauna	Проектирование и технология производства электронной				
Кафедра	аппаратуры (ИУ4)				
	(название кафедры)				

<u>Флюидные беспоршневые МЭМС для</u> направленной доставки лекарств

Выполнил:			
Студент	(Денисов А.А)
Научный руководитель	(Шахнов В.А.)

АННОТАЦИЯ

Работа посвящена исследованию и разработке новых конструктивных реализаций микросистем доставки лекарств. Основное внимание уделено проблеме проектирования, моделирования и изготовления главного модуля таких систем – микронасоса. Разработана конструкция микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией, в наибольшей степени удовлетворяющая заданным требованиям и режимам работы. Разработаны математические модели, описывающие основные физические процессы, протекающие в микронасосе. Разработан технологический процесс изготовления тестовых структур микронасоса с целью проведения экспериментальных исследований. Дана постановка задачи проведения исследований тестовых структур микронасоса и сравнение результатов с результатами математического моделирования.

The project is aimed at designing, modeling, fabrication and characterization of the main part of a pistonless drug delivery system – micropump. The reciprocating displacement micropump with bimetallic actuation is chosen as the most appropriate to the specifications and operating conditions. Under consideration are selection and justification of the technology for the micropump, design and analysis of geometrical parameters having critical influence on micropump behavior, development of mathematical models aimed at investigation of the device behavior and its operating cycles, development and optimization of process flow for device fabrication, characterization of the fabricated device and comparison of the results obtained with the result of mathematical modeling.

Ce projet est consacré à la construction, modélisation et fabrication et éducation de partie principale d'une système de livraison des médicaments sans piston – micropompe. Le déplacement alternatif de micropompe avec acquittement bimétallique était choisi car il satisfait les conditions générales et opératoires. L'étude contient le choix et justification de micropompe, les paramètres de décision sont la géométrie et la construction qui influencent beaucoup sur la micropompe comportement, le développement des modèles mathématiques ont le but pour chercher mécanisme comportement et ses cycles opératoires, le développement et l'optimisation du courant pour la fabrication, le caractérisation du le mécanisme fabriqués en plus le comparaison des résultats obtenus avec le résultat de la modélisation mathématique.

Questo progetto ha come scopo il design, la modellizzazione, fa fabbricazione e la caratterizzazione di una micropompa, la parte principale di un sistema di somministrazione di medicinali senza pistone. Una micropompa basata su tecnologia di spostamento reciproco e attuazione bimetallica è stata scelta come la più appropriata per soddisfare le specifiche nelle particolari condizioni operative richieste. Vengono considerati: la selezione e la motivazione della tecnologia della micropompa, il design e l'analisi di parametri geometrici che hanno un'influenza determinante sul comportamento della micropompa, lo sviluppo di modelli matematici con lo scopo di investigare il comportamento del dispositivo e i suoi cicli operativi, lo sviluppo e l'ottimizzazione del processo per la fabbricazione del dispositivo, la caratterizzazione dello stesso e un confronto dei risultati ottenuti nel modello con i dati sperimentali.

СОДЕРЖАНИЕ

СПИСОК УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ И ТЕРМИНОВ	5
ВВЕДЕНИЕ	6
1. МЕТОДЫ И СРЕДСТВА РЕАЛИЗАЦИИ МИКРОФЛЮИДНЫХ СИСТЕМ ДОСТАВКИ	[
ЛЕКАРСТВ	9
1.1. Обзор рынка микрофлюидных систем	9
1.1.1. Мировой рынок	9
1.1.2. Рынок живых систем	9
1.1.3. Рынок медицинских устройств	. 10
1.1.4. Рынок систем доставки лекарств	. 12
1.2. Архитектура и состав систем лоставки лекарств	13
1 2 1 Анализ конструктивных реализаций микронасосов	13
1.2.2. Принципы работы и технологии изготовления микронасосов возвратно-	
поступательного лвижения	15
1 2 2 1 Микронасосы с электростатической актюашией	16
1222 Микронасосы с пьезоэлектрической актюацией	17
1 2 2 3 Микронасосы с внешней пневматической актюацией	17
1 2 2 4 Микронасосы с термпопневматической актюацией	18
1.2.2.4. Микропасосы с термпонневмати теской актюацией	10
1.2.2.5. Микропасосы с биметаллической актюацией	10
изправновка задачи разраобтки осспоршновой системы	10
1.2.1. Троборония к микроновори	· 19 20
1.3.2. Требования к можилах удровности и питочила	. 20
1.2.2. Требования к модулям управления и питания	. 21
1.4. Обезиорочно выболо учительного возплотие и стоимости	. 21
1.4. Обоснование выбора микронасоса возвратно-поступательного движения с	01
оиметаллической актюацией	. 21
1.4.1. Выоор технологии	. 21
1.4.2. Конструктивная реализация микронасоса и принципы работы	. 22
Выводы по главе	. 24
2. МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ МИКРОНАСОСОВ С БИМЕТАЛЛИЧЕСКОЙ	25
АКТЮАЦИЕИ	. 23
2.1. Биметаллическая актюация	. 25
2.1.1. Изгиб равномерно нагретой биметаллической структуры	. 25
2.1.2. Плотность тока, джоулев нагрев и потребляемая мощность	. 27
2.1.3. Скорость потока жидкости в микронасосе	. 28
2.2. Моделирование методом конечных элементов	. 30
2.2.1. Сущность и основные достоинства метода	. 30
2.2.2. Постановка задачи	. 32
2.2.3. Проблема эффективного разбиения модели на конечные элементы	. 33
2.3. Моделирование термомеханических процессов	. 35
2.3.1. Проверка упрощенной математической модели биметаллической актюации	. 35
2.3.2. Построение МКЭ-модели микронасоса	. 36
2.3.3. Изучение поведения структуры Si-Al	. 38
2.3.4. Изучение поведения структуры SiO ₂ -PolySi-SiO ₂ -Al	. 38
2.3.4.1. Зависимость изгиба мембраны от толщины кольца Al	. 39
2.3.4.2. Зависимость изгиба мембраны от ширины кольца Al	. 39
2.3.4.3. Зависимость изгиба мембраны от относительного положения кольца Al	. 40
2.3.4.4. Зависимость изгиба мембраны от ширины нагреваемой области	. 41
2.3.4.5. Зависимость изгиба мембраны от относительного положения нагреваемой	
области	. 42

2.3.4.6. Зависимость изгиба мембраны от размера мембраны	. 43
2.4. Моделирование электромеханических процессов	. 44
2.5. Моделирование поведения жидкости	. 46
2.5.1. Моделирование хода выпрыскивания жидкости в микронасосе	. 46
2.5.1.1. Закрытая камера микронасоса	. 48
2.5.1.2. Открытая камера микронасоса	. 49
2.5.2. Моделирование выходного потока жидкости методом вычислительной	
гидродинамики	. 51
2.5.2.1. Постановка задачи	. 51
2.5.2.2. Описание программного комплекса ANSYS CFX	. 52
2.5.2.3. Анализ объемного расхода микронасоса	. 54
2.5.2.4. Анализ стабильности выходного потока жидкости	. 55
Выводы по главе	. 57
3. РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МИКРОНАСО	CA
С БИМЕТАЛЛИЧЕСКОЙ АТКЮАЦИЕЙ	. 59
3.1. Технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса	. 59
3.2. Проектирование топологии верхней подложки микронасоса	. 61
3.2.1. Топологическое планирование	. 61
3.2.2. Проблема прозрачности фотошаблонов	. 63
3.2.3. Датчики и структуры для контроля качества технологического процесса	. 63
Выводы по главе	. 65
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	. 66
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	. 69
ПРИЛОЖЕНИЕ П1. ВАРИАНТЫ КОНСТРУКТИВНЫХ РЕАЛИЗАЦИЙ	
МИКРОНАСОСА	. 71
ПРИЛОЖЕНИЕ П2. СВОЙСТВА МАТЕРИАЛОВ	. 73
ПРИЛОЖЕНИЕ ПЗ. ЛИСТИНГ КОДА ДЛЯ МКЭ-МОДЕЛИРОВАНИЯ	. 74
ПРИЛОЖЕНИЕ П4. ТОПОЛОГИЯ 100-ММ ПОДЛОЖКИ	. 81
ПРИЛОЖЕНИЕ П5. ФОТОШАБЛОНЫ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВЕРХНЕЙ ПОДЛОЖКИ	
МИКРОНАСОСА	. 82
ПРИЛОЖЕНИЕ П6. ОЦЕНКА СТОИМОСТИ КОНЕЧНОГО ПРОДУКТА	. 86

СПИСОК УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ И ТЕРМИНОВ

BNP	_	B-type Natriuretic Peptide – натрийуретик пептид В-типа (белочный гормон)
CAD	_	Computer-Aided Design – система автоматизированного проектирования
CFD	_	Computational Fluid Dynamics – вычислительная гидродинамика
CMP	_	Chemical-Mechanical Polishing – химико-механическая полировка
CVD	_	Chemical Vapor Deposition – осаждение из паровой фазы
DRIE	_	Deep Reactive Ion Etching – глубокое реактивное ионное травление
EDA	_	Electronic Design Automation – автоматизированное проектирование электронных средств
FEA	_	Finite Element Analysis – анализ методом конечных элементов
FSI	_	Fluid-Structure Interaction – взаимодействие «жидкость – конструкция»
HTS	_	High Throughput Screening – высокоэффективный скрининг
MEMS	_	Micro-Electro-Mechanical Systems – микроэлектромеханические системы
MOEMS	_	Micro Opto-Electro-Mechanical Systems – микрооптоэлектромеханические системы
PDMS	_	Polydimethylsiloxane – полидиметилсилоксан (полимер)
PECVD	_	Plasma Enhanced CVD – осаждение из паровой фазы, стимулируемое плазмой
POC	_	Point-Of-Care – диагностика, выполняемая непосредственно там, где находится пациент (т.е. без необходимости посещения мед. учреждений)
SOI	-	Silicon-On-Insulator – кремний на изоляторе
TLM	_	Transmission Line Measurement – метод определения контактного сопротивления
КМОП	_	Комплементарный металл-окисел-полупроводник
КТР	_	коэффициент температурного расширения
МКЭ	_	Метод конечных элементов
МЭМС	_	Микроэлектромеханические системы
НЭМС	_	Наноэлектромеханические системы
ПО	_	Программное обеспечение
САПР	-	Система автоматизированного проектирования
ТΠ	_	Технологический процесс

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Предметом исследований является создание новых конструкций микронасосов, являющихся основными узлами современных микрофлюидных систем доставки лекарств.

Микрофлюидика – междисциплинарная наука, описывающая поведение малых (порядка микро и нанолитра) объемов и потоков жидкостей. Микрофлюидика находится на стыке физики, гидравлики, динамики, химии, биологии и инженерных знаний.

Впервые идея выделения небольшого количества жидкости с высокой точностью была сформулирована в ранних 1950-х гг., когда только зарождались основы современных технологий струйной печати. Тем не менее, до 1980-х гг. микрофлюидика была, в основном, академической наукой, занимающейся больше проблемами миниатюризации традиционных технологий, чем использованием новых принципов, характерных для микро- и наномасштабов. В течение последних десяти лет тенденции в проектировании начали смещаться в сторону интенсивного использования рабочих принципов и феноменов микрофлюидики, которые не были доступны ранее только благодаря масштабированию традиционных концепций.

На сегодняшний день возможности и преимущества микроминиатюризации становятся все более очевидными, позволяя не только интегрировать МЭМС устройства в человеческое тело, но также контролировать сверхмалые объемы жидкости с очень высокой точностью. Биосовместимость, высокая стабильность и надежность, воспроизводимость, низкое потребление энергии, чувствительность к оптическим и электрическим сигналам, возможность интеграции, точный контроль, малый размер, возможность взаимодействия с жидкостями – всё это только некоторые из преимуществ, предлагаемых МЭМС биомедицинской отрасли. МЭМС биомедицинского назначения способствуют созданию не только новых медицинских приборов для контроля биологических параметров в человеческом организме (диагностика), но и приборов, направленных на улучшение методов лечения человеческого организма, способствуя повышению его эффективности и своевременности и снижая степень дискомфорта (терапевтика).

Системы доставки лекарств относятся к таким устройствам. Позволяя проводить безболезненные операции и диагностику, обладая высокоточной системой дозировки и впрыскивания лекарства, малыми размерами и низкой стоимостью, данные устройства являются крайне привлекательными для современной терапевтической отрасли. С увеличением со стороны биомедицинской отрасли спроса на системы, способные управлять сверхмалыми объемами жидкости, в значительной степени возрастает важность главного компонента таких систем – микронасосов, что подчеркивает актуальность выбранной темы настоящей работы – разработку микронасоса для систем направленной доставки лекарств.

Большой вклад в становление отрасли микрофлюидных МЭМС для доставки лекарств был внесен американскими учеными М. Герстелем (*M. Gerstel*) и В. Плейсом (*V. Place*), предложившими в 1976 г. концепцию микроигл для доставки лекарств (американский патент № 3964482). Первые микронасосы для систем доставки лекарств были предложены учеными Ж. Смитсом (*J. Smits*) и Х. Ван Линтелем (*H. Van Lintel*) в начале 1980-х гг. Следует также отметить работы группы американских ученых под руководством проф. А. Писано (*A. Pisano*) из Калифорнийского университета в Беркли и групп японских ученых под руководством проф. Фуджиты (*Fujita*), К. Чуна (*K. Chun*) и К. Оки (*K. Oka*) из университета Токио, посвященные вопросам разработки и применения микроигл в системах доставки лекарств.

Фундаментальные основы поведения биметаллических структур были заложены американским ученым, выходцем из Советского Союза, С. Тимошенко в работе «Анализ биметаллических термостатов» (1925 г.), а первый микронасос, основанный на данном типе

актюации был описан в работе Х. Джермана (*H. Jerman*) «Мембранные микровентили с электрической актюацией» (1990 г.). Следует также отметить работы Дж. Панга (*J. Pang*) "Изучение одночиповой интегрированной микрофлюидной системы" (1998 г.) и К. Жу (*Q. Zou*), Ю. Шридара (*U. Sridhar*) и Р. Линя (*R. Lin*) «Изучение биметаллических микроактюаторов» (1999 г.).

Вопросам обеспечения точности дозировки выпрыскиваемых лекарств, надежности, потребляемой мощности, стоимости и биосовместимости посвящены работы ученых А. Даша (*A. Dash*), Дж. Пикапа (*J. Pickup*), Д. Аллена (*D. Allen*), М. Сефтона (*M. Sefton*) и др.

В настоящее время многие ученые работают над реализацией идеи одноразовых систем доставки лекарств, т.е. таких, которые было бы просто физически невозможно использовать дважды. Некоторые изобретатели уже достигли определенных успехов и даже получили на них патенты, однако действительно надежное и экономичное решение этой задачи отсутствует. Еще одно направление инноваций – снижение болезненности уколов, характерное для традиционных систем доставки лекарств.

Необходимость разработки одноразовой системы доставки лекарств, обладающей биосовместимостью, высокой стабильностью и надежностью, воспроизводимостью, низким потреблением энергии, возможностью интеграции, точным контролем и малым размером, потребовала разработки новой конструкции микронасоса и его механизма актюации, а также оптимизации технологического процесса его изготовления.

Цель работы: разработка микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией для одноразовой системы направленной доставки лекарств.

Решаемые задачи: Для достижения поставленной цели в работе решены следующие задачи:

- 1. Проведена классификация и анализ конструктивных реализаций микронасосов для систем направленной доставки лекарств.
- 2. Исследованы модели микронасосов на базе биметаллической актюации.
- 3. Разработаны требования к материалам, используемым в микронасосе, для достижения заданных параметров.
- 4. Проведена разработка микронасоса на базе биметаллической актюации для одноразовой беспоршневой системы направленной доставки лекарств.
- 5. Исследовано поведение жидкости в микронасосе.
- 6. Разработаны требования к оборудованию, необходимому для создания микронасоса, и технологический процесс изготовления микронасоса.
- 7. Поставлена задача проведения экспериментальных исследований микронасоса на базе биметаллической актюации.

Методы исследования

При решении поставленных задач в работе использован математический аппарат теории упругости, микродинамики жидкостей, физики твердого тела, систем автоматического управления, технологий ионного легирования, ионного реактивного травления и осаждения из газовой фазы.

Научная новизна работы состоит в следующем:

- 1. разработаны математические модели микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией для систем направленной доставки лекарств;
- 2. предложена новая конструкционная схема реализации микронасоса возвратнопоступательного движения на основе биметаллической мембраны *Si-Al*;
- разработан основной механизм приведения в движение мембраны интегрированные резистивные кольца, нагревающиеся и передающие тепло биметаллической мембране под действием приложенного напряжения, обладающие возможностью оптимизации геометрии с целью достижения оптимальных параметров актюации;

- 4. предложено использование слоев окисла кремния (*SiO*₂) с двух сторон биметаллической мембраны, направленных на защиту жидкости от повышенной температуры мембраны и электрическую изоляцию интегрированных резистивных колец.
- 5. разработана специальная кольцевая структура перед выходным отверстием микронасоса, предназначенная для стабилизации параметров выходного потока жидкости.
- 6. оптимизирован технологический процесс создания микронасоса на базе биметаллической актюации, основанный на применении газового реактивного травления, отличающийся значительным сокращением числа необходимых фотошаблонов и применением уникальных тестовых структур для контроля качества.

Достоверность полученных научных результатов, выводов и рекомендаций работы подтверждена результатами численного моделирования на математических моделях и экспериментальными исследованиями полученных образцов микронасосов возвратнопоступательного движения с биметаллической актюацией для систем направленной доставки биметаллической лекарств. Применение актюации в микронасосе, также а усовершенствование ee конструктивной реализации позволили достичь скорости выпрыскивания лекарства до 100 мл/мин и перепада давления до 120 КПа, сохраняя при этом рабочую частоту до 10 Ги, управляющее напряжение 5 В и сравнительно малый размер устройства (до 20 *мм³*).

Практическая ценность работы состоит в том, что создаваемые микронасосы на базе биметаллической актюации позволяют достичь скорости выпрыскивания лекарства до 100 mn/muh, сохраняя при этом рабочие характеристики в допустимых для биомедицинских применений пределах (рабочая частоту до 10 Γu , управляющее напряжение 5 *B*, размер устройства до 20 mm^3), значительно упростить технологический процесс создания микронасосов и систем доставки лекарств на их основе, а также снизить их стоимость. Уникальная конструкция микронасоса обеспечивает повышение надежности из-за отсутствия сложных механизмов актюации, а также применения уникальных тестовых структур для контроля качества технологического процесса. Реализованные в предлагаемом решении ноу-хау позволяют менять такие параметры доставки лекарств, как скорость выпрыскивания и дозировка в широких пределах путем незначительного изменения геометрии управляющих элементов, что в конечном итоге позволяет использовать данное решение для широкого круга биомедицинских задач.

Апробация работы

Результаты работы апробированы на следующих научных конференциях, конкурсах и программах: программа стипендий Президента Российской Федерации для обучения за рубежом (Москва, 2006 г.); 11-ая Молодежная научно-техническая конференция «Наукоемкие технологии и интеллектуальные системы 2006» (Москва, 2009 г.); 1-я международная научная школа «Нано2009. Наноматериалы и нанотехнологии в живых системах» (Московская обл., Красновидово, 2009 г.).

Структура и объем работы

Работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованных источников, приложений. Общий объем работы 87 страниц, включая 77 рисунков, 10 таблиц, список использованных источников и 6 приложений. Библиография содержит 39 наименований, из них 28 из иностранных источников.

1. МЕТОДЫ И СРЕДСТВА РЕАЛИЗАЦИИ МИКРОФЛЮИДНЫХ СИСТЕМ ДОСТАВКИ ЛЕКАРСТВ

1.1. Обзор рынка микрофлюидных систем

1.1.1. Мировой рынок

На сегодняшний день общий годовой доход производителей микрофлюидных систем преодолел барьер в 15 млрд. долл. с годовым показателем роста 20% [1]. Сформировавшиеся и только развивающиеся рынки микрофлюидных технологий включают в себя технологии струйной печати; живые системы (науки о жизни, включая биологию, биохимию, иммунологию, генетику, физиологию, экологию); промышленные дозаторы (для агропромышленного комплекса); технологию промышленной автоматизации (системы управления, характеризующиеся низким потреблением энергии, временем срабатывания и стоимостью): химическую технологию (производство химических реактивов в микрореакторах) и системы энергоснабжения (топливные элементы, камеры сгорания, системы переработки топлива, жидкостные реактивные микродвигатели).

В то время как рынок технологий струйной печати характеризуется наибольшим объемом (10 млрд. долл. [1]), рынок живых систем обладает наибольшим потенциалом роста благодаря огромному спросу со стороны промышленности.

1.1.2. Рынок живых систем

На рис. 1.1.1 представлено деление рынка живых систем (наук о жизни).

Существует 4 основных сегмента рынка живых систем: разработка новых лекарств, биотехнология, экология и медицина.

Биотехнологии играют ключевую роль на данном рынке и тесно переплетаются с другими Таким направлениями. образом. сложно дать четкое различие между биотехнологий секторами И соответствующих микрофлюидных систем, относящихся к различным областям применения: медицине, доставке лекарств или экологии. Одним из способов упорядочения может быть разделение, основанное анализируемом объекте на (медицина: кровь, моча, слюна





и т.д.; разработка новых лекарств: синтез сложных химических соединений; биотехнологии: клеточные культуры и экстракты; экология: природа, сельское хозяйство, пища, инфраструктура).

В табл. 1.1.1 представлены макроэкономические показатели рынка живых систем [1].

В ближайшие 5 лет ожидается рост рынка на 20-30% [1]. На рис. 1.1.2 представлены микрофлюидные системы и место, которое они занимают на рынке, в зависимости от востребованности и соответствующих рисков коммерциализации.

Наиболее востребованные и перспективные системы располагаются по внешнему периметру диаграммы. Как видно из рис. 1.1.2 насосы для доставки лекарств занимают

особое положение на рынке, обладают высокой востребованностью и потенциалом коммерциализации, а также относятся к перспективным рынкам микрофлюидики.

Рынс	ок живых систем	Оборот рынка микрофлюидики (на 2002 г.)
Разработка	Микродозаторы и микроматрицы	100 млн. €
лекарств	Инструменты аналитической химии	80 млн. €
Медицина	РОС-диагностика	155 млн. €
	Клинический биологический анализ	150 млн. €
Химическая и биологическая защита / охрана окружащей среды		25 млн. €
	Итого	510 млн. €





Рис. 1.1.2. Востребованность микрофлюидных систем и соответствующие риски

1.1.3. Рынок медицинских устройств

Рынок медицинских устройств является крайне консервативным. Жесткие правила и системы регулирования, а также высокая чувствительность покупательского спроса и этические соображения обычно приводят к кратковременному успеху новых разработок. Тем не менее, медицинское оборудование является одним из главных целевых рынков микрофлюидных технологий. Существует два основных направления в данной области: диагностика (табл. 1.1.2) и терапевтика (табл. 1.1.3) [1].

Рынок диагностики характеризуется сильной конкуренцией со стороны традиционных технологий, которые в настоящий момент высокоразвиты и обладают низкой стоимостью, из-за чего микрофлюидным технологиям крайне сложно продвигаться на данном рынке.

Медицина – Диагностика					
Описание рынка	К медицинской диагностике относится обнаружение различных веществ в организме человека или животных. Компании, занимающиеся проведением диагностики, являются поставщиками лабораторного оборудования и товарами одноразового использования. Приборы для проведения диагностики внутри организма и выполнения комплексных задач всё ещё находятся в разработке.				
Размер рынка на 2001 г.	23.8 млрд. € Источник: <i>Roche Diagnostics</i>				
Основные игроки	 Abbott Bayer Beckman Coulter Becton Dickinson BioMérieux Boche Diagnostics 				
Особенности рынка	 Высокое давление со стороны регулирующих организаций 10 главных производителей занимают 82% рынка Рынок <i>Point-Of-Care (POC)</i> диагностики является основным растущим сегментом Биологический и химический контроль за состоянием солдат является важной областью применения данной технологии. 				

Табл. 1.1.2. Макроэкономическое описание: медицинская диагностика

Поэтому существует несколько тенденций, способствующих освоению микрофлюидными технологиями новых рынков:

- обеспечение непревзойденных параметров микрофлюидных систем (значительно увеличенная точность или специфичность);
- обеспечение высокоинтегрированных устройств *Point-Of-Care*, легко устанавливаемых и управляемых пациентами в домашних условиях;
- уменьшение размеров устройств и времени выполнения тестов, увеличение степени удобства.

Медицина – Терапевтика				
Описание рынка	Терапевтические устройства являются частью медицинских приборов. Они разрабатываются, главным образом, для доставки лекарств путем адаптации технологических инноваций, способствуя повышению эффективности и своевременности и снижая степень дискомфорта.			
Размер рынка	Рынок систем доставки лекарств на 2002 г.: 12 млрд. долл. (источник: Drug Delivery Partnerships) Глобальный рынок медицинских устройств на 2002 г.: 160 млрд. долл. (источник: Eucomed)			
Основные игроки	 Astra Zeneca Baxter International Becton Dickinson Boerhinger Ingelheim Fresenius 	 Guidant Johnson&Johnson Medtronic - Minimed Novo Nordisk Tyco International 		
Особенности рынка	Множество нишевых направлений, каждое из которых занимает небольшую долю рынка. Каждый из продуктов требует особых навыков в области разработки и продвижения на рынок. Системы доставки лекарств: наибольшее проникновение в рынки США и Японии, чем стран Европы.			

Табл. 1.1.3. Макроэкономические описание: медицинская терапевтика

В терапевтике большинство усилий сконцентрировано на разработке и внедрении систем доставки лекарств.

1.1.4. Рынок систем доставки лекарств

Существует две основные концепции построения устройств выпрыскивания лекарств: устройства управления потоком и устройства, основанные на диффузии. Устройства управления потоком обычно используют перепад давления, которой может быть вызван микронаносом или благодаря испарению специальной жидкости, в то время как устройства, основанные на диффузии, работают по принципу микрокапсул, которые доставляют лекарства посредством их проникновения сквозь пористый слой или мембрану.

В табл. 1.1.4 представлена наиболее характерная микрофлюидная продукция, отмечены разнообразные возможности, а также приведены основные игроки на данном рынке [1].

В табл. 1.1.5 представлен один из секторов рынка микрофлюидных систем – микронасосы для доставки лекарств: факторы успеха, требования потребителей, ожидаемые преимущества и основные трудности.

Рынки живых систем	Продукция	Основные игроки	Микрофлюидные функции			
	Микродозаторы и микроматрицы	Amersham, Apogent, Beckham Coulter, Biodot, Gesim, TopSpot, (IMTEK, HSG-IMIT), Horizon Instruments, Perkin Elmer, Qiagen, Tecan, Virtek, Zymark	Выпрыскивание жидкостей в микро- и нанолитровом масштабе			
	HTS-расходные	Aclara	Интеграция капиллярного электрофореза в ячеистые микроструктуры			
	материалы	Applied Biosystems	Ячеистые микр средствами упр	оструктуры с интегрированными авления жидкостью		
Разработка		Agilent/Caliper Bioanalyser 2100	V-noorigi	Разделение электрофорезом		
лекарств	Аналитическое оборудование	Gyros MALDI SP1	У правление жидкостью с помощью различных методов, интегрирован- ных на	Различные процессы приготовления образцов (концентрирование, опреснение, смешивание, кристаллизация)		
		Tecan lab CD ADMET systems		Приготовление образцов методами разделения, лизиса, смешивания, фильтрации, растворения, амплификации для последующего детектирования		
		Biacore	устройства	Детектирование аффинных взаимодействий (протеин-протеин) в контролируемой среде		
		Diagnoswiss	Капиллярные микроканалы для электрофореза для анал антибиограмм			
 Медицина – диагностика <i>in vitro</i> <i>РОС-</i> анализаторы 		 Biosite: тест «Triage BNP» для диагностики заболеваний сердца i-STAT: анализаторы и картриджи для оборудования аналитической химии (анализы крови) 	Управление жи проведения диа	дкостью для подготовки образцов для гностики <i>in vitro</i>		
	Микро- биологические тесты	Steag Micropars / Merlin Diagnosika – титрационные микро- планшеты Lilliput	Автоматическо реакционных яч	е капиллярное заполнение 24-х неек		
Медицина – терапевтика	Ингаляторы	Steag Microparts / Boehringer Ingelheim	Выпрыскивание жидкостей в микро- и нанолитровом масштабе			

Табл. 1.1.4. Примеры микрофлюидной продукции в различных секторах рынка живых систем [1]

Табл. 1.1.5. Рынок микрофлюидных систем – микронасосы для доставки лекарств

Описание сектора	Устройства выпрыскивания и управления жидкостью для доставки лекарств						
Ключевые факторы	Миниатюризация и увеличение точности						
успеха							
	 Устройства с низким потреблением энергии 						
Троборония кононицу	 Надежная и точная дозировка 						
1 реоования консчных потребителей	 Неинвазивные миниатюрные устройства для снижения степени дискомфорта 						
потребителей	 Биосовместимые и безопасные системы 						
	 Требования к стоимости зависят от области применения 						
Преимущества микро-	 Миниатюризация конструкции – неинвазивные устройства с низким потреблением энергии 						
флюидных технологий	 Уменьшение дозирующих устройств – уменьшение рабочих объемов и увеличение точности 						
	 Недостаточно развитая технология 						
Трупности	 Интеграция микрофлюидных компонентов требует больших инвестиций или аутсорсинга 						
прудности	 Ограничения, накладываемые регулирующими органами 						
разработки/реализации	 Недостаток сертифицированных производителей компонентов 						
микрофлюидных	 Технология слишком дорога для POC-диагностики 						
технологии	 Консервативный рынок – требуется поддержка сильных игроков 						
	 Разрыв между наукой и производством (технологии не коммерциализированы) 						

Говоря об основных перспективах развития данного рынка, следует отметить:

- Наиболее характерные терапевтические устройства микронасосы для доставки инсулина. В настоящее время находится в разработке несколько соответствующих технологий для данных насосов. Крупномасштабное производство ожидается в ближайшие 2-5 лет. Данные устройства могут быть имплантируемым или, по крайней мере, портативными / носимыми.
- Высокая стоимость оправданна для высококлассной продукции, особенно для долговременной имплантации.
- Основной фактор развития микрофлюидных систем инновации.
- В будущем микрофлюидика в виде интеллектуальных терапевтических систем займет место на рынке систем диагностики.
- Наибольшие показатели роста ожидаются для устройств контроля и лечения диабета.
- В разработку терапевтических микрофлюидных устройств будут вовлечены крупные фармакологические и диагностические компании.

1.2. Архитектура и состав систем доставки лекарств

Микросистемы доставки лекарств обычно состоят из микронасосов, микросенсоров, микрофлюидных каналов и необходимого набора электронных средств [2].

Работа посвящена проектированию, моделированию, изготовлению и исследованию микронасоса для системы доставки лекарств. Поэтому важным этапом является проведение классификации существующих конструкторско-технологических решений и выбор наиболее подходящей, удовлетворяющей заданным требованиям.

1.2.1. Анализ конструктивных реализаций микронасосов

Наиболее критичными параметрами микронасоса является объемная скорость течения (объемный расход) жидкости, нагнетаемый перепад давления, надежности, потребление энергии и биосовместимость [3]. Для большинства систем доставки лекарств высокие скорости потока не требуются; гораздо более важным является точность дозировки [4]. Потребление энергии, которое, как правило, определяется управляющим напряжением, является одним из основных ограничений в процессе проектирования микросистем доставки лекарств и должно быть минимизировано. Другими важными параметрами являются размер микронасоса и сложность технологического процесса его изготовления, от которых напрямую зависит стоимость всей системы доставки лекарств, а также подход к его использованию и обслуживанию.



Классификация микронасосов представлена на рис. 1.2.1.

Рис. 1.2.1. Классификация микронасосов (на основе [3])

Существует две основные категории микронасосов: микронасосы перемещения и динамические микронасосы. Микронасосы перемещения управляют жидкостью путем перемещения рабочего тела, в то время как динамические постоянно увеличивают энергию жидкости путем увеличения ее момента (центрифужные насосы) или давления (электрогидродинамические и электроосмотические насосы). Микронасосы перемещения можно разделить на возвратно-поступательные (использующие диафрагмы/мембраны или поршни), роторные (использующие такие вращающиеся элементы как зубчатые передачи или лопасти) и апериодические (апериодично накачивающие только ограниченный объем жидкости).

В табл. 1.2.1 и 1.2.2 представлены основные параметры микронасосов перемещения и динамических микронасосов. На основе данных, представленных в [3] и [7]-[10], были проанализированы некоторые важные параметры микронасосов, такие как объемный расход, перепад давления, рабочее напряжение, рабочая частота и общий размер системы. В табл. 1.2.1 и 1.2.2 представлены наиболее характерные значения для различных конфигураций микронасосов, что позволило сделать вывод о целесообразности построения разрабатываемой системы на их основе.

Микронасосы перемещения обладают значительно более широким диапазоном объемного расхода и, как правило, более низким рабочим напряжением. Последний параметр является крайне важным ограничением для систем доставки лекарств (особенно имплантируемых) и должен быть минимизирован насколько это возможно. Поэтому построение разрабатываемой системы на основе динамических микронасосов является нецелесообразным и данные микронасосы далее рассматриваться не будут.

Табл. 1.2.1. Микронасосы перемещения

Конфигурация	Объемный расход (<i>мл/мин</i>)	Перепад давления (КПа)	Рабочее напряжение (<i>B</i>)	Рабочая частота (Гц)	Общий размер системы (<i>м.м³</i>)
Пьезоэлектрические	0.0006-35	0.78-200	20-1200	0.1-6000	120-11800
Термопневматические	0.0045-0.53	0-16	6-20	0.5-400	72-3000
Электростатические	0.16-0.26	~29	~200	300-400	~98
Пневматические	0.00014-3.5	0.17-34.5	н/д	1-16	0.003-0.14
Биметаллические	~100	13-120	~5	3-10	11.4-20
Роторные	0.005-0.19	2.4-100	н/д	н/д	~3000
На основе электросмачивания	~0.07	~0.70	~2.3	~25	н/д

Табл. 1.2.2. Динамические микронасосы

Конфигурация	Объемный расход (<i>мл/мин</i>)	Перепад давления (<i>КПа</i>)	Рабочее напряжение (<i>B</i>)	Рабочая частота (Гц)	Общий размер системы (<i>мм³</i>)
Электро- гидродинамические	0.00012-14	0.25-0.78	40-600	10-640	0.00012-14
Электроосмотические	0.00002-33	0-20000	40-6750	85-9500	0.00002-33
Магнито- гидродинамические	0.018-0.063	0-0.17	н/д	н/д	0.018-0.063

Существует огромное множество микронасосов перемещения, отличающихся в плане производительности, а также по другим параметрам. Анализ различных микронасосов на основе пьезоактюации показывает, что всегда существует необходимость принятия компромиссного решения в вопросах достижения оптимальных параметров (выбор между объемным расходом и перепадом давления [3]). Таким образом, важной задачей является проведение тщательного анализа требований к разрабатываемой системе и режимам ее работы.

Более компактные (по сравнению с пьезоэлектрическими) электростатические микронасосы обеспечивают сравнительно высокую частоту нагнетания жидкости. Термопневматические микронасосы характеризуются низкими значениями объемного расхода и перепада давления, однако крайне просты в изготовлении.

Биметаллические микронасосы обладают умеренной производительностью и характеризуются высокими значениями объемного расхода и генерируемого перепада давления. Данные микронасосы обладают наименьшим рабочим напряжением, что делает их крайне привлекательными для биомедицинского применения.

1.2.2. Принципы работы и технологии изготовления микронасосов возвратнопоступательного движения

Большую часть всех микронасосов составляют микронасосы возвратнопоступательного движения. В данных микронасосах движущимся телом является диафрагма (мембрана), поэтому их иногда называют диафрагменными (мембранными).

Диафрагмы, как правило, изготавливают из кремния, пластика или стекла. На рис. 1.2.2 представлена обобщенная конфигурация диафрагменного микронасоса возвратнопоступательного движения. Все другие конфигурации микронасосов, описанные в данной главе, основаны на данной обобщенной конфигурации, имеют те же составные части и режимы работы.



Рис. 1.2.2. Обобщенная конфигурация диафрагменного микронасоса возвратнопоступательного движения [3] [11]. (а) Поперечное сечение. (б) Ход всасывания и выпрыскивания

Основными частями микронасоса являются: рабочая камера, объем которой управляется мембраной; актюатор, приводящий мембрану в движение и два пассивных обратных клапана – у входного и выходного микроканалов. Входная часть называется частью всасывания, а выходная – частью выпрыскивания. Микронасос на рис. 1.2.2 состоит их 4 слоев, соединенных вместе, однако в зависимости от конкретной реализации возможно использование от 2 до 7 слоев [3].

Посредством приведения мембраны в движение, актюатор изменяет объем рабочей камеры, что проводит к току жидкости внутрь камеры (или наружу). Рабочий цикл состоит из следующих этапов: объем рабочей камеры микронасоса увеличивается, что приводит к поступлению жидкости внутрь через входной обратный клапан (ход всасывания), а затем уменьшается, что приводит к вытеканию жидкости из камеры через выходной клапан (ход выпрыскивания). Входной и выходной обратные клапаны являются однонаправленными, таким образом, жидкость всегда течет из входного канала через камеру в направлении выходного.

1.2.2.1. Микронасосы с электростатической актюацией

На рис. 1.2.3 представлен принцип работы микронасоса с электростатической актюацией.



Рис. 1.2.3. Принцип работы микронасоса с электростатической актюацией [3]

Плоскопараллельные электроды размещаются на поверхности стенок вспомогательной камеры и образуют конденсатор переменной емкости. Под действием приложенного

напряжения электростатические силы, возникающие между данными электродами, заставляют мембрану изгибаться, меняя объем рабочей камеры. Данный цикл представляет собой ход всасывания, в то время как ход выпрыскивания происходит при снятии напряжения. Для предотвращения слипания пластин и короткого замыкания используются диэлектрические покрытия.

1.2.2.2. Микронасосы с пьезоэлектрической актюацией

На рис. 1.2.4 представлен принцип работы микронасоса с пьезоэлектрической актюацией (конфигурация с поперечной деформацией). В данной конфигурации актюатором является пьезоэлектрический диск, расположенный на внешней поверхности мембраны. Под действием приложенного электрического поля изгибающий момент пьезоэлектрического диска заставляет мембрану изгибаться и, таким образом, изменять объем камеры.

Такие свойства пьезоэлектрических материалов, как внутренняя деформация, поляризация, а также величина приложенного внешнего напряжения определяют диапазон отклонения мембраны.



Рис. 1.2.4. Принцип работы микронасоса с пьезоэлектрической актюацией (конфигурация с поперечной деформацией) [3]

На рис. 1.2.5 представлен принцип работы микронасоса с пьезоэлектрической актюацией (конфигурация с продольной деформацией). В данной конфигурации пьезоэлектрический диск заключен между мембраной и твердой рамой. Таким образом, напряженными оказываются обе стороны диска. Как и в случае конфигурации с поперечной деформацией, внешнее электрическое поле прикладывается к диску, продольная деформация которого приводит к изгибу мембраны.



Рис. 1.2.5. Принцип работы микронасоса с пьезоэлектрической актюацией (конфигурация с продольной деформацией) [3]

1.2.2.3. Микронасосы с внешней пневматической актюацией

На рис. 1.2.6 представлен принцип работы микронасоса с внешней пневматической актюацией.

Вспомогательная рабочая камера соединена с внешними клапанами, которые попеременно то нагнетают в нее воздух, то вентилируют, что приводит к изменению ее объема и изгибу мембраны.

Данная конфигурация обладает одним существенным недостатком: актюатор не может быть полностью интегрированным, поскольку требует применения дополнительной внешней

системы клапанов. Это приводит к тому, что изготовление миниатюрных устройств данной конфигурации становится практически нереализуемой задачей.



Рис. 1.2.6. Принцип работы микронасоса с внешней пневматической актюацией [3]

1.2.2.4. Микронасосы с термпопневматической актюацией

На рис. 1.2.7 представлен принцип работы микронасоса с термпопневматической актюацией.

Для данной конфигурации характерно наличие тонкопленочного резистивного элемента, нагреваемого под действием приложенного напряжения. Вспомогательная рабочая камера (находящаяся напротив основной камеры) заполнена текучей средой (жидкостью или газом), которая расширяется при повышении температуры и приводит к изгибу мембраны, что представляет собой ход выпрыскивания. Ход всасывания происходит при снятии напряжения и охлаждении текучей среды, что приводит к возвращению мембраны в исходное состояние.



Рис. 1.2.7. Принцип работы микронасоса с термпопневматической актюацией [3]

Микронасосы с термпопневматической актюацией привлекательны с точки зрения технологии их изготовления. Стандартные технологии микрообработки могут применяться на всех этапах изготовления данных микронасосов. Другим значительным преимуществом является низкое рабочее напряжение, что делает крайне целесообразным применение данных микронасосов в биомедицинских целях. В отличие от пьезоэлектрических микронасосов, в которых величина изгиба мембраны ограничена свойствами пьезоматериалов, термпопневматические микронасосы лишены данного недостатка, поскольку их рабочий диапазон зависит только от величины приложенной силы актюации и механических свойств самой мембраны.

К сожалению, данные микронасосы обладают одним существенным недостатком – скорость актюации (и, таким образом, объемный расход) зависит от явлений теплопереноса в текучей среде вспомогательной камеры. Для уменьшения времени релаксации мембраны необходимо применение специальных вентиляционных систем, что приводит к значительному усложнению конструкции микронасоса и технологического процесса его изготовления, а также приводит к возникновению сложностей для биомедицинского применения *in-vitro*.

1.2.2.5. Микронасосы с биметаллической актюацией

На рис. 1.2.8 представлен принцип работы микронасоса с биметаллической актюацией.



Рис. 1.2.8. Принцип работы микронасоса с биметаллической актюацией

В данной конфигурации в качестве актюатора используется биметаллическая структура (металл-металл, кремний-металл или любая другая с материалами с сильно отличающимися коэффициентами температурного расширения). Под действием приложенной температуры в структуре возникают внутренние тепловые напряжения. Верхний биметаллический слой расширяется больше нижнего, приводя к изгибу мембраны (ход всасывания). При снятии температуры, структура остывает, и мембрана принимает исходную форму (ход выпрыскивания).

Биметаллические микронасосы, приводимые в действие посредством температурной актюации, требуют, как правило, меньшей силы актюации (напряжения) при сохранении умеренных значений объемного расхода и общих размеров структуры. Одним из главных преимуществ данной конфигурации является ее простота (всего 3 слоя, рис. 1.2.8), что делает ее крайне привлекательной для создания микросистем низкой стоимости.

1.3. Постановка задачи разработки беспоршневой системы

направленной доставки лекарств

Разрабатываемая система доставки лекарств состоит из трех модулей (см. рис. 1.3.1 и 1.3.2): микронасоса, модуля управления и модуля питания.



Рис. 1.3.1. Система доставки лекарств. Вид снизу



Рис. 1.3.2. Система доставки лекарств. Поперечное сечение

Система также включает в себя вспомогательные модули, такие как датчик контакта и расходомер, направленные на обеспечение надежного и своевременного выпрыскивания лекарства.

1.3.1. Требования к микронасосу

Главный модуль системы – микронасос – соединен с дозировочным конусом таким образом, что необходимый объем жидкости поступает внутрь рабочей камеры через входной канал. Микроигла (или матрица микроигл) соединена с рабочей камерой посредством выходного канала, через который проходит выпрыскиваемое лекарство. Объем рабочей камеры меняется под действием модуля актюации – мембранного типа или любого другого, например, перистальтического, роторного или динамического (см. классификацию микронасосов в п. 1.2.1).

На рис. 1.3.3-1.3.5 представлены принципы работы микронасоса. Процесс работы микронасоса системы доставки лекарств включает в себя три состояния: состояние покоя, ход всасывания и ход выпрыскивания.

На рис. 1.3.3 представлено состояние покоя, для которого характерно отсутствие приложенной силы актюации и потока жидкости, а также закрытое состояние обратных клапанов.

На рис. 1.3.4 представлен ход всасывания. Во время хода всасывания лекарства, под действием приложенной силы актюации мембрана (или несколько мембран) изгибается наружу, тем самым увеличивая объем рабочей камеры и снижая давление внутри ее. Благодаря возникшему перепаду давления между входным каналом и рабочей камерой, входной обратный открывается, способствуя поступлению клапан лекарства внутрь. Выходной обратный клапан закрыт, надежно предотвращая систему от несвоевременного выпрыскивания лекарства. Входной канал оборудован расходомером, направленным постоянный на мониторинг потока жидкости.

На рис. 1.3.5 представлен ход выпрыскивания. Во время хода выпрыскивания лекарства при приложении обратной силы актюации (или ее снятия, благодаря чему система возвращается в состояние покоя), мембрана мембран) изгибается в обратную (или несколько сторону (внутрь), уменьшая объем рабочей камеры и увеличивая внутреннее ee давление. Благодаря перепаду давления между возникшему выходным каналом и рабочей камерой, выходной обратный клапан открывается, способствуя выпрыскиванию лекарства через микроиглу. Входной обратный клапан закрыт, обеспечивая надежную изоляцию между рабочей камерой и резервуаром с лекарством. Размер рабочей камеры зависит от вида лекарства, его дозы (объема, выпрыскиваемого за 1 ход) и размеров иглы. Форма камеры может быть квадратной, прямоугольной, округлой или овальной. Микронасос должен плотно интегрироваться в корпус системы доставки лекарств. Конфигурация микронасоса зависит ОТ времени



Рис. 1.3.3. Состояние покоя



Рис. 1.3.4. Ход всасывания





выпрыскивания, зависящего в свою очередь от объема выпрыскиваемого лекарства.

Сила актюации и перепад давления, которые необходимы для выпрыскивания лекарства, также зависят от дозировки. Токи утечки жидкости должны быть минимизированы.

1.3.2. Требования к модулям управления и питания

Модуль управления должен управлять модулем актюации таким образом, чтобы обеспечить достаточную силу актюации и необходимый объемный расход жидкости. Модуль питания (батарея) соединен с модулем управления. Амплитуда управляющего напряжение не должна превышать 10 *B*, а длительность импульса должна обеспечивать необходимый объемный расход. Потребляемая мощность не должна превышать 5 *Bm*.

Конструкция модулей управления и питания должна быть тщательно спроектирована для их плотной интеграции в корпус системы доставки лекарств.

1.3.3. Требования к материалам, технологии и стоимости

Модуль микронасоса может быть выполнен с использованием технологий поверхностной или объемной микрообработки, используемых для изготовления МЭМС. Следует использовать стандартные материалы для микрофлюидных устройств (кремний, стекло, полимеры или композиты), с целью снижения стоимости системы и обеспечения высокой биосовместимости. Технология изготовления должна обеспечивать минимальные токи утечки жидкости и максимальное соотношение потоков в открытом и закрытом состояниях.

Устройство является одноразовым и должно быть спроектировано только на один рабочий цикл (ход всасывания – ход выпрыскивания).

Конструкция и технологический процесс изготовления микронасоса должны быть упрощены насколько это возможно с целью снижения стоимости конечного изделия.

1.4. Обоснование выбора микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией

1.4.1. Выбор технологии

После проведения тщательного анализа существующих решений и технологий для построения разрабатываемой системы была выбрана конфигурация микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией. В табл. 1.4.1 представлено обоснование выбора конфигурации микронасоса.

Параметр	Требования	Технологические возможности [7]-[10]
Объемный расход	6-50 мл/мин	до ~100 мл/мин
Соотношение между открытым / закрытым состояниями	2500:1	5000:1 и выше
Перепад давления	40-70 КПа	до 120 КПа
Рабочее напряжение	не более 10 <i>В</i>	mehee 5 B
Рабочая частота	зависит от дозировки	3-10 Гц
Потребляемая мощность	не более 5 <i>Вт</i>	менее 10 Вт, требуется оптимизация
Размер микронасоса	~7000 <i>мм</i> ³	менее 11.4 <i>мм</i> ³

Табл. 1.4.1. Основные параметры для обоснования выбора конфигурации микронасоса

Биосовместимость	высокая	возможно применение широкого ряда материалов, обеспечивающих разный уровень биосовместимости
Стоимость	не выше 10 руб.	применение простого ТП и группового процесса изготовления позволяют снизить стоимость конечного изделия

Принцип работы микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией представлен на рис. 1.2.8. Использование биметаллической мембраны обеспечивает сравнительно большую для интегрированной системы силу актюации, большое и симметричное перемещение центральной части мембраны.

Набор биметаллических материалов крайне широк, однако наиболее привлекательным является кремний-алюминий ввиду значительной разницы коэффициентов температурного расширения данных материалов (~ в 10 раз), а также наличия отработанных технологических процессов их обработки (нанесения, травления и др.).

1.4.2. Конструктивная реализация микронасоса и принципы работы

На рис. 1.4.1 представлен вариант реализации микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией (входное отверстие не показано). Микронасос состоит из двух подложек: 1 – верхней и 2 – нижней. Верхняя подложка 1 покрыта слоем поликремния 3 (*PolySi*), который является мембраной, освобождаемой в процессе выполнения операции травления с обратной стороны. Данный слой также является одним из двух слоев биметаллической структуры. Он состоит из резистивных колец 7, которые под действием прикладываемой разности потенциалов приводят к нагреву мембраны.

Вторым слоем биметаллической структуры является слой металла 4 (*Al*), который нанесен на слой *PolySi* в виде кольца (см. рис. 1.4.2). Благодаря разности коэффициентов температурного расширения материалов *Al* и *PolySi* нагрев всей структуры приводит к изгибу мембраны. Слой окисла кремния 6 обеспечивает тепловую изоляцию между нагреваемой мембраной и подложкой. Данный слой играет важную роль, также защищая от нагрева лекарство в процессе актюации.



Рис. 1.4.1. Реализация микронасоса с биметаллической актюацией (глубокое реактивное ионное травление)

На рис. 1.4.2 и 1.4.3 представлены конфигурации микронасоса (вид сверху) с мембранами различной формы.







Рис. 1.4.3. Микронасос. Вид сверху. Мембрана квадратной формы.

Резистивные кольца 7, представляющие собой высоколегированные области, соединены с контактными площадками проводниками из алюминия. Для электрической изоляции данных алюминиевых проводников от слоя металла 4 биметаллической структуры служит слой окисла кремния 5. Центральная масса 8 (структура типа «центральный босс») является достаточно массивной и твердой для того, чтобы перемещаться строго вертикально при изгибе мембраны. Нижняя подложка 2 состоит из выходного отверстия 9, контролирующего скорость потока жидкости, и выходной кольцевой структуры 10 для стабилизации параметров потока.

В процессе нагрева мембрана (которая может быть округлой или прямоугольной формы, см. рис. 1.4.2-1.4.3) изгибается наружу, изменяя зазор между выходной кольцевой структурой и поверхностью центральной массы, тем самым управляя потоком жидкости. Таким образом, структура представляет собой изначально закрытую конфигурацию: ход всасывания происходит под действием приложенной разности потенциалов (что приводит к нагреву мембраны и ее изгибу), а ход выпрыскивания – при снятии напряжения.

Для освобождения мембраны может использоваться анизотропное травление кремния с обратной стороны методом глубокого реактивного ионного травления (*DRIE*) или жидкостного травления в растворе *KOH* (рис. 1.4.4).



Рис. 1.4.4. Реализация микронасоса с биметаллической актюацией (жидкостное травление в *КОН*)

Выходные характеристики микронасоса зависят от нескольких параметров: толщины мембраны и металла, размеров мембраны, положения металлических и резистивных колец относительно центра мембраны, а также конфигурацией выходной кольцевой структуры. Тщательный анализ данных параметров, а также их влияния на перемещение центральной массы (т.о. на объемный расход) проведен в главе 2 настоящей работы.

Выводы по главе

- 1. Проведен анализ мирового рынка живых систем, рынка микрофлюидных систем биомедицинского назначения и рынка систем доставки лекарств; определена степень востребованности микрофлюидных систем доставки лекарств в разных сегментах рынка и риски, связанные с внедрением таких систем; приведены основные игроки на рынке и годовые обороты реализации соответствующей продукции.
- 2. Проведена классификация конструктивных и технологических реализаций микронасосов; проведен анализ микронасосов возвратно-поступательного движения по критическим для биомедицинского назначения параметрам, таким как скорость потока жидкости, потребляемая мощность и биосовместимость.
- 3. Поставлена задача разработки одноразовой беспоршневой системы направленной доставки лекарств; сформулированы требования к микронасосу, как основному компоненту данной системы, модулям управления и питания, материалам, технологии изготовления и стоимости.
- 4. С целью удовлетворения требований к системе была выбрана наиболее подходящая конструкторско-технологическая реализация микронасоса микронасос возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией и дано обоснование выбора. Проведен сравнительный анализ критических параметров различных конструктивных реализаций и определено их соответствие заданным требованиям, что позволило сделать вывод о пригодности выбранной технологии для решения поставленной задачи.
- 5. Разработана конструкция микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией и сформулированы принципы ее работы, в результате чего были определены критические параметры, влияющие на скорость выпрыскивания жидкости из микронасоса: геометрическая конфигурация биметаллической структуры, размер и толщина мембраны и др.

2. МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ МИКРОНАСОСОВ С БИМЕТАЛЛИЧЕСКОЙ АКТЮАЦИЕЙ

2.1. Биметаллическая актюация

2.1.1. Изгиб равномерно нагретой биметаллической структуры

Данная модель описывает изгиб биметаллической структуры (в виде узкой полоски для простоты), подверженной равномерному нагреву [20]. Представленные уравнения предназначены для расчета величины изгиба структуры. В данной моделе введено допущение, что трение в опорах отсутствует, а коэффициенты температурного расширения материалов не меняются в процессе нагрева.

Структура равномерно нагревается от температуры t_0 °С до t °С. Если коэффициенты температурного расширения материалов различны, то нагрев структуры приведет к ее изгибу.

На рис. 2.1.1 α_1 и α_2 – коэффициенты температурного расширения материалов (1) и (2); E_1 и E_2 – их модули упругости; a_1 и a_2 – их толщины; h и w – толщина и ширина всей структуры; mn и m_1n_1 – поперечные сечения; P_1 – сила растяжения; P_2 – сила сжатия; M_1 и M_2 – изгибающие моменты.



Рис. 2.1.1. Изгиб равномерно нагретой биметаллической структуры

Ширина структуры *w* принята равной единице. Последующий анализ основан на предположении, что поперечные сечения структуры являются плоскостями, перпендикулярными оси вдоль структуры и остаются плоскими в процессе изгиба структуры, а также перпендикулярными линии изгиба.

Рассмотрим элемент – часть структуры между двумя поперечными сечениями *mn* и m_1n_1 . Если $a_2 > a_1$, то структура изогнется вниз, как показано на рис. 2.1.1 (с). Все силы, действующие на поперечное сечение материала (1) на внутренней стороне могут быть представлены в виде продольной растягивающей силы P_1 и изгибающего момента M_1 . Для материала (2) на внешней стороне все силы, действующие на его поперечное сечение, могут быть представлены в виде продольного силы сжатия P_2 и изгибающего момента M_2 .

Т.к. внешние воздействия на систему отсутствуют, то все силы, действующие на поперечные сечения mn и m_1n_1 , должны быть уравновешены, поэтому:

$$\boldsymbol{P}_1 = \boldsymbol{P}_2 = \boldsymbol{P} \tag{2.1.1}$$

$$\frac{Ph}{2} = M_1 + M_2$$
 (2.1.2)

Полагая, что ρ – радиус кривизны структуры, а E_1I_1 и E_2I_2 – изгибная жесткость материалов (1) и (2):

$$M_1 - \frac{E_1 I_1}{\rho}$$
$$M_2 = \frac{E_2 I_2}{\rho}$$

Подставляя в (2.1.2), получается:

$$\frac{Ph}{2} = \frac{E_1 I_1 + E_2 I_2}{\rho} \tag{2.1.3}$$

Другое выражение для расчета P и ρ можно получать, рассмотрев процесс деформации. На несущей поверхности относительное удлинение в продольных волокнах материалов (1) и (2) должно быть одинаковым, поэтому:

$$\alpha_1(t-t_0) + \frac{P_1}{E_1 a_1} + \frac{a_1}{2\rho} = \alpha_2(t-t_0) - \frac{P_2}{E_2 a_2} - \frac{a_2}{2\rho}$$

или, используя (2.1.1) и (2.1.3):

$$\frac{h}{2\rho} + \frac{2(E_1I_1 + E_2I_2)}{h\rho} \left(\frac{1}{E_1a_1} + \frac{1}{E_2a_2}\right) = (\alpha_2 - \alpha_1)(t - t_0)$$

, из которого следует:

$$\frac{1}{\rho} = \frac{(\alpha_2 - \alpha_1)(t - t_0)}{\frac{h}{2} + \frac{2(E_1L_1 + E_2L_2)}{h} \left(\frac{1}{E_1\alpha_1} + \frac{1}{E_2\alpha_2}\right)}$$

Полагая, что $\frac{a_1}{a_2} = m, \quad \frac{a_1}{a_2} = n,$

$$\mathbf{H} \quad I_1 = \frac{a_1^8}{12}, \quad I_2 = \frac{a_2^8}{12},$$

получается следующее выражения для радиуса кривизны биметаллической структуры:

$$\frac{1}{\rho} = \frac{6(\alpha_2 - \alpha_1)(t - t_0)(1 + m^2)}{h\left(5(1 + m^2) + (1 + mn)\left(m^2 + \frac{1}{mn}\right)\right)}$$
(2.1.4)

Если толщина обоих материалов одинакова, т.е.

$$a_{1} = a_{2}, \quad m = 1,$$

$$\frac{1}{\rho} = \frac{24(a_{2} - a_{1})(t - t_{0})}{h(14 + n + 1/n)}$$
(2.1.5)

то

Как видно из выражения (2.1.4), радиус кривизны пропорционален растяжению двух материалов и обратно пропорционален толщине структуры, а величина отношения $\frac{E_1}{2} = n$ не оказывает значительного влияния на радиус кривизны структуры.

Величину перемещения структуры δ можно легко вычислить из радиуса кривизны. На рис. 2.1.2 представлена биметаллическая структура АВ, изгибаемая в процессе равномерного нагрева.



Рис. 2.1.2. Изгиб равномерно нагретой биметаллической структуры

Кривая ACB является дугой окружности радиуса ρ , поэтому $\mathcal{O}(2\rho - \mathcal{O}) - (l/2)^2$. Учитывая факт, что перемещение δ мало по отношению к радиусу кривизны, получается:

откуда:

$$2\rho\delta = (l/2)^2,$$

$$\delta = \frac{1}{\rho} \frac{1}{2} \left(\frac{l}{2}\right)^2$$
(2.1.6)

2.1.2. Плотность тока, джоулев нагрев и потребляемая мощность

На рис. 2.1.3 представлено распределение электрического тока между резистивными кольцами, под действием приложенной разности потенциалов U₂-U₁. Радиус внутреннего кольца – R_1 , внешнего – R_2 .



Рис. 2.1.3. Распределение тока между резистивными кольцами

Электрический ток через произвольную поверхность S определяется как [22]

$$I = \int_{S} J \cdot dA , \qquad (2.1.7)$$

где ток I – результирующий поток вектора плотности тока, текущего через поверхность S. Для округлой мембраны ток течет через поверхность, площадь которой меняется от S_2 к S_1 при $U_2 > U_1$ и наоборот при $U_2 < U_1$.

Площади поверхности резистивных колец определяются как

$$S_1 = l_1 \cdot h, \quad S_2 = l_2 \cdot h,$$

где l_1 – длина окружности внутреннего резистивного кольца, l_2 – внешнего, h – толщина мембраны.

Поэтому

$S_1 = 2\pi R_1 \cdot h, \quad S_2 = 2\pi R_2 \cdot h$

и результирующий ток через поверхность между двумя резистивными кольцами определяется как:

$$I = \int_{S_1}^{S_2} J \cdot dA = 2\pi h \cdot J \cdot (R_2 - R_1) \quad A$$
(2.1.8)

В результате джоулева нагрева проводник, через который проходит электрической ток, начинает испускать тепло. Данный процесс описывается следующим выражением:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t , \qquad (2.1.9)$$

где Q – тепло (в Дж), генерируемое постоянным током I, текущим через проводник с электрическим сопротивлением R в течение времени t.

Потребляемая системой мощность в данном случае определяется как:

$$P = I \cdot \left| U_2 - U_1 \right| \quad Bm \tag{2.1.10}$$

2.1.3. Скорость потока жидкости в микронасосе

Скорость потока жидкости через выходное отверстие микронасоса определяется суммированием соответствующих сил, вызванных изгибом мембраны, которое задает перемещение центральной массы [7]. Таким образом, поток жидкости (расход жидкости) через выходное отверстие, формируется, в основном, благодаря каналу, образованному между выходной кольцевой структурой и центральной массой (рис. 2.1.4).

Объемный, ламинарный поток $Q(m^3/c)$ через выходное отверстие определяется из следующего выражения:

$$Q = \frac{h^3 w (P_{ln}^2 - P_{out}^2)}{24 \eta l P_{out}},$$
(2.1.11)

где *w* – эффективная ширина кольцевой структуры, *h* – высота канала (зазор между выходной структурой и центральной массой), *η* – вязкость жидкости, *Pin* и *Pout* –

абсолютное давление на входе и выходе канала (в Πa) и l – эффективная длина кольцевой структуры.



Рис. 2.1.4. Геометрическая конфигурация выходного отверстия и кольцевой структуры микронасоса

Выражение (2.1.11) действительно только для ламинарного потока через канал. Для определения является ли поток ламинарным необходимо провести анализ числа Рейнольдса. Для скорости потока азота в 30 000 *см/с* (почти скорость звука) в канале шириной 5 *мкм* и при атмосферном давлении число Рейнольдса составляет всего 79, что значительно ниже 2000, обычно принимаемого для турбулентных потоков.

Средняя скорость потока через выходное отверстие определяется как отношение объемного расхода к площади выходного отверстия. Для параболического профиля ламинарного потока пиковая скорость в два раза превышает среднюю.

Создавая высокое давление на входе и низкое на выходе, и используя определенную конфигурацию выходного отверстия, можно в значительной степени увеличить скорость потока вплоть до скорости звука. При постоянной температуре «звуковой» (на скорости звука) поток через отверстие зависит только от давления на входе и площади выходного отверстия. Таким образом, зависимость потока в микронасосе может меняться в широком диапазоне: от кубической (от величины зазора) до линейной (при достижении условий скорости звука).

Существует также два других элемента, ограничивающих скорость потока жидкости через выходное отверстие. К ним относятся входной и выходной обратные клапаны, через которые жидкость поступает в камеры и выпрыскивается из нее. Данное ограничение описывается уравнением, связывающим скорость потока с падением давления на выходном отверстии:

$$Q = C_d A_d \left[\frac{2(P_1 - P_2)}{\rho} \right]^{1/2}, \qquad (2.1.12)$$

где Q – объемный поток (расход) жидкости, C_d – постоянная величина – проводимость микроканала (см. п. 2.5.1), A_d – площадь выходного отверстия, P_1 – давление на входе, P_2 – давление на выходе и ρ – плотность жидкости [23].

Падение давления на выходном отверстии происходит благодаря закону сохранения импульса жидкости, текущей через него, и определяет силу, необходимую для ускорения жидкости из состоянии покоя.

В то время как выходной обратный клапан служит только для ограничения выходного потока, на входном клапане дополнительно возникает перепад давления на биметаллической

структуре (между ее внешней и внутренними частями), что приводит к закрытию входного канала и ограничению максимального потока через микронасос.

2.2. Моделирование методом конечных элементов

2.2.1. Сущность и основные достоинства метода

В науке и технике постоянно приходится сталкиваться с проблемой расчета систем, имеющих сложную геометрическую конфигурацию и нерегулярную физическую структуру. Современные вычислительные системы позволяют выполнять такие расчеты при помощи приближенных численных методов. Метод конечных элементов (МКЭ) является одним из таких методов. В последние десятилетия он занял ведущее положение и получил широкое применение.

Предположим, что состояние системы описывается некоторой функцией. Пусть эта функция является единственным решением математической задачи, сформулированной на основе физических законов. Решение состоит в отыскании из бесконечного множества функций такой, которая удовлетворяет уравнениям задачи. Если задача достаточно сложная, то ее точное решение невозможно. Вместо того чтобы искать требуемую функцию среди бесконечно множества разнообразных функций задача упрощается. Рассматривается некоторое семейство функций, определяемых конечным числом параметров. Как правило, среди таких функций нет точного решения задачи. Однако соответствующим подбором параметров можно попытаться приближенно удовлетворить уравнениям задачи и, тем самым, построить ее приближенное решение. Такой общий подход характерен для многих приближенных методов. Специфическим в методе конечных элементов является построение семейства функций, определяемых конечным числом параметров.

Допустим, требуется построить такое семейство функций u(x) при $a \le x \le b$. Интервал *ab* разбивается на конечное число частей (элементов), соединяющихся между собой и с концами интервала в узловых точках (узлах) x_i (рис. 2.2.1).

В пределах каждого элемента задается функция, например в виде линейного полинома. Она определяется своими значениями $u(x_i)$ в узлах на концах элемента. Если отыскиваемая функция является непрерывной, то значения ее каждом узле для соседних элементов в совпадают. В результате имеем семейство кусочно-линейных непрерывных функций, которые изображаются в виде ломаных и определяются конечным числом параметров -



Рис. 2.2.1. Функция u(x) и разбиение интервала на конечные элементы [24]

своими узловыми значениями. На рис. 2.2.1 показана одна из функций. Здесь 5 элементов, 6 узлов и 6 узловых параметров $u(x_i) = u_i$. В случае нескольких переменных схема метода конечных элементов в принципе не меняется.

Таким образом, метод конечных элементов заменяет задачу отыскания функции на задачу отыскания конечно числа ее приближенных значений в отдельных точках-узлах. При этом если исходная задача относительно функции состоит из функционального уравнения, например дифференциального уравнения с соответствующими граничными условиями, то задача метода конечных элементов относительно ее значений в узлах представляет собой систему алгебраических уравнений [24]:

Здесь u_i (i = 1, 2, ..., n) – неизвестные, P_i (i = 1, 2, ..., n) – заданные свободные члены, f_{ij} (i, j = 1, 2, ..., n) – коэффициенты при неизвестных. Коэффициенты f_{ij} образуют квадратную матрицу, состоящую из n строк и n столбцов:

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} f_{11} & f_{12} & \cdots & f_{1n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ f_{n1} & f_{n2} & \cdots & f_{nn} \end{pmatrix}$$

Если обозначить столбец неизвестных **u**, а столбец свободных членов **P**, то (2.2.1) принимает матричную форму $\mathbf{Ku} = \mathbf{P}$. Система алгебраических уравнения должна быть невырожденной, то есть иметь единственное решение. Для решения (2.2.1) можно воспользоваться методом исключения Гаусса. Однако при применении приближенных методов обычно приходится иметь дело с системами большого порядка *n*, и матрица может иметь такую структуру, которая затрудняет получение решения. При этом на точности результата в той или иной степени сказываются неизбежные в процессе вычислений ошибки округления. Одним из важных достоинств метода конечных элементов является то, что он обычно приводит к таким системам алгебраических уравнений, матрицы **K** которых позволяют эффективно строить решение.

В процессе построения алгебраической системы уравнений следует стремиться к тому, чтобы матрица по возможности содержала больше нулевых коэффициентов и была близка к диагональной (т.е. чтобы в каждое уравнение входило относительно небольшое число неизвестных в соседних узлах).

Матрицы, близкие к диагональным, обычно имеют ленточную структуру, когда все ненулевые и некоторые нулевые коэффициенты находятся между двумя линиями, параллельными главной диагонали. Например,

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} * & 0 & * & 0 & 0 \\ t_2 & 0 & * & * & * & 0 \\ * & * & * & 0 & 0 \\ 0 & * & 0 & * & * \\ 0 & 0 & 0 & * & * \end{pmatrix}$$
(2.2.2)

где знак * заменяет коэффициенты, отличные от нуля, а главная диагональ и параллельные ей линии указаны пунктиром. Ленточную матрицу характеризует ширина ленты $t = t_1 + t_2 + 1$, равная наибольшему числу коэффициентов в строке в пределах ленты. В данном случае $t_1 = t_2 = 2$ и t = 5. Для диагональной мтарицы t = 1. При решении системы уравнений с ленточной мтарицей участвуют только те коэффициенты, которые расположены в пределах ленты. Число арифметических операций, необходимых для решения системы алгебраических уравнений с польностью заполненной матрицей методом Гаусса, при больших *n* имеет порядок n^3 . В то же время для ленточной матрицы при $t_1 = t_2$ и $t_1 << n$ он составляет nt_1^2 .

С уменьшением максимального размера элементов увеличивается число узлов и неизвестных узловых параметров. Вместе с этим повышается возможность более точно удовлетворить уравнениям задачи и, тем самым, приблизиться к искомому решению. В настоящее время уже изучены многие вопросы, касающиеся сходимости приближенного решения методом конечных элементов к точному. Для линейных задач, когда неизвестные функции и операции над ними входят во все соотношения задачи только в первой степени, метод конечных элементов получил достаточно полное математическое обоснование [25].

Среди наиболее важных достоинств метода конечных элементов следует выделить:

- Метод конечных элементов позволяет построить удобную схему формирования системы алгебраических уравнений относительно узловых значений искомой функции. Приближенная аппроксимация решения при помощи простых полиномиальных функций и все необходимые операции выполняются на отдельном типовом элементе. Затем производится объединение элементов, что приводит к требуемой системе алгебраических уравнений. Такой алгоритм перехода от отдельного элемента к их полному набору особенно удобен для геометрически и физически сложных систем.
- Каждое отдельное алгебраическое уравнение, полученное на основе метода конечных элементов, содержит незначительную часть узловых неизвестных от общего их числа (многие коэффициенты в уравнениях алгебраической системы равны нулю, что значительно облегчает ее решение).
- Задачи, решение которые описывается функциями, удовлетворяющими функциональным уравнениям, носят название континуальных. В отличие от них решение так называемых дискретных задач точно определяется конечным числом параметров, удовлетворяющих соответствующей системе алгебраических уравнений. Метод конечных элементов, так же как и другие численные методы, по существу приближенно заменяет континуальную задачу на дискретную. В методе конечных элементов вся процедура такой замены имеет простой физический смысл. Это позволяет более полно представить себе весь процесс решения задачи, избежать многих возможных ошибок и правильно оценить получаемые результаты.
- Помимо континуальных задач схема метода конечных элементов применяется для соединения элементов и формирования алгебраических уравнений при решении непосредственно дискретных задач. Это расширяет сферу применения метода.

Метод конечных элементов реализован в больших универсальных компьютерных пакетах программ, которые имеют широкое применение. К ним относятся такие пакеты как ANSYS, COMSOL Multiphysics и др.

2.2.2. Постановка задачи

Метод конечных элементов (МКЭ) – наиболее распространенный метод решения проблем в дифференциальной форме.

Процесс решения проблемы с помощью МКЭ включает в себя 6 важных шагов:

- 1. Дискретизация проблемная область должна быть разбита на конечные элементы.
- Задание граничных условий решение не может быть получено без данных условий. Они отражают известные значения определенных переменных в определенной области. Задание граничных условий определяет глобальную систему уравнений.
- 3. Разработка уравнений, определяющих элементы в зависимости от физической природы проблемы.
- Компоновка уравнения, определяющие каждый из элементов сетки, компонуются в набор глобальных уравнений, которые моделируют поведение всей системы.
- 5. Решение уравнений относительно первичных неизвестных модифицированная глобальная система уравнений решается относительно первичных неизвестных в узлах.
- 6. Вычисление производных переменных вычисление переменных, используя найденные узловые значения первичных неизвестных.

Крайне важным этапом разработки системы, полностью удовлетворяющей заданным требованиям и режимам работы, является ее моделирование. Особенно критичен данный процесс для лабораторий, не имеющих собственных производственных мощностей. Ввиду высокой стоимости и длительности заказных разработок (у сторонних компаний, занимающихся исключительно разработкой микро- и наносистем для своих заказчиков) подходить к процессу изготовления системы следует только после тщательной проверки ее соответствия всем требованиям. Поэтому необходимо проведения моделирования системы в различных конфигурациях с целью определения наиболее критичных, в значительной степени влияющих на выходные характеристики.

В данной работе для МКЭ-моделирования микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией используется программный комплекс *ANSYS* 11.0 [28]. Как уже было отмечено в главе 1 настоящей работы, выходные характеристики потока жидкости в микронасосе зависят от нескольких параметров: толщины мембраны и металла, размеров мембраны, положения металлических и резистивных колец относительно центра мембраны, а также конфигурации выходной кольцевой структуры.

Целью проведения моделирования методом МКЭ является изучение степени влияния данных параметров на перемещение центральной массы микронасоса (что определяет объемный расход жидкости).

Моделирование микронасоса, одновременно учитывающее все взаимодействия и физические процессы, протекающие в нем (нагрев биметаллической структуры, изгиб мембраны, перепад давления, взаимодействие жидкости со стенками камеры и др.), является крайне сложной задачей как с точки зрения построения самой модели, так и с точки зрения ограниченности вычислительных ресурсов. Таким образом, требуется разработка **стратегии моделирования**, характеризующейся **последовательным подходом** и направленной на построение **отдельных упрощенных моделей**, позволяющих проанализировать наиболее важные физические процессы, протекающие в микронасосе. После разработки упрошенной модели, направленной на качественный анализ поведения системы, разрабатывается более сложная, направленная на проведение количественного анализа и оптимизации конструктивных параметров с целью удовлетворения заданным требованиям.

Наиболее важными процессами в микронасосе, требующими моделирования, являются: нагрев биметаллической структуры, изгиб мембраны, перепад давления в рабочей камере, явления взаимодействия жидкости с твердым телом и процесс выпрыскивания жидкости из камеры.

В настоящей работе разработаны следующие модели, характеризующиеся исследованием явлений на границе нескольких физических доменов:

- 1. термомеханическая модель;
- 2. электромеханическая модель;
- 3. модели, изучающие поведение жидкости в микронасосе;
- 4. связанные модели.

2.2.3. Проблема эффективного разбиения модели на конечные элементы

Использование метода конечных элементов почти всегда вносит некоторые упрощения по отношению к реальному объекту. В связи с этим решающим этапом анализа является этап определения необходимых упрощений при построении модели, решении и обработке результатов [26]. Поскольку метод конечных элементов является численным методом, то точность получаемых результатов зависит от типа, размеров и размещения конечных элементов. Использование моделей с крупной сеткой в общем случае дает результаты, заниженные на 20-40% по сравнению с действительными значениями [27]. Уменьшение размеров элемента до приемлемого уровня обеспечивает нужную детализацию расчетной модели и получение более достоверных результатов. Однако использование конечных элементов более высокого порядка и уменьшение длины грани элемента не всегда приводит к увеличению точности получаемых результатов, а в некоторых случаях является нерациональным.

Одной из характерных проблем, возникающих при моделировании МЭМС, является высокое аспектное соотношение между размерами различных элементов системы. Так, аспектное соотношение между толщиной верхней подложки и мембраны составляет более 1600:1 (см. рис. 2.3.6), что приводит к значительным трудностям в построении МКЭ-сетки данной системы. Поэтому выбор размера конечных элементов, который бы подошел как к мембране, так и к подложке является нетривиальной задачей. Одним из возможных решений мог бы быть метод построения картированной (mapped) сетки [29], но его применение невозможно, поскольку геометрия микронасоса создана с использованием операций поворота плоского сечения (см. рис. 2.3.2). Поэтому используется автоматическое разбиение модели, но с точным заданием размеров элементов: наиболее плотная сетка для структур небольшой толщины (таких как мембрана, слой металла и резистивные кольца) и более грубая сетка для крупных частей микронасоса (таких как подложки и центральная масса) (см. рис. 2.3.3). Данный подход позволяет получить достаточное число узлов в наиболее критичных с точки зрения протекающих процессов областях (таких как мембрана) и, в конечном счете, добиться точных результатов. При этом сохраняется относительно небольшое число узлов в некритичных областях (таких как подложки), что благоприятно сказывается на времени выполнения вычислений.

Как уже было отмечено, размер МКЭ-элементов в значительной степени влияет на точность результатов моделирования. На рис. 2.2.2 представлены результаты моделирования одной и той же системы при различных значениях размера элементов.



Рис. 2.2.2. Макс. значение перемещения центральной массы для разных размеров МКЭ-элементов (моделируемая конфигурация – «reference», см. табл. П1.1)

Как видно из рис. 2.2.2 одна и та же модель демонстрирует результаты, отличающиеся более чем на два порядка. Результат, полученный при размере элемента = 30 *мкм*, вводит в заблуждение (для сравнения см. п. 2.3-2.4, в которых проведен количественный анализ поведения системы). Уменьшение размера элементов приводит к значительному увеличению отклонения центральной массы, что является более достоверным. Более того, при

достижении размера элементов определенного значения (около 8 *мкм* согласно выделенной области на рис. 2.2.2) отклонение центральной массы перестает расти столь же стремительно и достигает насыщения. Данное явление позволяет сделать важный вывод о том, какой размер элементов необходимо задать для проведения моделирования, чтобы получить достоверные результаты и сократить время вычислений. Задание меньших значений размера элементов и построение более плотной сетки, несомненно, приведет к более точным результатам, но и время вычислений возрастет в значительной степени.

2.3. Моделирование термомеханических процессов

Первая модель – термомеханическая – является наиболее упрощенной моделью, направленной на качественный анализ поведения системы, подтверждение правильности выбранной стратегии моделирования и настройки программного обеспечения. Основное внимание уделяется принципам построения моделей, разбиения их на конечные элементы, а также пониманию основ работы программного обеспечения *ANSYS*.

2.3.1. Проверка упрощенной математической модели биметаллической актюации

Перед исследованием поведения реального микронасоса следует построить и провести исследование упрощенной модели биметаллической структуры (в виде узкой полоски для простоты).

Структура представлена на рис. 2.1.1 и имеет следующие геометрические параметры:

$$a_{2} = a_{1} = 1_{MM}$$

$$w = 5_{MM}$$

$$l = 20_{MM}$$

$$t_{0} = 22^{\circ}C$$

$$t = 250^{\circ}C$$

Материал (1): Алюминий Материал (2): Поликремний

Физические свойства материалов представлены в табл. П2.1.

Таким образом, структура биметаллической полоски напоминает реальную мембрану в микронасосе: слой алюминия на поверхности слоя поликремния.

Т.к. $\alpha_1 > \alpha_2$, структура будет изгибаться вверх (в противоположную сторону по сравнению с рис. 2.1.1 (с)). Используя выражения (2.1.1)-(2.1.6), получается следующий результат (аналитический):

$$\frac{1}{\rho} = -3.189 \, \text{M}$$

 $\delta = -159.4 \, \text{MKM}$

Знак "–" указывает на то, что изгиб структуры происходит в противоположную сторону по сравнению с рис. 2.1.1 (с).

На рис. 2.3.1 представлен результат моделирования данной структуры методом конечных элементов в *ANSYS Workbench* 11.0.

Согласно рис. 2.3.1 величина отклонения биметаллической полоски составляет (численный результат):

Разница между аналитическим и численным результатами крайне мала (~0.33%). Численный результат может быть улучшен благодаря применению более плотной сетки.



Рис. 2.3.1. Изгиб равномерно нагретой биметаллической структуры (значения в мкм)

Проведенный анализ позволяет сделать вывод о правильности разработанной в п. 2.1.1 математической модели изгиба равномерно нагретой биметаллической структуры, что позволяет использовать ее для построения моделей более сложных структур, работающих в реальных условиях.

2.3.2. Построение МКЭ-модели микронасоса

На рис. 2.3.2 представлена МКЭ-модель микронасоса (ее половина), построенная в пакете *ANSYS*. На рис. 2.3.3 показана та же модель после ее разбиения на конечные элементы.

Желтая структура на рис. 2.3.2-2.3.3 представляют собой кремниевую (для наиболее упрощенной структуры Si-Al) или поликремниевую (для реальной структуры SiO_2 -PolySi- SiO_2 -Al) мембрану (см. также рис. 1.4.1), а синяя – металлическое кольцо.

Благодаря осевой симметрии возможно проведение моделирования лишь одной четвертой части всей структуры, что позволяет значительно сократить время вычислений. В данной модели также возможно опустить нижнюю подложку, т.к. она не оказывает никакого влияния на поведение биметаллической структуры.



Рис. 2.3.2. МКЭ-модель (половина)



Рис. 2.3.3. МКЭ-модель (половина). Сетка

Моделируемая структура представлена на рис. 2.3.4. Для получения корректных результатов к границам структуры (вдоль плоскостей разреза) необходимо задать симметричные граничные условия [29] (см. рис. 2.3.5). Результаты, полученные с использованием данных граничных условий, полностью соответствуют результатам, полученным для всей структуры, и показывают, что центральная масса перемещается прямолинейно вдоль вертикального направления.




Рис. 2.3.4. Моделируемая структура. Сетка

Рис. 2.3.5. Моделируемая структура. Задание граничных условий

На рис. 2.3.6 представлены геометрические параметры микронасоса, используемые для построения МКЭ-модели.

Структура, представленная на рис. 2.3.4, получена с использованием операций поворота плоского сечения (рис. 2.3.6) вокруг вертикальной оси на 90° [29], и с ней связана одна характерная для МЭМС проблема – высокое аспектное соотношение между размерами различных ее элементов. Данная проблема, пути ее решения и методика построения сетки проанализированы в п. 2.2.3.



Рис. 2.3.6. Геометрические параметры МКЭ-модели микронасоса (одной четверти)

Все исследования термомеханических моделей проводились при размере элементов = 10 *мкм*. Для упрощения моделирования и получения первых качественных результатов введено допущение, что мембрана нагревается равномерно при помощи простого задания температурных граничных условий. В данном случае температура напрямую прикладывается к области между резистивными кольцами, как показано на рис. 2.3.7. Температура прикладывается постепенно в 4 шага: от 27 °C (300 *K*) до 227 °C (500 *K*). Начальные условия заданы таким образом, что при температуре 160 °C изгиб биметаллической структуры отсутствует.



Рис. 2.3.7. Структура с приложенной температурой между резистивными кольцами

2.3.3. Изучение поведения структуры Si-Al

Целью данного шага является анализ биметаллической структуры *Si-Al*. Данная структура управляет перемещением центральной массы и, таким образом, величиной зазора между ней и выходной кольцевой структурой.

Результаты моделирования, представленные на рис. 2.3.8-2.3.9, подтверждают достоверность разработанной модели. При нагревании (от 27 °C (300 K) до 227 °C (500 K), см. рис. 2.3.9) мембрана изгибается вверх, и величина перемещения центральной массы составляет 8.75 *мкм*. При этом, как видно из рис. 2.3.8, центральная масса перемещается прямолинейно вдоль вертикального направления, что подтверждает правильность заданных симметричных граничных условий.



Следует отметить, что модель направлена на качественный анализ поведения системы, поэтому изолирующие слои для простоты опущены, а также применяется достаточно грубая сетка. Поэтому полученное значение перемещения центральной массы не является точным.

2.3.4. Изучение поведения структуры SiO₂-PolySi-SiO₂-Al

Целью данного шага является количественный анализ биметаллической структуры *PolySi-Al* с изолирующими слоями. Таким образом, исследуемая модель представляет собой четырехслойную структуру *SiO*₂-*PolySi-SiO*₂-*Al* (см. рис. 2.3.7).

Как уже было отмечено, существует несколько конструктивных параметров, которые оказывают влияние на выходные характеристики микронасоса. К ним относятся: толщина мембраны и металла, размеры мембраны, положения металлического кольца и области нагрева относительно центра мембраны. Данные параметры представлены в табл. П1.2.

Количественный анализ данных параметров выполнен следующим образом: в процессе моделирования изменяется только один параметр (исследуемый), в то время как значения всех остальных фиксированы (см. рис. 2.3.6 и приложение П1). Таким образом, для каждого значения параметра разрабатывается своя конфигурация микронасоса, которая затем моделируется. Перемещение центральной массы анализируется по перемещению точки на ее нижней поверхности (см. «точка перемещения» на рис. 2.3.7).

2.3.4.1. Зависимость изгиба мембраны от толщины кольца Al

На рис. 2.3.10 представлена зависимость перемещения центральной массы от толщины кольца *Al*.



Рис. 2.3.10. Перемещение центральной массы в зависимости от толщины кольца Al

Как видно из рис. 2.3.10, существует определенное значение толщины слоя алюминия (около 2 *мкм* согласно полученным результатам), при котором изгиб мембраны максимален. Ниже данного значения (когда отношение толщины алюминия к толщине мембраны не превосходит 6) поведение структуры определяется, главным образом, разницей коэффициентов температурного расширения материалов и, следовательно, различной степенью их изгиба. При больших значениях толщины алюминиевого слоя начинает играть существенную роль возрастающая жесткость всей конструкции, что приводит к уменьшению величины изгиба мембраны.

2.3.4.2. Зависимость изгиба мембраны от ширины кольца Al

На рис. 2.3.12 представлена зависимость перемещения центральной массы от ширины кольца *Al*.



Рис. 2.3.11. Иллюстрация параметра «ширина кольца Al»

Как видно из рис. 2.3.12, перемещение центральной массы увеличивается при уменьшении ширины алюминиевого кольца. Одной из причин данного явления является наличие температурных градиентов на его границах.



Рис. 2.3.12. Перемещение центральной массы в зависимости от ширины кольца Al

Если рассмотреть случай, в котором алюминиевое кольцо покрывает всю поверхность мембраны, то можно заметить, что вдоль всей поверхности температурные градиенты не возникают и температура постоянна. Таким образом, уменьшение размеров алюминиевого кольца приведет к появлению температурных градиентов на его границах и большему изгибу мембраны (возникает больший «рычаг»).

2.3.4.3. Зависимость изгиба мембраны от относительного положения кольца Al

На рис. 2.3.14 представлена зависимость перемещения центральной массы от относительного положения кольца *Al*.



Рис. 2.3.13. Иллюстрация параметра «относительное положение кольца Al»

Представив мембрану без центральной массы, можно сделать вывод о том, что центральная часть является наиболее подвижной, в то время как часть, расположенная ближе к краю (подложке) является заделанной в подложку и неподвижной. Однако центральная масса оказывает значительно влияние на жесткость мембраны в центральной части. Именно поэтому, как видно из рис. 2.3.14, сдвиг алюминиевого кольца в сторону центра мембраны приводит к уменьшению ее изгиба.



Согласно полученным результатам оптимальное положение алюминиевого кольца – над свободной частью мембраны (исключая центральную массу). В этом месте мембрана наименее жесткая и изгиб биметаллической структуры проявляется в наибольшей степени.

2.3.4.4. Зависимость изгиба мембраны от ширины нагреваемой области

На рис. 2.3.16 представлена зависимость перемещения центральной массы от ширины нагреваемой области.



Рис. 2.3.15. Иллюстрация параметра «ширина нагреваемой области»

Как видно из рис. 2.3.16 ширина нагреваемой области оказывает влияние на изгиб мембраны подобно ширине кольца *Al*: с уменьшением ширины нагреваемой области увеличивается перемещение центральной массы.



Рис. 2.3.16. Перемещение центральной массы в зависимости от ширины нагреваемой области

Следует отметить, что в случае изменения ширины кольца *Al* диапазон перемещения центральной массы значительно шире. Это связано с тем, что алюминий обладает значительно более высоким коэффициентом температурного расширения по сравнению с поликремнием (разница на один порядок).

2.3.4.5. Зависимость изгиба мембраны от относительного положения нагреваемой области

На рис. 2.3.18 представлена зависимость перемещения центральной массы от относительного положения нагреваемой области.





Как видно из рис. 2.3.18 относительное положение нагреваемой области оказывает крайне значительное влияние на изгиб мембраны. Как уже было отмечено, наименее жесткая часть мембраны – между центральной массой и подложкой, а наиболее подвижная часть располагается ближе к центру. Таким образом, сдвигая нагреваемую область ближе к центру мембраны, удается добиться значительного роста перемещения центральной массы. При этом происходит не только перераспределение температурных градиентов, но и изменение формы мембраны.



относительного положения нагреваемой области

На рис. 2.3.19-2.3.20 показаны профили перемещения центральной массы при разных значениях относительного положения нагреваемой области.







Рис. 2.3.20. Профиль перемещения (положение нагреваемой области *x* = *размер свободной мембраны*/2 = 482.5 *мкм*)

На рис. 2.3.20 нагреваемая область была сдвинута в направлении внешней части мембраны, что привело не только к значительному уменьшению изгиба мембраны, но и изменению его направления (внутрь). Размер свободной мембраны – радиус мембраны без центральной массы.

Числовые значения, представленные на рис. 2.3.19-2.3.20, не соотносятся с данными на рис. 2.3.18, т.к. были получены в результате моделирования при значительно более грубой сетке, направленного на качественный анализ поведения биметаллической структуры в процессе нагрева.

2.3.4.6. Зависимость изгиба мембраны от размера мембраны

На рис. 2.3.22 представлена зависимость перемещения центральной массы от размера мембраны. В данной модели под размером мембраны понимается размер мембраны без центральной массы («свободной», т.к. данная часть мембраны освобождается в процессе травления с обратной стороны и является наименее жесткой конструкцией во всем микронасосе, рис. 2.3.21).



90 -@ 227ºC (500K) 80 80.23 - @ 160ºC (433K) 70 Теремещение, мкм 60 50 40 40.10 30 20 11.80 10.31 10 3.61 5.89 0.94 5.14 0 1.80 0.47 0 200 400 600 1000 800 1200 1400 1600 Размер мембраны, мкм

Рис. 2.3.21. Иллюстрация параметра «размер мембраны»

Рис. 2.3.22. Перемещение центральной массы в зависимости от размера мембраны

Размер мембраны является крайне важным конструктивным параметром, т.к. он напрямую задает жесткость биметаллической структуры. С увеличением размера мембраны снижается ее жесткость, что приводит к росту перемещения центрально массы, как показано на рис. 2.3.22.

2.4. Моделирование электромеханических процессов

Целью данной модели является количественный анализ биметаллической структуры SiO_2 -PolySi-SiO_2-Al, работающей в реальных условиях. В отличие от термомеханической модели, где применяются температурные граничные условия (рис. 2.3.7), в данной модели к резистивным кольцам прикладывается разница потенциалов (рис. 2.4.1). Это приводит к джоулеву нагреву области между ними (данную область можно представить в виде ряда сопротивлений, включенных параллельно, рис. 2.4.2).



Рис. 2.4.1. Структура с приложенной к резистивным кольцам разностью потенциалов

На рис. 2.4.1-2.4.2 к внутреннему резистивному кольцу прикладывается потенциал 0 B, а к внешнему +5 В. Резистивные кольца представляют собой высоколегированные области поликремния, поэтому их электрическое сопротивление значительно ниже сопротивления нелегированной области (разница в проводимости легированного и нелегированного поликремния составляет ~8 порядков, см. табл. П2.1). Таким образом, величиной сопротивлений *Ro...* на рис. 2.4.2 можно пренебречь, что приводит к одинаковому потенциалу по всей длине каждого из колец. Это, в свою очередь, позволяет несколько упростить построение МКЭ-модели в плане задания граничных условий (задания электрического потенциала).



Рис. 2.4.2. Электрическая модель структуры

На рис. 2.4.3 представлена МКЭ-модель микронасоса (ее половина) с резистивными кольцами, построенная в пакете *ANSYS*. Алюминиевый и верхний изолирующий слои для простоты не показаны.



Рис. 2.4.3. МКЭ-модель (половина) с резистивными кольцами (алюминиевый и верхний изолирующий слои не показаны)

Все исследования электромеханических моделей проводились при размере элементов = 13 *мкм* (для наиболее мелких, таких как резистивные кольца, структур) и 15 *мкм* (для остальных структур).

На рис. 2.4.4 представлен векторный профиль распределения плотности тока, текущего между резистивными кольцами после приложения к ним разности потенциалов +5 *B*. Т.к. величина приложенного напряжения положительна, ток течет от внешнего резистивного кольца в направлении внутреннего (указано желтой стрелкой).



Как видно из легенды на рис. 2.4.4 плотность тока, текущего через поверхность между резистивными кольцами, непостоянна. Это связано только с наличием областей с нулевой плотностью тока (синего цвета), которые не относятся к биметаллической структуре, но, тем не менее, влияют на масштаб легенды. Исключив данные области из рассмотрения, остаются только те, которые непосредственно относятся к биметаллической структуре (окрашены в желтый и зеленый цвета). Разница плотности тока в данных областях на 10 порядков меньше всего масштаба легенды, поэтому можно сделать вывод, что в их пределах плотность тока постоянна. Таким образом, численное значение плотности тока оказывается следующим:

$$J = 1 \cdot 10^9 \qquad \frac{nA}{_{MKM^2}}$$

С помощью математической модели, разработанной в п. 2.1.2, возможно вычислить величину тока, текущего через поверхность между резистивными кольцами:

$$I = 2\pi \cdot 0.3 \ \mu m \cdot 1 \cdot 10^9 \frac{nA}{M \kappa M^2} \cdot 482.5 \ M \kappa M = 0.9 \ A$$

Следовательно, потребляемая биметаллической структурой мощность, составляет:

$P = 0.9 A \cdot 5 B = 4.5 Bm$

Полученное значение потребляемой мощности удовлетворяет заданным требованиям (п. 1.3.2).

На рис. 2.4.5 представлен профиль распределения температуры вдоль поверхности мембраны в процессе актюации. Температура наиболее нагретой области (выделена красным) составляет 445 *K* (172 °C).



Рис. 2.4.5. Профиль распределения температуры (значения в К)

Как видно из представленного профиля, температурные градиенты подобны изображенным на рис. 2.3.9. Следует отметить, что неравномерность нагрева центральной части мембраны на рис. 2.4.5 вызвана лишь тем, что в процессе актюации было приложено недостаточное напряжение, и структура не успела достичь температуры 500 *К* (при которой были получены результаты на рис. 2.3.9). Для достижения температура 500 *К* следует несколько увеличить величину прикладываемого напряжения. Однако это не является целесообразным на данном этапе, поскольку вначале необходимо проанализировать зависимость скорости выходного потока жидкости от перемещения центральной массы и только потом осуществить подбор параметров для достижения заданных требований.

Таким образом, полученные результаты подтверждают соответствие термомеханической и электромеханической моделей, а также правильность выбранной стратегии моделирования.

2.5. Моделирование поведения жидкости

2.5.1. Моделирование хода выпрыскивания жидкости в микронасосе

Целью данной модели является анализ влияния перемещения центральной массы в процессе биметаллической актюации на перепад давления внутри камеры микронасоса. Зная значение перепада давления между рабочей камерой микронасоса и выходным отверстием, становится возможным вычисление скорости потока жидкости.

Как уже было отмечено, моделирование микронасоса, одновременно учитывающее все взаимодействия и физические процессы, протекающие в нем (нагрев биметаллической структуры, изгиб мембраны, перепад давления, взаимодействие жидкости со стенками камеры и др.), является крайне сложной задачей как с точки зрения построения самой модели, так и с точки зрения ограниченности вычислительных ресурсов. Поэтому в данной работе применяется последовательный подход: результаты, полученные в ходе моделирования электромеханических процессов, будут использоваться как начальные условия для последующего моделирования поведения жидкости.

Благодаря возможностям пакета ANSYS Workbench 11.0 отображать в реальном времени площадь любой выделенной поверхности или объем любого тела, становится крайне простым вычисление объема жидкости в конце хода всасывания (см. п. 1.3.1). Таким образом, объем жидкости, изображенный на рис. 2.5.2 (объем жидкости, заполняющей камеру на рис. 2.5.1) следующий:

$V_0 = 1.36 \cdot 10^{-9} M^3$

Подобным образом возможно изменение объема рабочей камеры в процессе хода выпрыскивания:

$$Vch = 5.24 \cdot 10^{-11} \ m^3$$

Данные значения были получены для величины **перемещения центральной массы** = **50** *мкм*. Величина 50 *мкм* не является каким-то окончательным результатом, полученным в процессе моделирования электромеханических процессов, и выбрана для простоты дальнейших вычислений (тем не менее, как видно из рис. 2.3.18, данное значение вполне достижимо).





Рис. 2.5.1. МКЭ-модель микронасоса с изогнутой мембраной (половина)

Рис. 2.5.2. МКЭ-модель жидкости, заполняющей рабочую камеру микронасоса (половина)

На рис. 2.5.3 схематически изображен микронасос во время хода выпрыскивания. В результате предыдущего хода всасывания мембрана максимально изогнута. При снятии разницы потенциалов мембрана возвращается в свое исходное (неизогнутое) состояние, приводя к уменьшению объема рабочей камеры микронасоса и, таким образом, увеличивая перепад давления между камерой и выходным отверстием.

На рис. 2.5.3: p_p – давление внутри камеры (в Πa); p_1 – давление на выходе (вне камеры) (в Πa); $p_1 = 2 \text{ pst} = 1.379 \cdot 10^4 \Pi a$ q_{din} – динамический массоперенос (вызванный изгибом мембраны, в $\kappa c/c$); q_1 – статический массоперенос (вызванный током жидкости из камеры в выходной канал, в $\kappa c/c$); C_1 – проводимость канала (константа, зависящая от конфигурации канала и свойств жидкости: вязкости и плотности. В $\kappa c/(c \cdot \Pi a)$).



Рис. 2.5.3. Ход выпрыскивания

Динамический массоперенос определяется как:

$$q_{atm} = \frac{dm}{dt} = \rho \frac{dV}{dt} + V \frac{d\rho}{dt} = \rho \frac{dV}{dt} + \frac{V}{RT} \frac{dp_{\varphi}}{dt} ,$$

где $\rho = \frac{p_p}{RT}$ – плотность жидкости ($\rho \cong 1000 \ \kappa c/m^3$ для воды).

Статический массоперенос определяется как:

$$q_1 = C_1 \cdot (p_1 - p_p).$$

Применяя закон сохранения массы

получается следующее дифференциальное уравнение:

$$\rho \frac{dV}{dt} + \frac{V}{RT} \frac{dp_p}{dt} = C_1 \cdot \left(p_1 - p_p\right), \qquad (2.5.1)$$

Решая данное уравнение относительно $p_p = f(V)$, возможно установить зависимость между давлением внутри рабочей камеры и изменением ее объема, вызванным изгибом мембраны.

Перед решением уравнения (2.5.1) следует рассмотреть упрощенный случай, в котором не учитываются явления инерции и вязкости жидкости в выходном канале. Для этого достаточно принять статический массоперенос $q_1 = 0$, в результате чего микронасос примет конфигурацию с «закрытой» камерой (реальная модель микронасоса представляет собой конфигурацию с «открытой» камерой).

2.5.1.1. Закрытая камера микронасоса

В этом случае статический массоперенос $q_1 = 0$, и выражение (2.5.1) упрощается до:

$$\frac{dp_p}{dt} = -\frac{RT}{V}\rho\frac{dV}{dt}$$
(2.5.2)

Данное уравнение может быть решено численным методом с помощью пакета *MATLAB SIMULINK* [31]. Для этого необходимо разработать блок-схему и запустить процесс моделирования. Блок-схема для решения уравнения (2.5.2) представлена на рис. 2.5.4.

Изменение объема рабочей камеры представлено на рис. 2.5.5. Максимальное значение на графике соответствует значению, рассчитанному в п. 2.5.1.

На рис. 2.5.5 ходу выпрыскивания соответствует отрицательный фронт (уменьшение объема), а ходу всасывания – положительный фронт. Начальное значение в камере было принято равным p_1 , таким образом, изначально перепада давления (и тока жидкости) не было.

Поведение давления внутри рабочей камеры микронасоса представлено на рис. 2.5.6.



Рис. 2.5.4. Блок-схема в SIMULINK для решения уравнения (2.5.2)







Рис. 2.5.6. Изменение давления в рабочей камере (значения в Па)

Сравнивая рис. 2.5.5 и рис. 2.5.6, хорошо видно, что при обратном изгибе мембраны (ход выпрыскивания) объем рабочей камеры уменьшается, приводя к увеличению давления. Более того, рис. 2.5.6 показывает, что в случае «закрытой» камеры массоперенос жидкости в направлении выходного отверстия отсутствует, и форма графика поведения давления полностью соответствует графику поведения объема (с инверсией).

2.5.1.2. Открытая камера микронасоса

В данном случае $q_1 = C_1 \cdot (p_1 - p_p)$, и выражение (2.5.1) нельзя упростить. Для решения этого уравнения численным методом необходимо разработать блок-схему и запустить процесс моделирования. Такая блок-схема представлена на рис. 2.5.7.



Рис. 2.5.7. Блок-схема в SIMULINK для решения уравнения (2.5.1)

Т.к. модуль актюации в данной модели не изменился, изменение объема рабочей камеры микронасоса полностью соответствует представленному на рис. 2.5.5. Как и в случае

с «закрытой» камерой начальное значение в камере было принято равным p_1 , таким образом, изначально перепада давления (и тока жидкости) не было.



Рис. 2.5.8. Изменение давления в рабочей камере (значения в Па)

Как видно из рис. 2.5.8 форма графика поведения давления больше не совпадает с формой графика поведения объема. Это связано с тем, что в процессе увеличения давления внутри рабочей камеры жидкость приходит в движение не сразу, а только после некоторой задержки, когда давление в камере достигнет определенного значения (пики на рис. 2.5.8), зависящего от вязкости и плотности жидкости.

Следует отметить, что модель микронасоса, представленная на рис. 2.5.3 не содержит выходного клапана, препятствующего обратному току жидкости в микронасос. Поэтому на рис. 2.5.8 можно наблюдать также отрицательные пики, соответствующие ходу всасывания жидкости. В реальной микросистеме выходной обратный клапан ограничивает ток жидкость внутрь рабочей камеры (по принципу диода).

Согласно результатам, представленным на рис. 2.5.8, максимальное давление в камере, нагнетаемое микронасосом, составляет:

$$p_{\varphi} = 7 \cdot 10^4 \Pi a \cong 10 \text{ pst}$$

Таким образом, перемещение центральной массы на 50 *мкм* приводит к возникновению перепада давления в 8 $psi = 5.5 \cdot 10^4 \Pi a$, что удовлетворяет заданным требованиям.

Следует отдельно отметить параметр C_1 – проводимость канала. Данный параметр представляет собой постоянную величину, зависящую от конфигурации канала и свойств жидкости, и оказывает значительное влияние на поведение давления внутри камеры (амплитуду и ширину пиков). Результаты, представленные на рис. 2.5.8, получены при значении $C_1 = 6 \cdot 10^{-13} \kappa c/(c \cdot \Pi a)$. На рис. 2.5.9 представлены графики изменения давления в камере при разных значениях параметра C_1 .

Как видно из рис. 2.5.9 с увеличением проводимости канала максимальное значение давления в рабочей камере снижается. Данный результат логичен, т.к. в этом случае жидкость является более подвижной, и для приведения ее в движение достаточно меньшего значения перепада давления.

Увеличение значения параметра C_l также приводит к уширению пиков на рис. 2.5.9, и форма графика поведения давления в большей степени соответствует форме графика поведения объема. Форма пиков играет ключевую роль в производительности устройства: чем уже пик, тем быстрее выпрыскивается жидкость и чем пик шире, тем медленнее происходит переключение насоса между циклами. Поэтому требуется проведение моделирования микронасоса с различными вариантами реализации выходного канала, с целью удовлетворение заданных требований к скорости выходного потока жидкости.



Рис. 2.5.9. Изменение давления в рабочей камере при разных значениях *C*₁ (значения в *Па*)

2.5.2. Моделирование выходного потока жидкости методом вычислительной гидродинамики

2.5.2.1. Постановка задачи

Целью данной модели является анализ параметров потока жидкости через выходное отверстие микронасоса в зависимости от величины перемещения центральной массы и генерируемого перепада давления. В рамках разработанной стратегии моделирования, характеризующейся последовательным подходом, данная модель является заключительной, поскольку позволяет получить численное значение основного выходного параметра микронасоса – объемного расхода (скорости выходного потока жидкости).

Проведение моделирования различных конструктивных реализаций микронасоса, характеризующихся, в том числе, различной геометрией выходного отверстия и кольцевой структуры, направлено на разработку оптимальной конфигурации, полностью удовлетворяющей заданным требованиям. В рамках моделирования также уделяется внимание стабильности и равномерности профиля выходного потока жидкости.

Как уже было отмечено, в данной работе применяется последовательный подход. Поэтому результаты, полученные в ходе моделирования электромеханических процессов (п. 2.4), а также хода выпрыскивания жидкости (п. 2.5.1), будут использоваться как начальные условия для моделирования выходного потока жидкости методом вычислительной гидродинамики.

Начальные условия представлены в табл. 2.5.1.

Для моделирования выходного потока жидкости методом вычислительной гидродинамики используется программный комплекс *ANSYS CFX* 11.0 [28].

Табл. 2.5.1. Начальные условия для *CFD*-моделирования

Параметр	Значение
Перемещение центральной массы	50 мкм
Давление в камере, нагнетаемое микронасосом	$7\cdot 10^4I\!T\!a\cong 10pst$
Давление на выходе (вне камеры)	$1.379 \cdot 10^4 \Pi a = 2 \ pst$

2.5.2.2. Описание программного комплекса ANSYS CFX

Программный комплекс *ANSYS CFX* сочетает возможности анализа гидрогазодинамических процессов, многофазных потоков, химической кинетики, горения, радиационного теплообмена [28].

Возможность работы под единой средой *ANSYS Workbench* позволяет обмениваться данными и результатами напрямую с другими модулям среды, позволяя проводить сопряженный жидкостно-структурный анализ.

ANSYS CFX представляет открытую архитектуру и специальные средства для изменения всех возможностей. Входные данные и результаты могут сохраняться в различных форматах, что обеспечивает легкую интеграцию с существующими программными средствами.

Основой программной системы ANSYS CFX является решатель Algebraic Coupled Multigrid. Используя неявную связанную схему решения линеаризованной системы уравнений, решатель обеспечивает быструю и устойчивую сходимость во всех типах задач. При этом время решения задачи находится в линейной зависимости от объема расчетной сетки. Преимущество ANSYS CFX особенно проявляется при решении больших моделей с многокомпонентными течениями и сложной структурой. Решатель ANSYS CFX малочувствителен к отношениям размеров элементов, временным шагам и релаксационным факторам. Точность решения достигается как за счет высокой точности на узел, так и схемой дискретизации второго порядка устанавливаемой по умолчанию. Эти же свойства сохраняются при параллельных расчетах, обеспечивая отличные параметры ускорения на многопроцессорных системах и кластерах рабочих станций.

Точность моделирования непосредственно связана с физическими моделями, используемыми в расчете. *ANSYS CFX* содержит большое количество физических моделей для обеспечения точных результатов в широком диапазоне промышленных задач. Все физические модели могут взаимодействовать друг с другом, на любой топологии сетки, с применением всех типов интерфейсов областей расчета, используя связанный многосеточный решатель, в том числе и при параллельном расчете.

Среди возможностей *ANSYS CFX* следует отметить моделирование следующих процессов [28]:

• Многофазные потоки.

Более чем 20-летний опыт в моделировании многофазных потоков позволил развить множество физических моделей, позволяющих рассчитывать потоки из нескольких фаз, их взаимодействие, свободные поверхности и учитывать эффект поверхностного натяжения. Модель движения твердых частиц (*Lagrangian Particle Transport*) позволяет учесть одну или несколько дискретных примесей в однородном потоке. Модель межфазного тепло- и массообмена позволяет рассчитывать кипение, испарение и кавитацию.

• Вращающиеся машины.

ANSYS CFX является признанным лидером CFD-технологии моделирования для вращающихся машин. Несколько типов интерфейсов между расчетными областями

облегчают моделирование взаимодействия ротор-статор. Пре- и постпроцессор содержит специальный режим работы для анализа турбомашин.

• Турбулентность.

Большинство промышленных потоков являются турбулентными, и ANSYS CFX содержит более 16 моделей турбулентности, позволяющих учесть все нюансы течения. В качестве хорошо зарекомендовавших себя моделей используются модели *k-є* и SST с автоматической функцией стенки. Для более сложных течений, с большой степенью анизотропности турбулентности, применяются модели напряжений Рейнольдса (RSM). Среди зональных моделей турбулентности, помимо LES-и DES-формулировок, есть модель DES-SST, более корректно учитывающая пристенные эффекты. Уникальной опцией является переходная модель турбулентности на основе SST-модели турбулентности, созданная специально для турбомашиностроения и авиакосмической промышленности.

• Теплообмен.

Оптимизация теплообмена между потоком и твердым телом является типичной задачей во многих отраслях промышленности. Возможности *ANSYS CFX* позволяют решать подобные задачи в трехмерной постановке с учетом сопряженного теплообмена и теплопроводности твердого материала.

• Радиационный теплообмен.

Широкий выбор моделей радиационного теплообмена позволяет учесть такие эффекты, как преломление, отражение, частичное отражение и поглощение. Эти эффекты крайне важны при анализе горения, теплообмена и вентиляции.

• Горение.

Взаимодействие всех компонентов химических реакций решается одновременно, что улучшает сходимость решения в сложных реакциях. Представлены модели горения как *EDM*-, так *FCR*- и *Flamelet*-типа, позволяющие рассчитывать горение как полностью, так и частично перемешанных смесей.

• Жидкостно-структурное взаимодействие.

Используя специализированные решения, как в структурном анализе, так и в гидрогазодинамике, *ANSYS CFX* позволяет моделировать связанные задачи аэроупругости, сопряженного теплообмена. Подобный подход дает возможность добиваться беспрецедентных результатов, как в каждой отдельной области, так и в интерфейсе между ними.

• Движущаяся сетка.

В тех случаях, когда геометрия расчетной области изменяется в процессе работы, например в винтовых компрессорах, шестеренчатых и **мембранных насосах**, поршневых компрессорах и двигателях, корректное моделирование возможно только с учетом данного эффекта. *ANSYS CFX* позволяет работать с подобными расчетными моделями, в том числе совместно с *ANSYS Mechanical/Multiphysics*.

В постпроцессоре ANSYS CFX в интуитивно понятном интерфейсе содержатся мощные средства постпроцессинга (обработки результатов), в том числе анализ качественных и количественных результатов. Средства отображения графической информации дают возможность проанализировать структуру потока с помощью изоповерхностей, сечений, векторов, траекторий и других методов. Анализ количественных результатов с помощью встроенных функций позволяет получить более точное представление о характеристиках изделия.

2.5.2.3. Анализ объемного расхода микронасоса

На рис. 2.5.10 представлены результаты моделирования выходного потока жидкости во время хода выпрыскивания (векторный профиль скорости выходного потока). Объем жидкости, заполняющий рабочую камеру микронасоса, представлен на рис. 2.5.2.

На рис. 2.5.11 представлены профили скорости выходного потока во время хода выпрыскивания. Рис. 2.5.11 (1) соответствует самому началу хода выпрыскивания (когда выходной поток отсутствует), в то время как рис. 2.5.11 (6) – его конечному моменту (когда объемный расход жидкости максимален).



Рис. 2.5.10. Векторный профиль скорости выходного потока (значения в M/c)



Рис. 2.5.11. Ход выпрыскивания. Профили скорости выходного потока

Согласно представленным на рис. 2.5.10 данным, максимальное достижимое значение скорости потока жидкости через выходное отверстие для данной конструктивной реализации микронасоса (конфигурация *«reference»*, см. табл. П1.1) составляет:

$$v = 13.3 \ \text{M/c}$$

Диаметр выходного отверстия для данной конфигурации микронасоса составляет 120 *мкм*, а площадь поперечного сечения – $A \approx 11300 \ m\kappa m^2 = 1.13 \cdot 10^{-8} \ m^2$.

Таким образом, объемный расход жидкости определяется как:

$$Q = v \cdot A = 0.15$$
 мл/ $c = 9$ мл/мин,

что удовлетворяет заданным требованиям (см. п. 1.4.1). Тем не менее, полученный результат в значительной степени меньше максимального из требуемого диапазона, поэтому для достижения больших значений может потребоваться проведение оптимизации конструктивной реализации микронасоса (см. влияние параметров на величину перемещения центральной массы в п. 2.3.4).

Рис. 2.5.12 иллюстрирует поведение скорости выходного потока жидкости в различных областях выходного микроканала.



Рис. 2.5.12. Распределение скорости выходного потока вдоль выходного микроканала

График на рис. 2.5.12 построен для значений скорости выходного потока жидкости вдоль выходного микроканала (вдоль прямой, отмеченной красным). Началу отсчета (значению 0 по оси абсцисс) соответствует крайняя верхняя точка прямой (внутри камеры).

Как видно из рис. 2.5.12, максимальное значение скорости выходного потока достигается практически в самом начале выходного микроканала. При этом профиль потока жидкости остается постоянным и стабильным на всем его протяжении (что подтверждается профилем скорости выходного потока на рис. 2.5.11 (6)).

Стабильность выходного потока жидкости (наряду с объемным расходом) является важным параметром, обеспечивающим равномерное выпрыскивание лекарства и его точную дозировку.

2.5.2.4. Анализ стабильности выходного потока жидкости

Параметры профиля выходного потока жидкости в значительной степени зависят от выходной кольцевой структуры (№10 на рис. 1.4.1). Наличие данной структуры и ее геометрическая конфигурация определяют не только стабильность выходного потока, но и равномерность выпрыскивания жидкости.

Для определения степени влияния выходной кольцевой структуры на стабильность выходного потока жидкости проводится *CFD*-моделирование микронасоса (конфигурация *«reference»*, см. табл. П1.1) без данной структуры (рис. 2.5.13).

Значительное влияние на стабильность и равномерность профиля выходного потока жидкости оказывает также геометрическая конфигурация выходного микроканала. На

рис. 2.5.14 изображена МКЭ-модель микронасоса с конусообразным выходным каналом. В данной конфигурации диаметр выходного канала изменяется от 120 *мкм* до 280 *мкм*.



Рис. 2.5.13. МКЭ-модель микронасоса без выходной кольцевой структуры (половина)



Рис. 2.5.14. МКЭ-модель модель микронасоса с конусообразным выходным каналом (половина)

На рис. 2.5.15 представлены результаты *CFD*-моделирования различных конфигураций микронасоса (описание осей координат см. в комментариях к рис. 2.5.12):

- 1. с выходной кольцевой структурой и с выходным каналом постоянного сечения (рис. 2.5.1);
- 2. с выходной кольцевой структурой и с конусообразным выходным каналом (рис. 2.5.14);
- без выходной кольцевой структуры и с выходным каналом постоянного сечения (рис. 2.5.13);
- 4. без выходной кольцевой структуры и с конусообразным выходным каналом.

На рис. 2.5.16 представлены профили скорости выходного потока жидкости в конечный момент хода выпрыскивания для данных конфигураций.

Сравнивая результаты, полученные для конфигураций 1 и 3, можно сделать вывод, что применение выходной кольцевой структуры приводит к значительно более равномерному профилю выходного потока жидкости на всем протяжении выходного микроканала. Поэтому, несмотря на несколько более сложный технологический процесс изготовления, применение выходной кольцевой структуры является целесообразным.



Рис. 2.5.15. Распределение скорости выходного потока вдоль выходного микроканала для различных конфигураций микронасоса



Рис. 2.5.16. Профили скорости выходного потока жидкости в конечный момент хода выпрыскивания

Сравнивая результаты, полученные для конфигураций 1 и 2, можно сделать вывод, что выходной микроканал постоянного сечения обеспечивает не только более равномерный профиль, но и большие значения скорости выходного потока жидкости в конце микроканала (13.3 *м/с* для конфигурации 1 против 11.3 *м/с* для конфигурации 2). Сравнивая результаты, полученные для конфигураций 2 и 4, можно сделать вывод, что применение микроканала конической формы несколько снижает скорость выходного потока жидкости (11.3 *м/с* для конфигурации 2 против 9.5 *м/с* для конфигурации 4). Таким образом, с точки зрения обеспечения стабильности профиля выходного потока жидкости и достижения максимальной скорости выпрыскивания применение выходного микроканала конической формы нецелесообразно.

Выводы по главе

- 1 Исследованы закономерности, физические явления И основе лежащие В биметаллической актюации С целью построения математических моделей микронасосов на базе данной технологии и проведения их численного моделирования.
- Поставлена задача проведения моделирования системы методом конечных элементов; проанализированы возможности метода; сформулирована проблема эффективного разбиения модели на конечные элементы, связанная с высоким аспектным соотношением, и представлены пути ее решения.
- 3. Проведен анализ рабочего цикла микронасоса и определены наиболее важные процессы, требующие моделирования; разработана стратегия проведения моделирования, характеризующаяся последовательным подходом: от разработки упрошенной модели, направленной на качественный анализ поведения системы, до более сложных моделей, направленных на проведение количественного анализа и оптимизации конструктивных параметров.
- 4. Проведено моделирование термомеханических процессов, протекающих во время актюации микронасоса; разработана упрощенная математическая модель биметаллической актюации; построена термомеханическая МКЭ-модель микронасоса; проведен анализ поведения структур *Si-Al* и *SiO₂-PolySi-SiO₂-Al*; проведен количественный анализ зависимости величины изгиба мембраны от различных

конструктивных параметров, в результате чего были определены параметры, в наибольшей степени влияющие на выходные характеристики микронасоса.

- 5. Проведено моделирование электромеханических процессов, протекающих во время актюации микронасоса; построена электромеханическая МКЭ-модель микронасоса; проведен анализ поведения структуры *SiO₂-PolySi-SiO₂-Al* и количественно оценены такие критические параметры как плотность тока, джоулев нагрев и потребляемая мощность системы, что позволило сравнить полученные результаты с требуемыми и сделать вывод о пригодности использования технологии биметаллической актюации.
- 6. Проведен сравнительный анализ результатов моделирования термомеханических и электромеханических процессов, с целью подтверждения соответствия различных моделей, правильности выбранной стратегии моделирования и настройки программного обеспечения.
- 7. Проведено моделирование хода выпрыскивания жидкости в микронасосе; разработаны две модели микронасоса, основанные на законе сохранения массы – упрощенная с закрытой рабочей камерой и реалистичная с открытой камерой – и определена зависимость перепада давления в камере от изгиба мембраны в процессе биметаллической актюации. Полученные результаты в значительной степени совпадают с результатами мировых аналогов, основанных на схожих принципах, и позволяют провести анализ наиболее важного процесса, протекающего в микронасосе – выпрыскивание жидкости.
- 8. Поставлена задача проведения моделирования выходного потока жидкости методом вычислительной гидродинамики; проанализированы возможности программного комплекса ANSYS CFX; проведено моделирование скорости потока жидкости. Моделирование, проведенное для разных значений критических параметров микронасоса, позволило разработать оптимальную конфигурацию для достижения требуемого значения скорости потока жидкости при сохранении других рабочих параметров в допустимых пределах.
- 9. Проанализировано влияние конфигурации выходной кольцевой структуры и выходного микроканала на стабильность и равномерность профиля выходного потока жидкости. В результате проведенных исследований было сделано заключение о целесообразности применения выходной кольцевой структуры и нецелесообразности применения выходного микроканала конической формы.
- 10. Разработанные в данной главе модели позволяют провести сравнение результатов математического моделирования с результатами, полученными в ходе экспериментальных исследований, сделать выводы о правильности разработанной стратегии моделирования, допустимости применения последовательного подхода в моделировании и применимости технологии биметаллической актюации для решения поставленной задачи.

3. РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МИКРОНАСОСА С БИМЕТАЛЛИЧЕСКОЙ АТКЮАЦИЕЙ

Технологический процесс изготовления микронасоса состоит из трех основных этапов:

- 1. изготовление верхней подложки микронасоса (№1 на рис. 1.4.1);
- 2. изготовление нижней подложки микронасоса (№2 на рис. 1.4.1);
- 3. изготовление обратных клапанов и склеивание подложек.

Наиболее важный процесс – изготовление верхней подложки. Верхняя подложка микронасоса содержит его основные элементы – модуль актюации в виде биметаллической мембраны и центральную массу, от которых напрямую зависят выходные параметры микронасоса (объемный расход, потребляемая мощность и общий размер системы).

технологического Поэтому перед разработкой процесса изготовления всего микронасоса, следует разработать упрощенный процесс изготовления его верхней подложки (без входного отверстия и микроканала). Экспериментальные исследования упрощенной структуры позволят проанализировать работу механизма актюации на начальной стадии производства, определить пригодность выбранной технологии для обеспечения заданных требований и внести коррективы в случае необходимости. Для этого на одной подложке будет изготовлено множество микронасосов, выполненных в различных конфигурациях (с различными значениями критических параметров, см. п. 1.4.2), что позволит проанализировать поведение системы в различных условиях, а также сравнить экспериментальные результаты с результатами математического моделирования.

Данный подход позволит свести к минимуму необходимость повторной разработки конструкции микронасоса или внесение изменений на поздней стадии производства в случае обнаружения ошибок или несоответствий заданным требованиям. Это приведет к значительному снижению стоимости разработки технологического процесса и конечного устройства.

3.1. Технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса

Технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса (рис. 3.1.1) состоит из 8 основных операций и отличается использованием всего 4 фотошаблонов, что позволяет в значительной степени снизить сложность и стоимость производства (оценку стоимости конечного продукта см. в приложении Пб).

На рис. 3.1.1 представлены только основные операции и не представлены такие вспомогательные операции как очистка подложек, нанесение/проявление/удаление фоторезиста, выравнивание и др.

В данном технологическом процессе используется позитивный фоторезист (обладающий лучшим разрешением, чем негативный) толщиной ~1.1 *мкм*, если не указано обратное.



Рис. 3.1.1. Технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса

Основные операции технологического процесса следующие:

- 1. Подготовка кремниевой подложки *p*-типа {100} (с помощью набора стандартных операций в чистой комнате).
- 2. Операция 2 состоит из 3 переходов, выполняемых методом осаждения из паровой фазы: нанесение нижнего изолирующего слоя окисла кремния толщиной 0.4 *мкм*, нанесение слоя поликремния толщиной 0.3 *мкм* (может варьироваться, определяя толщину мембраны), нанесение слоя жертвенного окисла толщиной 50 *нм* (для последующего ионного легирования).
- 3. Формирование резистивных колец в слое поликремния методом ионного легирования через жертвенный окисел. Оптимальные параметры для легирования: примесь бор, концентрация примесей 10^{18} *см*⁻³, ускоряющее напряжение 70 *КэВ*. После легирования производится удаление жертвенного окисла и операция отжига.
- 4. Нанесение верхнего изолирующего слоя окисла кремния толщиной 0.2 *мкм* методом осаждения из паровой фазы.
- 5. Вскрытие контактных окон для резистивных колец методом травления слоя окисла кремния в плавиковой кислоте (*HF*).
- 6. Нанесение слоя металла (*Al*) толщиной 2 *мкм* (может варьироваться в пределах 0.5-2 *мкм*, определяя толщину биметаллического слоя) методом термического вакуумного напыления.
- Избирательное травление слоя металла (Al) (в растворе H₃PO₄ (80%) + HNO₃ (5%) + CH₃COOH (5%) + H₂O (10%), нагретом до 35-45 °C): формирование металлического слоя в виде кольца, контактных площадок и межсоединений, разделение резистивных колец.
- 8. Формирование мембраны и центральной массы методом травления кремниевой подложки с обратной стороны. Данная операция может быть выполнена методом глубокого реактивного ионного травления (DRIE) или жидкостного травления в растворе KOH. Для упрощения технологического процесса изготовления экспериментальных образцов используется метод DRIE с толщиной фоторезиста ~10 мкм.

3.2. Проектирование топологии верхней подложки микронасоса

3.2.1. Топологическое планирование

Как уже было отмечено, существует несколько конструктивных параметров, которые оказывают влияние на выходные характеристики микронасоса. К ним относятся: толщина мембраны и металла, размеры мембраны, положения металлического кольца и области нагрева относительно центра мембраны (см. приложение П1).

Для оценки степени влияния данных параметров на выходные характеристики системы, а также анализа точности результатов математического моделирования необходимо изготовить микронасосы, выполненные в различных конфигурациях, и провести их экспериментальные исследования. Таким образом, каждая конфигурация микронасоса, характеризующаяся определенным значением конструктивных параметров, должна быть размещена на подложке и изготовлена.

Поскольку мембрана занимает большую часть микронасоса необходимо обеспечить достаточную жесткость всей структуры после травления с обратной стороны (операция 8) путем увеличения ее размеров (см. соотношение размеров мембраны и всей структуры на рис. 1.4.2).

С целью упрощения топологии верхней подложки (выравнивания структур относительно друг друга) в качестве базовой используется конфигурация «width4» (см.

табл. П1.2), характеризующаяся наибольшими размерами мембраны (радиус мембраны без центральной массы = 1500 *мкм*) и, таким образом, наибольшей площадью, занимаемой всей структурой. Все остальные конфигурации располагаются на данной площади с некоторым зазором, что только увеличивает их жесткость и никак не влияет на характеристики микронасоса. На рис. 1.4.2 и 1.4.3 представлены размеры одной структуры, спроектированной с применением данного подхода: 5840 х 5840 *мкм*².

Таким образом, на подложке диаметром 100 *мм* можно разместить не менее 144 структур. Тщательный анализ результатов математического моделирования для различных конструктивных параметров и их комбинаций, а также применение тестовых структур привели к разработке 22 различных конфигураций, которые представлены в табл. 3.2.1. Табл. 3.2.1 содержит перечень всех конфигураций и их описание, а также число структур каждой конфигурации, расположенных на 100-*мм* подложке. Каждая структура имеет свою уникальную маркировку, что облегчает доступ к ней в процессе изготовления и проведения экспериментальных исследований.

	Маркировка	Конфигурация/описание (на основе табл. П1.2)	Число структур
{s1}	s1-1 (<i>reference</i>)	all	34
	s1-2	al3	1
	s1-3	al2	6
{s2}	s2-1	al4	1
	s2-2	al5	12
(~2)	s3-1	heater3	1
{\$3}	s3-2	heater1	16
(al)	s4-1	heater6	1
{\$4}	s4-2	heater5	16
	s5-1	width4	8
{s5}	s5-2	width1	1
	s5-3	width2	1
{s6}	s6-1	Комбинация: <i>al5</i> + <i>heater1</i>	4
{s7}	s7-1	Комбинация: <i>al5</i> + <i>width4</i>	4
{s8}	s8-1	Комбинация: heater1 + width4	4
{s9}	s9-1	Комбинация: <i>al5</i> + <i>heater1</i> + <i>width4</i>	4
{s11}	s11-1	Без травления с обратной стороны (на основе s1-1)	10
{s12}	s12-1	С температурными датчиками (на основе s1-1)	8
	s12-2	С температурными датчиками (на основе s3-2)	6
	s12-3	С мембраной квадратной формы (на основе s1-1)	2
	s12-4	С ц.м. квадратной формы (на основе s1-1)	2
	s12-5	С мембраной и ц.м. квадратной формы (на основе s1-1)	2
Общее число структур:			

Табл. 3.2.1. Структуры с различными конфигурациями микронасоса

На рис. П4.1 (приложение П4) представлена топология 100-*мм* подложки с указанием расположения каждой структуры, а также показана 50-*мм* подложка (штриховой окружностью), которая может быть использована для изготовления экспериментальных структур. Топология разработана таким образом, что даже в случае использования 50-*мм* подложки, все 22 конфигурации будут расположены на ней как минимум в одном экземпляре.

3.2.2. Проблема прозрачности фотошаблонов

Пример четырех фотошаблонов для изготовления экспериментальной структуры с температурными датчиками (конфигурация «*s12-2*», см. табл. 3.2.1) представлен в приложении П5. Данные шаблоны являются только иллюстративным примером для анализа проблемы прозрачности; реальные фотошаблоны разработаны для всей 100-*мм* подложки и содержат 144 структуры.

Так как в данном технологическом процессе используется позитивный фоторезист, только фотошаблон №3 является прозрачным. Остальные три фотошаблона непрозрачны, что может привести к значительным трудностям в процессе их совмещения. С целью облегчения совмещения фотошаблонов были разработаны специальные прозрачные окна (в левом верхнем углу каждой структуры), которые не оказывают влияния на свойства экспериментальных структур. Так как каждая структура имеет свою уникальную маркировку и точно заданное расположение на подложке (рис. П4.1), использование прозрачных окон сводит к минимуму возможность неправильного совмещения.

3.2.3. Датчики и структуры для контроля качества технологического процесса

С целью мониторинга рабочих параметров микросистемы и контроля качества технологического процесса разработаны датчики и специальные структуры, позволяющие контролировать большинство критических параметров: удельное сопротивление материалов, качество окислов, проблемы совмещения фотошаблонов, эффекты близости, качество процессов реактивного травления и осаждения из паровой фазы. Данные структуры по возможности используются как для слоя металла (изображен синим на рис. ниже), так и для слоя полкремния (изображен красным на рис. ниже).

TLM-структуры (рис. 3.2.1) и структуры Ван дер Пау (рис. 3.2.2) используются для измерения удельного сопротивления материалов.





Рис. 3.2.1. *TLM*-структуры (удельное сопротивление). Зеленым изображены вскрытые окна для межсоединений

Рис. 3.2.2. Структуры Ван дер Пау (удельное сопротивление, тип легирования, подвижность)

Структуры Ван дер Пау также могут быть использованы для определения типа легирования и измерения подвижности основных носителей заряда [33].

Качество технологического процесса может быть проконтролировано несколькими способами. Для контроля фотолитографических операций используются структуры, изображенные на рис. 3.2.3 и 3.2.4. Контроль качества глубокого реактивного ионного

травления осуществляется с помощью специальных структур различной формы, изображенных на рис. 3.2.5. Качество операций осаждения из паровой фазы можно проконтролировать с помощью методики *talistep* (нанесение слоев различных материалов с их взаимным перекрытием и определение толщины, рис. 3.2.6).



Рис. 3.2.3. Структуры для определения вертикального и горизонтального отклонения в процессе совмещения



Рис. 3.2.5. Структуры для контроля качества *DRIE*-травления



Рис. 3.2.4. Структуры для изучения эффектов близости



Рис. 3.2.6. Структуры *talistep* (толщина слоев)

Качество окислов может быть проконтролировано с помощью интегральных емкостей и полевых транзисторов (рис. 3.2.7). Транзисторы также могут быть использованы для измерения подвижности неосновных носителей.

Применение температурных датчиков (рис. 3.2.8) позволяет наблюдать за температурой мембраны в различных местах, а также распределением тепла по подложке в процессе актюации. Активная область температурного датчика расположена в слое поликремния, который меняет свое удельное сопротивление в процессе нагрева.

Датчики разработаны таким образом, что не требуют применения дополнительных операций и фотошаблонов для их изготовления.



Рис. 3.2.7. Транзисторы и конденсаторы (качество окислов, подвижность)



Рис. 3.2.8. Температурные датчики

Выводы по главе

- 1. Поставлена задача разработки технологического процесса изготовления верхней подложки микронасоса, содержащей его основные элементы модуль актюации в виде биметаллической мембраны и центральную массу.
- 2. Разработан технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса, отличающийся наличием 8 операций и использованием всего 4 фотошаблонов, позволяя в значительной степени снизить сложность и стоимость производства.
- 3. Выполнено проектирование топологии 100-*мм* подложки и планирование расположения тестовых структур 22 различных конфигураций на ее поверхности.
- 4. Проанализирована проблема прозрачности фотошаблонов; разработана специальная маркировка экспериментальных структур, знаки совмещения и прозрачные окна для упрощения процесса совмещения фотошаблонов.
- 5. С целью мониторинга рабочих параметров микросистемы и контроля качества технологического процесса разработаны датчики и специальные структуры, позволяющие контролировать большинство критических параметров: удельное сопротивление материалов, качество окислов, проблемы совмещения фотошаблонов, эффекты близости, качество процессов реактивного травления и осаждения из паровой фазы, а также наблюдать за температурой системы в различных местах.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках работы были решены следующие задачи:

- 1. Проведен анализ мирового рынка живых систем, рынка микрофлюидных систем биомедицинского назначения и рынка систем доставки лекарств; определена степень востребованности микрофлюидных систем доставки лекарств в разных сегментах рынка и риски, связанные с внедрением таких систем; приведены основные игроки на рынке и годовые обороты реализации соответствующей продукции.
- Проведена классификация конструктивных и технологических реализаций микронасосов; проведен анализ микронасосов возвратно-поступательного движения по критическим для биомедицинского назначения параметрам, таким как скорость потока жидкости, потребляемая мощность и биосовместимость.
- 3. Поставлена задача разработки одноразовой беспоршневой системы направленной доставки лекарств; сформулированы требования к микронасосу, как основному компоненту данной системы, модулям управления и питания, материалам, технологии изготовления и стоимости.
- 4. С целью удовлетворения требований к системе была выбрана наиболее подходящая конструкторско-технологическая реализация микронасоса микронасос возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией и дано обоснование выбора. Проведен сравнительный анализ критических параметров различных конструктивных реализаций и определено их соответствие заданным требованиям, что позволило сделать вывод о пригодности выбранной технологии для решения поставленной задачи.
- 5. Разработана конструкция микронасоса возвратно-поступательного движения с биметаллической актюацией и сформулированы принципы ее работы, в результате чего были определены критические параметры, влияющие на скорость выпрыскивания жидкости из микронасоса: геометрическая конфигурация биметаллической структуры, размер и толщина мембраны и др.
- 6. Исследованы физические явления И закономерности, лежащие в основе биметаллической актюации с целью построения математических моделей микронасосов на базе данной технологии и проведения их численного моделирования.
- 7. Поставлена задача проведения моделирования системы методом конечных элементов; проанализированы возможности метода; сформулирована проблема эффективного разбиения модели на конечные элементы, связанная с высоким аспектным соотношением, и представлены пути ее решения.
- 8. Проведен анализ рабочего цикла микронасоса и определены наиболее важные процессы, требующие моделирования; разработана стратегия проведения моделирования, характеризующаяся последовательным подходом: от разработки упрошенной модели, направленной на качественный анализ поведения системы, до более сложных моделей, направленных на проведение количественного анализа и оптимизации конструктивных параметров.
- 9. Проведено моделирование термомеханических процессов, протекающих во время актюации микронасоса; разработана упрощенная математическая модель биметаллической актюации; построена термомеханическая МКЭ-модель микронасоса; проведен анализ поведения структур *Si-Al* и *SiO₂-PolySi-SiO₂-Al*; проведен количественный анализ зависимости величины изгиба мембраны от различных конструктивных параметров, в результате чего были определены параметры, в наибольшей степени влияющие на выходные характеристики микронасоса.
- 10. Проведено моделирование электромеханических процессов, протекающих во время актюации микронасоса; построена электромеханическая МКЭ-модель микронасоса; проведен анализ поведения структуры SiO₂-PolySi-SiO₂-Al и количественно оценены

такие критические параметры как плотность тока, джоулев нагрев и потребляемая мощность системы, что позволило сравнить полученные результаты с требуемыми и сделать вывод о пригодности использования технологии биметаллической актюации.

- 11. Проведен сравнительный анализ результатов моделирования термомеханических и электромеханических процессов, с целью подтверждения соответствия различных моделей, правильности выбранной стратегии моделирования и настройки программного обеспечения.
- 12. Проведено моделирование хода выпрыскивания жидкости в микронасосе; разработаны две модели микронасоса, основанные на законе сохранения массы упрощенная с закрытой рабочей камерой и реалистичная с открытой камерой и определена зависимость перепада давления в камере от изгиба мембраны в процессе биметаллической актюации. Полученные результаты в значительной степени совпадают с результатами мировых аналогов, основанных на схожих принципах, и позволяют провести анализ наиболее важного процесса, протекающего в микронасосе выпрыскивание жидкости.
- 13. Поставлена задача проведения моделирования выходного потока жидкости методом вычислительной гидродинамики; проанализированы возможности программного комплекса ANSYS CFX; проведено моделирование скорости потока жидкости. Моделирование, проведенное для разных значений критических параметров микронасоса, позволило разработать оптимальную конфигурацию для достижения требуемого значения скорости потока жидкости при сохранении других рабочих параметров в допустимых пределах.
- 14. Проанализировано влияние конфигурации выходной кольцевой структуры и выходного микроканала на стабильность и равномерность профиля выходного потока жидкости. В результате проведенных исследований было сделано заключение о целесообразности применения выходной кольцевой структуры и нецелесообразности применения выходного микроканала конической формы.
- 15. Разработанные в данной главе модели позволяют провести сравнение результатов математического моделирования с результатами, полученными в ходе экспериментальных исследований, сделать выводы о правильности разработанной стратегии моделирования, допустимости применения последовательного подхода в моделировании и применимости технологии биметаллической актюации для решения поставленной задачи.
- 16. Поставлена задача разработки технологического процесса изготовления верхней подложки микронасоса, содержащей его основные элементы – модуль актюации в виде биметаллической мембраны и центральную массу.
- 17. Разработан технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса, отличающийся наличием 8 операций и использованием всего 4 фотошаблонов, позволяя в значительной степени снизить сложность и стоимость производства.
- 18. Выполнено проектирование топологии 100-*мм* подложки и планирование расположения тестовых структур 22 различных конфигураций на ее поверхности.
- 19. Проанализирована проблема прозрачности фотошаблонов; разработана специальная маркировка экспериментальных структур, знаки совмещения и прозрачные окна для упрощения процесса совмещения фотошаблонов.
- 20. С целью мониторинга рабочих параметров микросистемы и контроля качества технологического процесса разработаны датчики и специальные структуры, позволяющие контролировать большинство критических параметров: удельное сопротивление материалов, качество окислов, проблемы совмещения фотошаблонов, эффекты близости, качество процессов реактивного травления и осаждения из паровой фазы, а также наблюдать за температурой системы в различных местах.

Основные положения работы изложены в следующих работах:

- Денисов А.А. Исследование принципов проектирования, моделирования и изготовления микрофлюидных МЭМС для применений в биомедицине на примере беспоршневой системы направленной доставки лекарств. // 11-я Молодежная научнотехническая конференция «Наукоемкие технологии и интеллектуальные системы 2009». 15 апреля 2009 г. – М.: издательство МГТУ им. Н.Э.Баумана, 2009.
- 2. Alexey Denisov. "Designing, modeling, fabrication and characterization of microfluidic MEMS devices for biomedical applications: micropump for pistonless drug delivery system" // Report on the scientific internship at the Institute of Microelectronics, Electromagnetism and Photonics (IMEP) in the frame of MSc degree in nanotechnologies for ICT engineering (Grenoble, France), 84 p. (2008).
- 3. A. Denisov, D.A. Carnelli, D. Sacchetto, L. Zheng, L. Di Lillo, P. Reddy, S. Fisichella, X. An. "Research and development of GaInP/GaAs/Ge multi-junction solar cells" // The 10th conference "High technologies and intellectual systems" proceedings, Russia, BMSTU publishers, pp. 23-47 (2008).
- 4. Alexey Denisov. "Designing of a diffraction grating based micro-spectrometer with an APD array for biomedical applications". // Report on the scientific internship at the Tyndall National Institute (Cork, Ireland), 27 p. (2007).
- 5. A. Denisov, T. Barzan, S. Meliga, G. Bougrine, Y. Civet. "Investigation of simulation techniques and fabrication technologies of MEMS by the example of microfluidic switch based on Coanda effect" // The 9th conference "High technologies and intellectual systems" proceedings, Russia, BMSTU publishers, pp. 152-166 (2007).

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1]. "FlowMap Microfluidics Roadmap for the Life Sciences" by IMTEK, CBC, HSG-IMIT, and Yole Développment. Editors: Jens Ducrée and Roland Zengerle. http://www.microfluidics-roadmap.com
- [2]. Nan-Chyuan Tsai, Chung-Yang Sue. "Review of MEMS-based drug delivery and dosing systems". Sensors and Actuators A 134 (2007) 555–564.
- [3]. D. J. Laser and J. G. Santiago. "A review of micropumps". J. Micromech. Microeng. 14 (2004) R35–R64.
- [4]. A. K. Dash G. C. Cudworth. "Therapeutic applications of implantable drug delivery systems". J. Pharmacol. Toxicol. Methods 40 1–12, 1998.
- [5]. Распопов В.Я. Микромеханические приборы. Учебное пособие./ Тул. Гос. университет. Тула, 2002.
- [6]. Мальцев П.П., Никифоров А.Ю., Телец В.А. Микроактюаторы.: Учебно-методическая разработка / Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Московский государственный институт радиотехники, электроники и автоматики (технический университет)». – М, 2004.
- [7]. Hal Jerman. "Electrically-activated, normally-closed diaphragm valves". J. Micromech. Microeng. 4 (1994) 210-216.
- [8]. Hal Jerman. "Electrically-Activated, Micromachined Diaphragm Valves". Proceedings for IEEE Conference On Solid State Sensors and Actuators, Jun. 4-7, 1990.
- [9]. C. Zhan, T. Lo, L. Liu, P. Tsien, "A silicon membrane micropump with integrated bimetallic actuator". Chin. J. Electron. 5 (1996) 29–35.
- [10]. Y. Yang, Z. Zhou, X. Ye, X. Jiang. "Bimetallic thermally actuated micropump". ASME 1996, Dynamic Systems and Control Division DSC, v59, MEMS 351–354.
- [11]. H. T. G. van Lintel, F. C. M. van de Poland S. Bouwstra. "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon". Sensors Actuators 15 153–67, 1988.
- [12]. Чугунов А.О. (2008). Доставка лекарств через кожу: обзор современных и будущих подходов. Косметика и медицина 2 (2008), 72–79.
- [13]. Bio-MEMS: Technologies and Applications. Edited by W. Wang, S.A. Soper. CRC Press (2007). ISBN 0-8493-3532-9.
- [14]. Biomedical technology and devices handbook / edited by J. Moore, G. Zouridakis. CRC Press (2003). ISBN 0-8493-1140-3.
- [15]. Бурень В.М. Биология и нанотехнология: материалы для соврем. и будущей бионики /В. М. Бурень, О.В. Бурень. Ростов н/Д: Феникс, 2006. 125 с.
- [16]. Микрофлюидные системы в биологии и конструирование геносенсоров / Колчанов Н.А., Пельтек С.Е., Тикунова Н.В. и др. // Наука и нанотехнологии: материалы научной сессии Президиума Сибирского отделения РАН 22 декабря 2006 г. - Новосибирск: Издво СО РАН, 2007. - С.147-154.
- [17]. MEMS/NEMS Handbook Techniques and Applications. Volume 5. Medical applications of MEMS/NEMS and MOEMS. Edited by C.T. Leondes. Springer (2006). ISBN 0-38-724520-0.
- [18]. Нанотехнологии и наноматериалы для биологии и медицины: сб. трудов научн. -практ. конф. с междунар. участием (Новосибирск, 11-12 октября 2007 года): в 2-х ч. Новосибирск, 2007. Ч.1. 243 с.; Ч.2. 198 с.
- [19]. BioMEMS and Biomedical Nanotechnology. Volume 3. Therapeutic Micro/Nanotechnology. Edited by M. Ferrari. Springer (2006). ISBN: 0-387-25565-6.
- [20]. S. Timoshenko. "Analysis of bi-metal thermostats". Journal of the Optical Society of America, vol. 11, issue 3 (1925), p.233.
- [21]. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теоретическая физика. В 10-ти т. Т. VII. Теория упругости: Учеб. пособие. 4-е изд., испр. и доп. М.: Наука, 1987. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1984. 248 с.

- [22]. D.J. Griffiths. "Introduction to Electrodynamics", Prentice-Hall International (1999), p.213.
- [23]. F.M. White. "Fluid Dynamics", New York McGraw-Hill (1986), p. 361.
- [24]. Л.А. Розин. Метод конечных элементов. Соросовский образовательный журнал, том 6, №4, 2000, с. 120-127.
- [25]. Стренг Г., Фикс Дж. Теория метода конечных элементов. М.: Мир, 1977, 349 с.
- [26]. J. Crawford. Guidelines for good Analysis: A step-by-step process for obtaining meaningful results // ANSYS Solutions, Fall 2003, p. 69-74.
- [27]. J. Crawford. Evaluating Mesh Density // ANSYS Solutions, Vol. 1., # 2 (1999), p. 12-16.
- [28]. Веб-сайт ANSYS. http://www.ansys.com
- [29]. Руководство по ANSYS 11.0 Workbench. http://www.ansys.com
- [30]. Каплун А.Б., Морозов Е.М., Олферьева М.А. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство. М.: Едиториал УРСС, 2003.
- [31]. S.D. Senturia. "Microsystem design". Kluwer academic publishers (2002), pp. 173-178.
- [32]. Мальцев П.П., Мальцева С.В., Мельников А.А. Введение в информационное обеспечение микросистемной техники: Учебное пособие. Микросистемная техника. Кн. 1. / Московский государственный институт радиотехники, электроники и автоматики (технический университет). – М., 2004.
- [33]. L.J. Van der Pauw. "A method of measuring specific resistivity and Hall effect of discs of arbitrary shape". Philips Research Reports 13: 1–9, 1958.
- [34]. FOGALE nanotech. "PHOTOMAP 3D interferometric sensor for fast 3D measurements". http://www.fogale.fr
- [35]. J.C. Wyant, K. Creath. "Advances in interferometric optical profiling". Int. J. Mach Tools Manufact., Vol 32, 5-10, (1992).
- [36]. J.C. Wyant. "Computerized interferometric measurement of surface microstructure". Proceedings of SPIE Vol. 2576 (SPIE, Bellingham, WA), pages 122-130, 1995.
- [37]. B. Bhushan, J.C. Wyant, J. Meiling. "A new three-dimensional non-contact digital optical profiler". Wear, Vol. 122, pages 301-312, 1988.
- [38]. Agilent Technologies. "Agilent 4156C Precision Semiconductor Parameter Analyzer". http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5989-0932EN.pdf
- [39]. Ioffe Physico-Technical Institute. New Semiconductor Materials. Characteristics and Properties. // Electronic archive, 2003.

ПРИЛОЖЕНИЕ П1. ВАРИАНТЫ КОНСТРУКТИВНЫХ РЕАЛИЗАЦИЙ МИКРОНАСОСА

Значения конструктивных параметров для структуры «*reference*» представлены в табл. П1.1. Данная структура представляет собой базовую конфигурацию микронасоса, используемую для математического моделирования (см. п. 2.2.3, п. 2.3.3, п. 2.4, п. 2.5).

Параметр	Иллюстрация	Значение X (в <i>мкм</i>)
Ширина кольца <i>Al</i> *	х Центральная масса	965
Относительное положение кольца <i>Al</i>	х Центральная масса	0
Ширина нагреваемой области	х Центральная масса	482.5
Относительное положение нагреваемой области*	х Центральная масса	241.25
Размер свободной мембраны*	х Центральная масса	965

Табл. П1.1. Значения конструктивных параметров для структуры «reference»

* – согласно результатам математического моделирования (см. главу 2), данный параметр в значительной степени влияет на изгиб мембраны.

Количественный анализ влияния различных конструктивных параметров на величину изгиба мембраны выполнен следующим образом: в процессе моделирования изменяется только один параметр (исследуемый), в то время как значения всех остальных фиксированы. Таким образом, для каждого значения параметра разрабатывается своя конфигурация микронасоса, которая затем моделируется.

В табл. П1.2 представлены все конфигурации микронасоса, используемые в процессе математического моделирования, а также для создания тестовых структур с целью проведения экспериментальных исследований (см. главу 3).

Табл. П1.2. Конфигурации микронасоса

Конфигурания	Значения конструктивных параметров, отличающиеся от таковых для структуры <i>«reference»</i>		
	Параметр	Значение X (в <i>мкм</i> , см. табл. П1.1)	
all, reference	-	_	
al2	Относительное положение кольца Al	50	
al3	Относительное положение кольца Al	-50	
al4	Ширина кольца <i>Al</i>	1065	
	Относительное положение кольца Al	50	
al5	Ширина кольца <i>Al</i>	482.5	
	Относительное положение кольца Al	-241.25	
al6	Толщина кольца <i>Al</i>	0.5	
al7	Толщина кольца <i>Al</i>	1	
al8, reference	_	_	
al9	Толщина кольца <i>Al</i>	4	
heater1	Относительное положение нагреваемой области	0	
heater2, reference	_	_	
heater3	Относительное положение нагреваемой области	482.5	
heater4	Ширина нагреваемой области	723.75	
	Относительное положение нагреваемой области	120.625	
heater5	Ширина нагреваемой области	241.25	
	Относительное положение нагреваемой области	361.875	
heater6	Ширина нагреваемой области	965	
	Относительное положение нагреваемой области	0	
width1	Размер свободной мембраны	500	
width2	Размер свободной мембраны	750	
width3	Размер свободной мембраны	1000	
width4	Размер свободной мембраны	1500	
ПРИЛОЖЕНИЕ П2. СВОЙСТВА МАТЕРИАЛОВ

В табл. П2.1 представлены физические свойства всех материалов, используемых в процессе математического моделирования (см. главу 2), а также разработки технологических процессов (см. главу 3) [39].

	Значение				
Свойство	Al	Si	PolySi	SiO ₂	Легированный <i>PolySi</i> (р-типа, 1·10 ¹⁸ см ⁻³)
Модуль упругости (Юнга) [Па]	70·10 ⁹	130·10 ⁹	168·10 ⁹	74·10 ⁹	168·10 ⁹
Коэффициент Пуассона [безразм.]	0.35	0.28	0.22	0.165	0.22
Плотность [кг/м ³]	2699	2329	2100	2200	2100
КТР [<i>1/°C</i>]	2.31.10-5	2.6.10-6	3.5·10 ⁻⁶	5.37·10 ⁻⁷	3.5·10 ⁻⁶
Теплопроводность [<i>Bm/(м·°C)</i>]	236	149	164	1.4	164
Удельная теплоемкость [Дж/(кг·°С)]	890	702	753	1000	753
Относительная проницаемость [безразм.]	10	11.8	11.8	4.5	11.8
Удельное сопротивление [<i>Ом</i> · <i>м</i>]	2.82.10-8	10 ³	10 ⁴	$4.6 \cdot 10^{16}$	4·10 ⁻⁴

Табл. П2.1. Физические свойства материалов [39]

ПРИЛОЖЕНИЕ ПЗ. ЛИСТИНГ КОДА ДЛЯ МКЭ-МОДЕЛИРОВАНИЯ

Ниже представлен листинг кода для моделирования термомеханических процессов в структуре *SiO₂-PolySi-SiO₂-Al* (см. п. 2.3.4) с помощью программного пакета *ANSYS* 11.0. Свойства материалов представлены в табл. П2.1. Моделируемая конфигурация – *«all»* (она же *«reference»*, см. табл. П1.1 и табл. П1.2.). Таким образом, название конфигурационного файла *ANSYS*, задающего все геометрические параметры – *«conf_all.inp»*.

Главный управляющий файл (запускает все остальные файлы) – "run.inp"

```
FINISH
/CLEAR
/TITLE,2-layer valve
/UNITS,uMKS
/UIS,msgpop,3
                                 ! Remove warnings
/PREP7
/INPUT, 'conf_al1', 'inp'
/INPUT,'model_SiO2_PolySi_Al_SiO2','inp'
/INPUT,'solu_thermal_transient_SiO2_PolySi_Al_SiO2','inp'
/INPUT,'postproc_thermal_transient_SiO2_PolySi_Al_SiO2','inp'
*CFOPEN,'uy_temp_all','csv' ! Saving results of current simulation
*VWRITE,temp_ar(1),uy_ar(1) ! Write arrays in given format to file
%G %G
*CFCLOSE
/SYS,save_rst.csh rst_conf_al1
                                 ! Calling script to save the results file
/COM,
/COM, ****** Simulation conf_all has finished! ******
/COM,
```

Конфигурационный файл (значение конструктивных параметров, рабочие условия и др.) – "conf_all.inp"

```
t_height = 500
t_width = b_width + D_out/2
t_mem_w = 965
t_step_right = 300
t_mem_right = t_width-t_step_right ! X coordinate of right corner of membrane
kkk = 1
t_mem_h = 0.3*kkk ! PolySi
t_al_h = 2*kkk ! Al
sio2_soi_h = 0.4*kkk ! SiO2 (SOI)
sio2_ins_h = 0.2*kkk ! SiO2 (insulator)
sio2_soi_bottom = t_height
polysi_bottom = sio2_soi_bottom+sio2_soi_h
sio2_ins_bottom = polysi_bottom+t_mem_h
al_bottom = sio2_ins_bottom+sio2_ins_h
al_left = t_mem_right-t_mem_w ! X coordinate of left corner of Al layer
al_right = t_mem_right
heater_w = t_mem_h
heater_h = t_mem_h*0.4
                                   ! Width of heater area (for both heaters)
                                  ! Height of heater area
heater_bottom = b_ring_h+gap+polysi_bottom
heater_top = heater_bottom+t_mem_h
heater_in_left = t_mem_right-t_mem_w*3/4
heater_out_right = t_mem_right-t_mem_w/4
! ********
! ********
! Defining simulation conditions
temp_amb = 300
                          ! Ambient temperature
temp_wrk = 500
                          ! Working temperature
| ********
```

```
Файл с моделью (создание структуры и построение сетки) – "model_si02_Polysi_Al_si02.inp"
```

```
K,1,0,0,0
K,2,b_ring_left,0,0
K,3,b_ring_left+b_ring_step,b_ring_h,0
K,4,b_ring_left+b_ring_step+b_ring_w,b_ring_h,0
K,5,b_ring_left+2*b_ring_step+b_ring_w,0,0
K,6,b_ring_left+2*b_ring_step+b_ring_w+b_cavity_w,0,0
K,7,b_ring_left+2*b_ring_step+b_ring_w+b_cavity_w+b_cavity_step,b_ring_h+gap,0
K, 8, b_width, b_ring_h+gap, 0
K,9,b_width,b_ring_h+gap-b_height,0
K,10,b_out_end,b_ring_h+gap-b_height,0
1,1,2
1,2,3
1,3,4
1,4,5
1,5,6
1,6,7
1,7,8
1,8,9
1,9,10
1,10,1
! *** Defining top substrate profile ***
LOCAL, 12, 0, 0, b_ring_h+gap, 0
WPCSYS,,12
! Substrate
BLC4,0,0,t_mem_right-t_mem_w,t_height,0
BLC4,t_width,t_height,-t_step_right,-t_height,0
! SiO2 layer (SOI)
BLC4,0,sio2_soi_bottom,t_width,sio2_soi_h,0
! PolySi layer (actual membrane)
BLC4,0,polysi_bottom,t_width,t_mem_h,0
! SiO2 layer (insulator)
\texttt{BLC4,0,sio2\_ins\_bottom,t\_width,sio2\_ins\_h,0}
! Al layer
BLC4,al_left,al_bottom,al_right-al_left,t_al_h
LSEL,S,,,1,10 ! Selecting lines of bottom substrate
AL,ALL
             ! Create area from selected lines
NUMCMP, AREA
! *** Creating volume by rotation ***
! Keypoints for defining rotation axis
K,61,0,0,0
K,62,0,10,0
ALL'SEL
VROTAT, ALL, , , , , 61, 62, 90 ! Generating volume by rotation
ALLSEL
VGLUE,ALL
ALLSEL
NUMCMP, VOLU
! SiO2 layer (SOI)
VSEL,S,LOC,Y,sio2_soi_bottom,sio2_soi_bottom+sio2_soi_h
CM,vol_sio2_soi,VOLU
```

! PolySi membrane VSEL, S, LOC, Y, polysi_bottom, polysi_bottom+t_mem_h CM,vol_polysi,VOLU ! SiO2 layer (insulator) VSEL,S,LOC,Y,sio2_ins_bottom,sio2_ins_bottom+sio2_ins_h CM,vol_sio2_ins,VOLU ! Al layer VSEL,S,LOC,Y,al_bottom,al_bottom+t_al_h CM,vol_al,VOLU ! Bottom substrate VSEL, S, LOC, Y, 0, -b height CM,vol_subs_bot,VOLU ! ********* ! Turn volume numbers on (see PlotCtrl-Numbering) !/PNUM,VOLU,1 !VPLOT !/TITLE,volumes !/NOERASE ! Don't erase screen @ next plot !LSEL,ALL !/PNUM,LINE,1 !LPLOT !/ERASE ! Erase screen @ next plot ! *** Meshing *** ALLSEL !LESIZE,ALL,30 ! Divide all the lines by parts of ..um length ! The mesh will be uniform, so even big blocks will have dense mesh - too many elements. ! See last parameter - SMRTSIZE command can/can't override the effect of LESIZE command MSHKEY,0 ! Automatic meshing MOPT, EXPND, 2 !MOPT,TRANS,2 MSHAPE, 1, 3D ! * Al layer * CMSEL,S,vol_al ASLV,S LSLA,S LESIZE, ALL, SUBDIV_SIZE VATT, 2,, 2 VMESH,ALL ! ******** ! * SiO2 layers * CMSEL,S,vol_sio2_soi CMSEL, A, vol_sio2_ins ASLV,S LSLA,S LESIZE, ALL, SUBDIV_SIZE VATT,4,,2 VMESH,ALL ! ********** ! * PolySi layer (actual membrane) * CMSEL,S,vol_polysi ASLV,S LSLA,S LESIZE, ALL, SUBDIV_SIZE VATT, 5,,2 VMESH,ALL ! ******* !SMRTSIZE,MESH_SIZE

! * Substrates * ALLSEL CMSEL,U,vol_polysi CMSEL,U,vol_al VDELE,vol_subs_bot ! Temporary: deleting bottom substrate to speed up the simulation !ASLV,S ILSLA.S !LESIZE,ALL,MESH_SIZE*10 VATT,1,,2 ! Defining the material (#1) and element type (#2) for unmeshed volume (ref. mat,1 + type,2) VMESH,ALL ! ********* ALLSEL NUMMRG,ALL,1e-9 ! Merging equivalent nodes NUMMRG,KP,1e-9 ! Merging equivalent keypoints (lines, areas, volumes etc.) · ************* !SAVE, 'model_SiO2_PolySi_Al_SiO2', 'db' | **********************************

Файл с заданием параметров решателя – "solu3_thermal_transient_SiO2_PolySi_Al_SiO2.inp"

! *** Applying symmetry (to simulate just 1 quarter of structure) *** CSYS,0 NSEL, S, LOC, Z, 0 CM,nodes_sym_z,NODE DSYM,,Z,0 ! Applying boundary conditions symmetrical by Z axis NSEL, S, LOC, X, 0 CM, nodes_sym_x, NODE DSYM,,X,0 CSYS,5 ! Cylindrical system with Y as the axis of rotation (X - radius, Z - along global +Y axis) ! *** Heated area (between diffusion areas, including areas) *** NSEL, S, LOC, Z, heater_bottom, heater_top NSEL,R,LOC,X,heater_in_left,heater_out_right CM, nodes_heated, NODE ! ********** ! *** Al layer *** CMSEL,S,vol_al NSLV,S,1 CM, nodes_al, NODE ! ********* ! *** Boundary conditions *** ! * Membrane clamping * NSEL,S,LOC,Z,b_ring_h+gap+polysi_bottom,b_ring_h+gap+polysi_bottom+t_mem_h ! Z - axis along global +Y direction NSEL, R, LOC, X, t_mem_right ! X - radius in cylindrical coordinate system

D,ALL,UX,O,,,,UY,UZ !UY,UZ will also be 0 ! ***** ! * Fixing the substrate * NSEL,S,LOC,X,t_width D,ALL,UX,O,,,,UY,UZ ! ********************** ! * Air convection * ! All the structure except heated part and Al layer ALL SEL NSEL, S, EXT CMSEL,U,nodes_sym_z CMSEL,U,nodes_sym_x CMSEL,U,nodes_heated CMSEL,U,nodes_al SF,ALL,CONV,conv_coef_si,temp_amb CMSEL,S,nodes_al ! Only Al layer NSEL, R, EXT SF, ALL, CONV, conv_coef_al, temp_amb ! ********** ! ****** CSYS,0 ! Temperature b.c. symbols on /PBC,TEMP,,1 /PSF,CONV,,2 ! Convection symbols on (3 - planes, 2 - arrows) /EDGE,,1 ! Display edges TREF,temp_amb ! Used as initial temperature TUNIF,temp_amb! Uniform starting temperature at all nodes (in a transient or nonlinear thermal analysis) /COM, /COM, /COM, /COM, ****** Starting solution ****** /COM, /COM, /COM, !/SOLU !ANTYPE,STATIC !ALLSEL !D,nodes_heated,TEMP,temp_wrk ! Applying temperature to the heating part !SOLVE ! *** 1st load step *** /SOLU ANTYPE, TRANS KBC,0 ! Ramped loading time,1 nsubst,1 neqit,1 OUTRES, ALL, ALL ALLSEL D, nodes_heated, TEMP, temp_amb SOLVE ! *** 2nd load step *** /SOLU ANTYPE, TRANS KBC,0 ! Ramped loading time,2

Файл для постобработка результатов – "postproc_thermal_transient_SiO2_PolySi_Al_SiO2.inp"

! *** Postprocessing *** /POST26 /PLOPTS, INFO, ON ! Legend column on /PLOPTS,LEG1,OFF CSYS,0 node_heat = NODE(heater_in_left,heater_bottom,0) ! On the heated nodes NSOL,2,node_cen,U,Y ! Setting to variable #2 the deflection (U) along Y axis STORE, MERGE *GET,ar_size,VARI,,NSETS ! ar_size = size of future array *DIM,uy_ar,ARRAY,ar_size,1 ! Create array with given dimensions (ar_size x 1) ! Store time history data of variable 2 into just created VGET,uy_ar(1),2 array NSOL, 3, node_heat, TEMP STORE, MERGE *GET,ar_size,VARI,,NSETS *DIM,temp_ar,ARRAY,ar_size,1 VGET,temp_ar(1),3 ! Plotting variable #2 PLVAR.2 !/AXLAB,X,voltage (V)/time /AXLAB,Y,Displacement (um) !/COLOR, curve, bmag, 1 /REPLOT ! ref. also to: ! Path operations - Define path - By nodes ! Plot Path Item - On graph ! *******

Shell-файл (для сохранения файла с результатами) – "save_rst.csh"

#!/usr/bin/csh
/bin/mv file.rst \$1.rst
/usr/local/bin/zip rst/\$1.zip \$1.rst
/bin/rm \$1.rst

ПРИЛОЖЕНИЕ П4. ТОПОЛОГИЯ 100-ММ ПОДЛОЖКИ



Рис. П4.1.Топология 100-*мм* подложки (штриховой окружностью показана 50-*мм* подложка)

ПРИЛОЖЕНИЕ П5. ФОТОШАБЛОНЫ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВЕРХНЕЙ ПОДЛОЖКИ МИКРОНАСОСА

На изображениях ниже представлены примеры четырех фотошаблонов для изготовления экспериментальной структуры с температурными датчиками (конфигурация «*s12-2*», см. табл. 3.2.1). Данные шаблоны являются только иллюстративным примером для анализа проблемы прозрачности; реальные фотошаблоны разработаны для всей 100-*мм* подложки и содержат 144 структуры.



Рис. П5.1. Фотошаблон №1 (см. операцию №3 на рис. 3.1.1). Белые области – стекло (непрозрачный фотошаблон)



Рис. П5.2. Фотошаблон №2 (см. операцию №5 на рис. 3.1.1). Белые области – стекло (непрозрачный фотошаблон)



Рис. П5.3. Фотошаблон №3 (см. операцию №7 на рис. 3.1.1). Темные области – хром (прозрачный фотошаблон)



Рис. П5.4. Фотошаблон №4 (см. операцию №8 на рис. 3.1.1). Белые области – стекло (непрозрачный фотошаблон)

ПРИЛОЖЕНИЕ П6. ОЦЕНКА СТОИМОСТИ КОНЕЧНОГО ПРОДУКТА

На 100-*мм* подложке возможно разместить 192 структуры (144 в квадрате, вписанном в окружность подложки, и остальные на периферии). Технологический процесс изготовления верхней подложки микронасоса предполагает использование всего 4 фотошаблонов, позволяя в значительной степени снизить стоимость конечного продукта.

Стоимость изготовления одного фотошаблона – 700 €; одной 100-*мм* подложки (отполированной с одной стороны) – 255 €.

Приблизительное время полного выполнения одного цикла технологического процесса составляет 8 ч. Его стоимость – 835 € (на основе данных из табл. Пб.2). Одновременно могут обрабатываться 8 подложек.

Фонд рабочего времени составляет 1 800 ч. в год (45 рабочих недель в году и 40 рабочих часов в неделю). Таким образом, один технологический процесс может быть выполнен 225 раз, в результате чего будет изготовлено 1800 подложек с 356 600 структурами. Принимая процент выхода годных = 95%, общее число изготовленных структур составляет **328 320**.

Расходы	Цена (€)
Фонд заработной планы	30 000
Материалы (подложки, металлы, газы, реактивы, жидкий азот и др.)	459 000
Оборудование: Аренда (см. табл. Пб.2). Обслуживание	187 875
Соисполнители: • Изготовление масок	2 800
Прочие расходы:	10 270
Total:	689 945

Табл. Пб.1	 Pacxолы 	на первый	год п	роизволства
1 4001. 110.	г. г асподы	ina nepooni	тодп	роповоденье

Та	Табл. П6.2. Стоимость аренды оборудования				
	Технологическая	Цена (€/час)			
	операция				
	Анодное склеивание	150			
	DRIE-травление	130			
	Легирование	600			
	PECVD	150			
	Фотолитография	100			
	Планаризация (СМР)	90			
	Термическое напыление	70			
	Жидкостное травление	110			

Стоимость одной структуры представлена в таблице ниже:

Полные расходы	689 945 €
Общее число изготовленных структур	328 320
стоимость 1 структуры	2.1 €

Приведенные расчеты были выполнены только для верхней подложки микронасоса. Поэтому стоимость окончательного продукта может удвоиться. Для ее снижения требуется оптимизация технологического процесса: применение 200-*мм* пластин, снижение простоя оборудования, применение групповой обработки подложек и увеличение процента выхода годных.