

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский технологический университет «МИСИС»

На правах рукописи

Левин Александр Александрович

Разработка робототехнического комплекса для интраоперационной 3D-биопечати эквивалентов мягких тканей

1.1.10 – «Биомеханика и биоинженерия»

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук

Научный руководитель: д.б.н. Кудан Елизавета Валерьевна

Москва – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
1 Аналитический обзор робототехнических систем для нанесения	17
1.1 Обзор существующих решений.....	17
1.2 Аналитический обзор 3D-сканеров.....	26
1.3 Принципы трёхмерного сканирования	27
1.3.1 Лазерный сканер	27
1.3.2 Фотограмметрия.....	29
1.3.3 Сканирование структурированным светом.....	31
1.4 Обзор систем сканирования кожных покровов пациента	32
1.5 Структура робототехнической системы.....	38
2 Разработка рабочего органа робототехнической системы.....	42
2.1 Система сканирования.....	42
2.2 Пересечение плоскостей	48
2.3 Алгоритм триангуляции	49
2.4 Алгоритм фильтрации фона при детектировании лазерной линии на изображении	51
2.5 Синхронизация камер	57
2.6 Выбор шаблона калибровки камеры.....	59
2.7 Описание калибровки сканера относительно фланца робота ...	62
2.8 Алгоритм сканирования	65
2.9 Разработка CAD модели 3D-сканера	67
2.10 Мехатронный дозатор	68

2.11	Кинематический расчёт.....	69
2.12	Расчёт разрешения мехатронного дозатора	71
2.13	Динамический расчёт	72
2.14	Конструкция мехатронного дозатора	72
2.15	Схема закрепления шприца	73
3	Разработка алгоритма заполнения раневой поверхности	75
3.1	Алгоритм нахождения наименьшего расстояния перехода между слоями	75
3.2	Описание алгоритма генерации 2D-траектории с контуром.....	78
3.3	Генерация траектории при сканировании соплом оператором	83
3.4	Разработка блок-схемы алгоритма построения траектории.....	90
3.5	Алгоритм генерации криволинейных слоёв	94
3.6	Алгоритм ортогонального проецирования траектории на поверхность.	99
3.7	Расчёт подачи материала.....	109
4	Компьютерное моделирование процесса сканирования и расположения гидрогеля в пространстве с помощью робототехнической системы	111
4.1	Среда отображения объектов.....	111
4.2	Моделирование 3D-сканера.....	113
4.3	Моделирование гидрогеля	117
4.4	Результаты моделирования нанесения гидрогеля на отсканированную поверхность.....	120
5	Изготовление лабораторного образца робототехнической системы и проведение доклинических испытаний биопечати на крупных и мелких	

лабораторных животных	123
5.1 Изготовление первого лабораторного образца на базе робота KUKA, а также на базе отечественного робота Pulse 90	123
5.2 Интерфейс пользователя робототехнической системы	125
5.3 Проверка работы 3D-сканера.....	127
5.4 Проведение печати на фантоме	128
5.5 Проведение экспериментов на лабораторных животных.....	130
5.6 Анализ результатов.....	131
ВЫВОДЫ.....	133
СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ	135
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	137
ПРИЛОЖЕНИЕ 1.....	147

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы

Одной из важных задач науки является сохранение здоровья человека, увеличение продолжительности жизни и снижение инвалидности. Решение этой задачи неразрывно связано с развитием таких передовых направлений в биоинженерии как 3D-биопечать. Данная технология подразумевает 3D-печать тканеинженерных конструкций непосредственно из живых клеток для восстановления функции органов или тканей.

Биопечать *in situ* или интраоперационная биопечать – инновационный метод, целью которого является создание или восстановление живых тканей или органов в клинических условиях. Данный метод подразумевает нанесение биоматериалов, способствующих регенерации дефекта, непосредственно в раневое ложе. Существенным преимуществом биопечати *in situ* по сравнению с классической 3D-биопечатью является отсутствие необходимости в использовании инкубатора для созревания напечатанных эквивалентов тканей, а также решение проблемы их васкуляризации за счет естественной миграции эндотелиальных прогениторных клеток реципиента в напечатанные биологические структуры. Сравнение различных технологий биопечати приведено в таблице 1.

Таблица 1. Сравнение технологий биопечати

	Необходимость клинической лаборатории	Использование в операционной	Повторяе мость	Стоимость	Необходимость биореактора
<i>In situ</i> биопринтер	–	+	↑	↑	–
3D- биопринтер	+	–	↑	↑	+
Ручной биопринтер	–	+	↓	↓	–

Несмотря на то, что большое количество исследований уже продемонстрировали значительный потенциал биопечати *in situ* для восстановления кожи, костной и хрящевой тканей, для успешного внедрения данного метода в клиническую практику необходимо преодолеть целый ряд технических проблем.

Материал, которым обычно осуществляется процесс биопечати, является гидрогелем. Гидрогели представляют собой сшитые полимерные сетки, способные удерживать большое количество воды. Их получают на основе гидрофильных природных или синтетических полимеров. К гидрогелям, применимым в 3D-биопринтинге, предъявляются следующие требования: высокая биосовместимость и адгезия, отсутствие токсичности. Такие гидрогели, как правило, должны иметь жесткую сетчатую либо пористую структуру, которая позволит исполнять роль механически плотной подложки.

Существуют два основных требования для применения в клинике метода биопечати *in situ*. Во-первых, интраоперационная биопечать требует использования точного метода сканирования. В биопринтере должен быть установлен 3D-сканер, а также реализован метод визуализации для анализа нерегулярной геометрии дефекта и, при необходимости, экспорта данных в

формат, совместимый с системами автоматизированного проектирования (САПР). Во-вторых, биопринтер должен обеспечивать достаточное рабочее пространство и необходимые степени свободы (Degrees of Freedom – DOF) для заполнения дефектов нерегулярного/ассиметричного характера биоматериалом с живыми клетками.

Для обнаружения дефектов тканей (нарушений целостности ткани, приводящих к нарушению её функций), предназначенных для биопечати *in situ*, применяются различные системы сканирования, включая компьютерную томографию (КТ), магнитно-резонансную томографию (МРТ) и трёхмерное сканирование структурированным светом (Structured-Light Scanning — SLS). Сканер со структурированным светом проецирует на объект серию световых линий. Камера фиксирует искажение этих узоров при взаимодействии с поверхностью объекта, что позволяет программному обеспечению сканера рассчитать 3D-координаты объекта. КТ и МРТ обеспечивают объёмное сканирование и неинвазивную внутреннюю визуализацию, однако эти системы визуализации являются громоздкими и дорогостоящими. Кроме того, геометрия созданной структуры может отличаться от фактического размера дефекта из-за ограничений разрешающей способности методов КТ и МРТ. Это может привести не только к увеличению времени операции из-за необходимости дополнительной обработки конструкции или заполнения пробелов, но и к нарушению механического прикрепления конструкции искусственной ткани к окружающим нативным тканям. 3D-сканеры, работающие на основе технологии SLS, обладают более высокой точностью и портативностью. Однако такие устройства требуют матовости сканируемых поверхностей и использования маркеров, что затрудняет их применение в клинических условиях, а также использования специального программного обеспечения сканера или сторонних программ. При этом сложная геометрия дефектов обычно требует нескольких этапов ремоделирования для минимизации ошибок при преобразовании набора данных в формат облака точек, а также неизвестная

морфология здоровой ткани до травмы усложняет формирование 3D-модели для печатающего органа.

Для создания эквивалентов органов и тканей с помощью классических методов биопечати используются стационарные устройства, оснащённые трёхмерной кинематической системой. Коммерчески доступные стационарные биопринтеры имеют небольшие размеры и не предназначены для расположения в них пациентов или поврежденных частей тела, что в совокупности с ограниченной системой перемещения не позволяет их использовать для регенерации повреждений сложного характера.

В методе биопечати *in situ* для удовлетворения требований как к рабочей области, так и к заполнению дефектов со сложной геометрией предлагается использовать робототехнические комплексы (РТК).

Шарнирные манипуляторы с шестью степенями свободы и относительно большим рабочим пространством могут обеспечить доступ ко всем углам дефекта и провести биопечать на поверхности с любой топологией.

Однако остаётся открытым и актуальным вопрос создания единой системы биопечати, которая будет работать в стерильных условиях операционной. Система должна состоять из устройства, способного сканировать дефекты с нерегулярной топологией поверхности и заполнять их биоматериалами с живыми клетками без вреда для пациента. Также необходима разработка единого пользовательского интерфейса для ремоделирования полученных 3D-моделей дефектов с учётом здоровых тканей, создания траектории и отслеживания процесса биопечати. На текущий момент такие РТК представлены исключительно зарубежными образцами, при этом обозначенные выше проблемы находятся в стадии исследования. Данное обстоятельство делает актуальной задачу разработки отечественного РТК для печати тканеинженерных конструкций на теле пациента.

Степень разработанности исследования

Направление биопечати на теле пациента появилось около двадцати лет назад и находится в начале своего развития. На сегодняшний день в мировой литературе описаны различные подходы к созданию *in situ* биопринтеров.

В работе Zhao с соавт. описана разработка *in situ* биопринтера, состоящего из шарнирного манипулятора с шестью степенями свободы и дозатором гидрогеля на фланце и показано его применение для регенерации полнослойного дефекта кожи у мышей. В качестве материала был использован матригель, с добавлением в него аллогенных эпидермальных стволовых клеток (Epi-SCs) и мультипотентных прогениторных клеток (SKPs). Достоинством данной работы является демонстрация необходимости ориентации сопла по нормали к поверхности печати и, как следствие, необходимости использования шарнирных роботов с шестью степенями свободы в качестве устройства для перемещения сопла. В качестве недостатка обсуждаемой работы стоит отметить отсутствие датчиков обратной связи.

В другой работе была продемонстрирована возможность печати на поверхности, изменяющей своей геометрию во времени, но скорость движения поверхности в пространстве была существенно ниже, чем у реальных пациентов. В данной работе не были использованы клетки, а только лишь продемонстрировано нанесение гидрогеля согласно программе. Преимуществом данной работы является использование обратной связи с помощью двух телекамер, образующих стереопару. Также был представлен способ динамической подстройки траектории заполнения в соответствии с изменениями геометрии поверхности печати. Недостатком является то, что в качестве исполнительного механизма использовалась картезианская кинематика принтера, которая позволяет печатать на поверхностях только с небольшим искривлением.

Также представлены примеры *in situ* биопечати хрящевой и костной ткани. В данных работах использовался материал без замешанных в них клеток.

Проводилось сканирование раны, генерация траектории печати и сам процесс биопечати. По приведенным результатам видно, что биопечать выполнена с низкой точностью. Из преимуществ данных работ стоит отметить использование 6-осевого робота в качестве исполнительного механизма.

Была представлена система для биопечати *in situ*, проводящая сканирование с помощью специального датчика оригинальной конструкции, позволяющего также измерять модуль упругости измеряемой поверхности. В работе была продемонстрирована печать из гидрогеля на фантоме дефекта, без использования клеток. Проблемами данного подхода является большое время сканирования, а также соприкосновение датчика и открытой раны.

Таким образом, в большинстве работ проводится сканирование поверхности печати, планирование траектории инструмента и биопечать без использования обратной связи. В качестве дозатора используются как устройства на электрическом, так и пневматическом приводе. Напечатанные эквиваленты тканей представляют собой решётки с минимальными искажениями с толщиной линий до 600 мкм. Данное значение обусловлено пределом пассивной диффузии питательных веществ через гидрогель. При этом отсутствуют работы, показывающие высокую точность печати на поверхности ран пациентов, что говорит о том, что на сегодняшний день при реализации процесса биопечати *in situ* до сих пор остаются нерешенные технологические проблемы.

Цель и задачи работы

Целью диссертационной работы является разработка робототехнического комплекса для биопечати *in situ*, который позволит осуществлять сканирование, компьютерную визуализацию процесса заполнения дефектов со сложной геометрией, а также нанесение биоматериала в едином пользовательском интерфейсе.

Для достижения указанной цели в работе сформулированы следующие

задачи:

1. Провести анализ и разработать структуру робототехнического комплекса для биопечати эквивалентов мягких тканей непосредственно на теле пациента на основании требований к процессу биопечати *in situ* и условий работы в операционной;
2. Провести анализ и разработать систему сканирования поверхности биопечати с возможностью глубокой интеграции в систему управления РТК и приспособленную для сканирования раневых дефектов;
3. Разработать мехатронное дозирующее устройство гидрогелей из шприца с возможностью быстрой замены шприца и возможностью автоматизированного управления подачей материала;
4. Разработать алгоритм заполнения целевого объёма раневого дефекта в соответствии с параметрами биопечати, позволяющий учитывать кривизну исходной поверхности;
5. Разработать средства компьютерной визуализации процесса биопечати *in situ*, для проверки прохождения траектории шарнирного манипулятора с мехатронным дозатором с целью обеспечения безопасности пациента;
6. Исследовать и подтвердить работоспособность РТК в экспериментах по заживлению полнослойных дефектов кожи на лабораторных животных.

Объект исследования

Робототехнический комплекс для биопечати непосредственно на теле пациента на основе шарнирного манипулятора, мехатронного дозатора и сканирующей системы.

Предмет исследования

Алгоритмы генерации траектории робототехнического комплекса,

процесс нанесения гидрогеля на поверхность с помощью робототехнического комплекса.

Научная новизна

1. Разработан алгоритм сканирования, позволяющий в 4 раза увеличить количество корректно распознанных точек по сравнению с существующими алгоритмами, что даёт возможность осуществлять получение 3D-модели раневой поверхности;

2. Разработан алгоритм расчёта траектории шарнирного манипулятора с мехатронным дозатором для биопечати на глубоких раневых дефектах сложной формы, учитывающий кривизну как нижней поверхности раны, так и окружения здоровой ткани, с возможностью выбора различных шаблонов заполнения;

3. Разработан метод получения параметров печати, рассчитанных с помощью компьютерного моделирования процесса сканирования поверхности с последующим нанесением гидрогеля на основе коллагена с учетом конструктивных особенностей сканера и свойств вязкого гидрогеля;

4. Продемонстрировано, что биопечать *in situ*, осуществляемая с помощью разработанного робототехнического комплекса, способствует регенерации полнослойных дефектов кожи на лабораторных животных (Отчет о научно-исследовательской работе «Применение промышленного робота KUKA LBR iiwa 14 R820 для закрытия полнослойного кожного дефекта критического размера у крыс гидрогелевой композицией на основе коллагена или коллагена и аллогенного лизата тромбоцитов без клеток или насыщенной аллогенными фибробластами кожи»).

Практическая значимость исследования заключается в разработке четырех лабораторных прототипов робототехнических комплексов для биопечати *in situ*, позволяющих осуществлять процесс биопечати эквивалентов

мягких тканей непосредственно в месте дефекта и отвечающих требованиям работы в операционной. Разработанные лабораторные прототипы робототехнических комплексов применяются при реализации проектов: Федеральная программа «Приоритет 2030». Стратегический проект «Биомедицинская инженерия и биоматериалы»; Федеральный проект «Передовые инженерные школы. Материаловедение, аддитивные и сквозные технологии (ПИШ МАСТ)»; Государственное задание ВУЗам на тему «Разработка новых медицинских и роботизированных комплексов с элементами искусственного интеллекта, объединяющих аддитивные и субтрактивные технологии для лечения пациентов с повреждениями различной этиологии».

Практическая значимость результатов исследования была подтверждена актом о применении результатов диссертационной работы Левина А.А. компанией ЧУ «3Д Биопринтинг Солюшенс» при реализации проектов, направленных на развитие новых технологий в биофабрикации.

Также практическая значимость результатов подтверждается заключением лицензионного договора № ЛД-03.794-2024 от 24.06.2024 между ЧУ «3Д Биопринтинг Солюшенс» и НИТУ МИСИС на ноу-хау «Печатающее устройство с возможностью сканирования дефекта», в рамках которого была осуществлена передача конструкторской документации на печатающее устройство. По данному лицензионному договору был изготовлен промышленный образец, который внедряется в клиническую практику в СамГМУ.

Результаты диссертационной работы внедрены в учебный процесс НИТУ МИСИС в рамках магистерской программы «Биомедицинская инженерия и биофабрикация (ПИШ)» и программы дополнительного профессионального образования «Биофабрикация и методы анализа в тканевой инженерии».

Теоретическая значимость исследования

1. Разработка программного обеспечения, позволяющего

генерировать траекторию шарнирного манипулятора с мехатронным дозатором с различными параметрами и работать с трёхмерными объектами;

2. Разработка алгоритма заполнения сложных объёмов, учитывающего особенности геометрии раневого дефекта;

3. Разработка мехатронного дозатора гидрогелей с возможностью автоматического управления и креплением для быстрой установки шприцов;

4. Разработка малогабаритного конфигурируемого 3D-сканера с низкой стоимостью для применения в робототехнике с возможностью глубокой интеграции и приспособленного к сканированию мягких тканей;

5. Разработка среды компьютерного моделирования процесса биопечати, учитывающей конструктивные особенности сканера и свойства вязкого гидрогеля.

Методология и методы исследования

При создании и исследовании робототехнического комплекса для биопечати непосредственно на теле пациента использовались методы компьютерного моделирования, линейной алгебры, аналитической геометрии, натурального эксперимента.

Положения, выносимые на защиту

1. Разработанный алгоритм сканирования, учитывающий отражающую способность раневой поверхности и обеспечивающий корректное получение 3D-модели;

2. Разработанный алгоритм расчёта траектории шарнирного манипулятора с мехатронным дозатором для глубоких раневых дефектов сложной формы, учитывающий кривизну как нижней поверхности раны, так и окружения здоровой ткани, с возможностью выбора различных шаблонов заполнения, что обеспечивает получение эквивалента кожи, анатомически соответствующего здоровой ткани пациента;

3. Разработанный алгоритм расчёта параметров печати, основанный на компьютерном моделировании процесса сканирования поверхности с последующим нанесением гидрогеля на основе коллагена с учетом конструктивных особенностей сканера и свойств вязкого гидрогеля, обеспечивающий возможность нанесения гидрогеля согласно сгенерированной траектории;

4. Созданные лабораторные прототипы робототехнических комплексов для биопечати *in situ*;

5. Результаты, подтверждающие эффективность применения биопечати *in situ* для ускорения регенерации полнослойных дефектов кожи.

Степень достоверности полученных результатов

Достоверность научных положений, представленных в работе, результатов исследований и основных выводов подтверждается последовательным и логичным изложением задач исследования и их решением, использованием комплекса современных методов, критической оценкой полученных результатов при сравнении их с данными современной литературы. Основные результаты диссертации были опубликованы в журналах, рекомендованных ВАК и представлены на международных научных конференциях.

Апробация результатов исследования

Результаты диссертационной работы докладывались на следующих всероссийских и международных научных конференциях:

- 31st International DAAAM Virtual Symposium «Intelligent Manufacturing & Automation», Мостар, Босния и Герцеговина, 2020;

- 32nd International DAAAM Virtual Symposium «Intelligent Manufacturing & Automation», Вена, Австрия, 2021;

- III Международная научно-практическая конференция

- «Фундаментальная наука для практической медицины-2023», Нальчик, 2023;
- TERMIS-AP 2023 «New Vista of Tissue Engineering & Regenerative Medicine», Гонконг, Китай, 2023;
 - 34-Я МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ «ЭКСТРЕМАЛЬНАЯ РОБОТОТЕХНИКА», Санкт-Петербург, 2023.

Личное участие автора заключалось в планировании и проведении исследования, статистической обработке, анализе и обобщении полученных результатов, формулировании выводов, подготовке публикаций и написании диссертационной работы.

Публикации по теме диссертации

По материалам диссертации было опубликовано шесть печатных работ, в том числе две работы в журналах из перечня ВАК. Зарегистрирован один патент. Три работы вошли в международную реферативную базу Scopus.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности. Квалификационная работа выполнена в рамках специальности 1.1.10. «Биомеханика и биоинженерия» (п.9. Создание заменителей органов и тканей, биомеханических приборов и устройств. п.17. Создание искусственных органов с помощью технических средств).

Структура и объем работы

Диссертация общим объемом 147 страниц состоит из введения, пяти глав, выводов, словаря терминов на 2 страницах, списка использованной литературы из 104 наименований. В работе содержится 98 рисунков, 4 таблицы и 69 формул.

1 Аналитический обзор робототехнических систем для нанесения

1.1 Обзор существующих решений

Робототехника активно внедряется в медицину [1–4]. Одной из областей которая активно развивается является технология биопечати непосредственно на пациенте [5–11]. Существует множество публикаций [12–16] по разработке подобных робототехнических систем, позволяющих наносить гидрогель [17,18] с живыми клетками непосредственно на тело пациента [19]. Стоит отметить, что для таких систем [20] в качестве способа расположения материала в пространстве используется способ экструзии материала по заранее подготовленной программе [21–25]. Данный способ используется в связи со спецификой материала, а именно живых клеток, находящихся в его составе [26]. Дело в том, что клетки, для сохранения жизнеспособности должны находиться в жидкой среде и температурном диапазоне 4–37 градусов [27]. В связи с этим многие существующие технологии не могут быть использованы в данном применении. Например, технология послойного спекания порошков не подходит для использования в биопечати из-за требуемых высоких температур. Метод стереолитографии в биопечати также используется достаточно редко, так как фотоинициаторы, используемые для затвердевания геля с помощью света являются токсичными, что ведёт к гибели клеток.

Современная робототехника стремится к возможности осуществления биопечати не только на теле пациента, но также и внутри [28–30]. Однако эти технологии еще далеки от совершенства, поскольку при печати на теле пациента возникает множество сложностей и ограничений [31–33], которые требуют решения для успешного применения устройства.

Одной из задач, требующих решения, является то, что в отличие от существующей технологии 3D-печати процесс нанесения материала осуществляется не на плоской заранее известной поверхности, а на теле

пациента, поверхность которого имеет сложную криволинейную форму. Данное обстоятельство ставит задачу во-первых, как определение геометрии заполняемой формы, во-вторых дальнейшего прохождения сопла мехатронного дозатора на расстоянии определенной высоты от поверхности печати [34–37]. Также из-за кривизны поверхности возникает необходимость располагать сопло дозатора по нормали к поверхности с целью качественного нанесения материала, что задаёт требования к выбору количества степеней свободы разрабатываемой робототехнической системы.

Второй задачей является разработка алгоритма планирования траектории для подобных робототехнических систем. Существующие алгоритмы рассчитаны на печать плоских слоёв, что не подходит при печати на криволинейной поверхности. Ближайшим аналогом могли бы стать программы для создания кода 5-осевых ЧПУ станков при обработке сложных поверхностей. Но в таких случаях используется аналитическое описание поверхности в виде набора поверхностей первого и второго порядка, что сложно осуществить для 3D-моделей поверхности ран, модель которых обычно является полигональной поверхностью. Также такие программы не учитывают специфику печати, расположения слоёв друг относительно друга и различные способы заполнения слоёв.

В связи активным развитием аддитивных технологий существует также и непланарная 3D-печать [38–43]. Проблемой использования готовых решений из неё является ориентированность не на внутреннюю геометрию полученной структура, а на внешнюю [44]. Так же существующие решения в этой области недостаточно надёжны либо имеет закрытый характер.

Перед разработкой системы для биопечати, был проведён обзор нескольких существующих решений, опиравшийся на опубликованные научные работы в этой области, с целью оценить их конструкцию, принцип работы, достоинства и недостатки.

В данной работе [45] для нанесения материала используется специальный 4D-принтер. Он состоит из стола для пациента, консоли для дозаторов и управляющего компьютера. Для того чтобы использовать разные типы клеток эта система имеет несколько независимых дозаторов. Внешний вид системы представлен на рисунке 1.

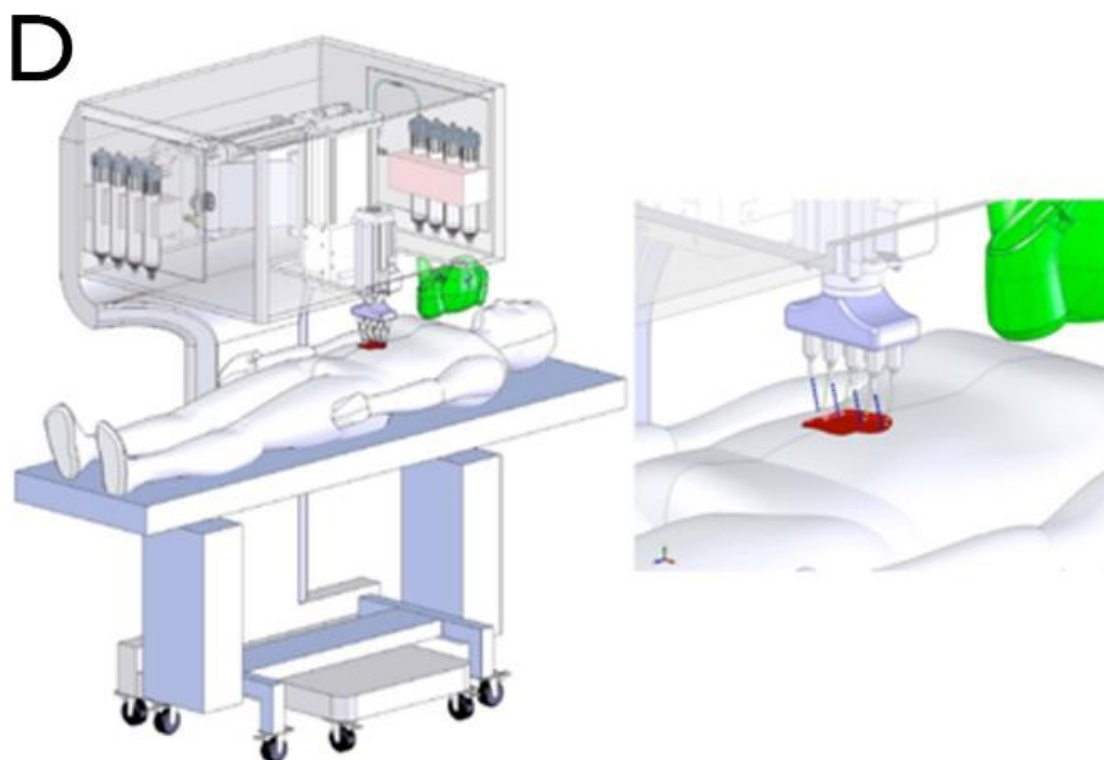


Рисунок 1 – Внешний вид *in situ* системы [45]

Рассмотрим схему работы этой системы. Сначала с помощью ручного 3D-сканера снимается облако точек, характеризующих поверхность, на которую будет производиться биопечать. Эти данные переносятся в управляющий компьютер, где по ним строится компьютерная модель. Исходя из полученной модели формируется траектория и производится биопечать.

К преимуществам этой системы следует отнести то, что можно использовать достаточно большое количество материалов. Этот фактор может быть важен, например, при печати кожи, так как она состоит из двух типов клеток и для точного соблюдения биомиметичности печатаемой конструкции

разные биочернила могут позиционироваться в необходимых местах. Также преимуществом такого рода системы является то, что полностью учитывается форма и рельеф дефекта, что позволяет осуществлять печать в дефекты формы, которые нельзя задать аналитическим выражением.

Недостатками данной системы является стоимость, так как этот принтер является авторской разработкой, не имеющей аналогов, а также как компонент в нем используется дорогостоящий 3D-сканер. Минусом является громоздкость системы, помимо того, что она занимает много места в операционной, её также тяжело транспортировать.

Следующая рассмотренная система состоит из устойчивого каркаса, и робота с шестью степенями подвижности, установленного в верхней части этого каркаса. Эта система неплохо зарекомендовала себя в различных исследованиях по 3D-биопринтингу [46, 47]. Внешний вид биопринтера представлен на рисунке 2.



Рисунок 2 – Внешний вид *in vitro* системы

Данный продукт является готовым коммерческим решением, являясь первым коммерческим биопринтером на основе робота.

Использование робота с шестью степенями подвижности даёт преимущество – возможность осуществлять печать с разными углами наклона рабочего органа, что важно при печати таких сложных структур, как например, сосуды.

Недостатком является сравнительно небольшая рабочая зона – 300x250x300 мм. Данный проект позиционирует себя как средство для печати органов «на стекле», поэтому такого размера рабочей зоны будет хватать для подавляющего большинства возможных исследований на данной машине.

В данной работе [48] система печати была реализована следующим образом: в качестве устройства, перемещающего дозатор, был выбран робот с 6-ю степенями подвижности. Материал из диспенсера выдавливается с помощью давления, нагнетаемого воздушным компрессором. В качестве материала использовался гель, который полимеризуется при воздействии ультрафиолетового излучения. Это накладывает некоторые ограничения: операция должна проводиться в темноте и после нанесения каждого слоя необходимо материал облучить ультрафиолетом. Внешний вид системы представлен на рисунке 3.

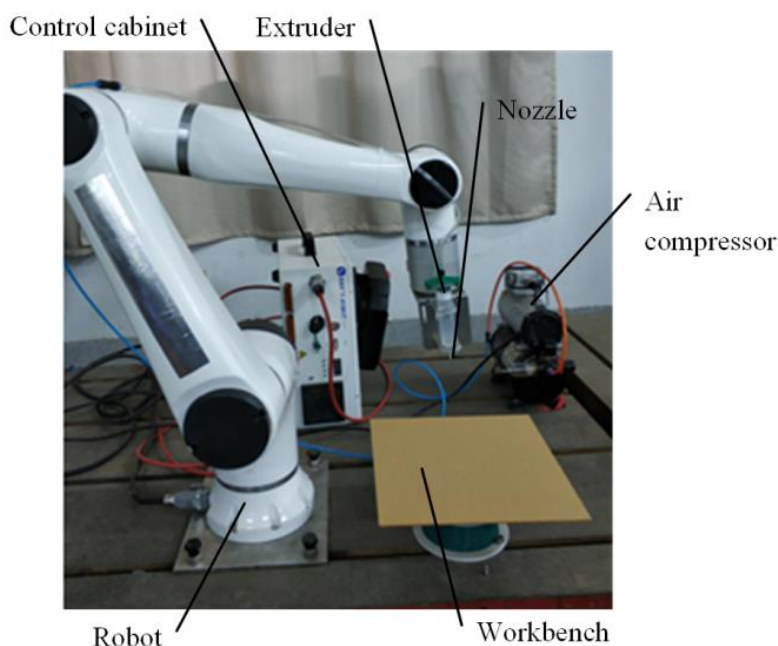


Рисунок 3 – Внешний вид системы

Основной идеей этой работы является метод быстрой калибровки рабочей точки (ТСР). Рассмотрим алгоритм работы этой системы. Для того чтобы начать печать оператор вручную подводит ТСР в конкретную точку в дефекте и запускает печать. Траектория строится в виде плоского цилиндра, не учитывая неровностей дефекта всегда в виде ровного круга, таким образом, если края дефекта либо его поверхность неровные, то печать не получится осуществить, либо она будет выходить за границы зоны. Также управление воздушным компрессором не привязано к управляющей программе, поэтому можно предположить, что он включается вручную при начале печати.

Таким образом, из преимуществ данной системы можно отметить, простоту и скорость управления системой, а также небольшие габаритные характеристики относительно других аналогичных систем.

Недостатками данной системы является слабая автоматизация, то есть от оператора требуется одновременно следить и за роботом, и за подачей материала. Также существенным недостатком системы является то, что можно осуществлять печать только в идеально ровные цилиндрические дефекты.

В работе [49] была показана необходимость ориентации сопла по нормали к поверхности печати. Было показано, что при подаче вязкого материала на поверхность необходимо соблюдать угол, близкий к нормали, что связано с тем, что форма линий печати формируется поверхностью печати и поверхностью сопла, рисунок 4. Для проводимых исследований был использован робот собственной сборки, состоящий из алюминиевых деталей и шаговых двигателей. Была проведена его оценка погрешности в различных областях рабочей зоны.

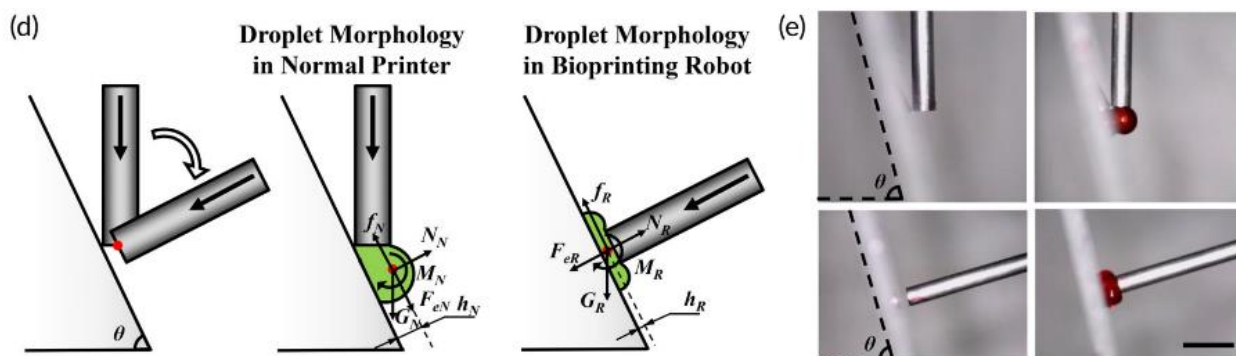


Рисунок 4 – Сравнение ортогонального и свободного расположения сопла к поверхности печати

Следует отметить использование шарнирных роботов с шестью степенями свободы в качестве устройства для перемещения сопла. Достоинством является использование 6-осевого робота, позволяющего сохранять ориентацию инструмента по нормали к поверхности (рисунок 5). Из недостатков можно отметить отсутствие датчиков обратной связи.

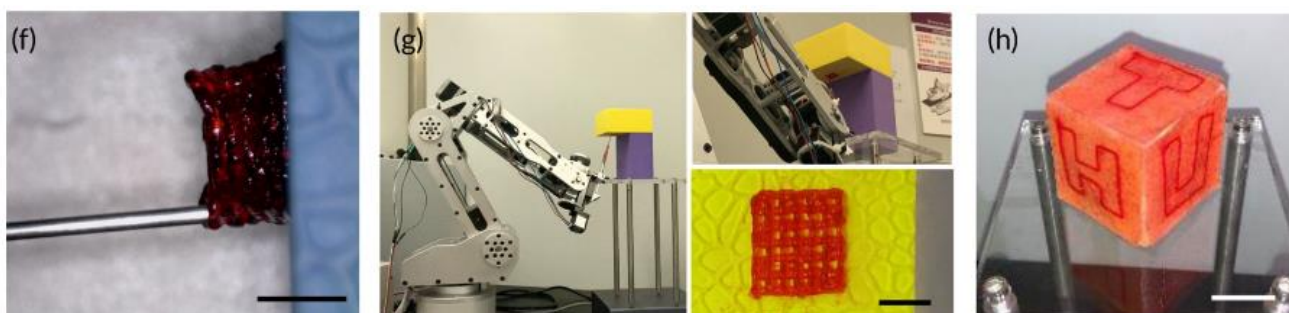


Рисунок 5 – Демонстрация возможности печати на различных поверхностях

В работах [50–52] была продемонстрирована возможность печати на поверхности, изменяющей свою геометрию во времени, рисунок 6. Однако, используемая в работе скорость движения поверхности в пространстве была существенно меньше по сравнению со скоростью движения поверхности у реальных пациентов, например, при дыхании. При этом, преимуществами данной работы являются наличие обратной связи с помощью двух телекамер, образующих стереопару.



Рисунок 6 – Последовательность работы установки: получение 3D-модели структурированным светом; биопечать по криволинейной поверхности с отслеживанием движения с помощью телекамер

Также был представлен способ динамического вычисления траектории заполнения в соответствии с изменениями геометрии поверхности печати. Недостатком является то, что в качестве исполнительного механизма использовалась картезианская кинематика принтера, которая позволяет печатать на поверхностях только с небольшим искривлением.

Существуют также работы по печати костной ткани непосредственно в теле пациента [53–55]. В одной из работ [56] в качестве устройства перемещения рабочего органа робототехнической системы использовался манипулятор с тремя степенями свободы, рисунок 7.



Рисунок 7 – Проведение процесса нанесения материала на тело пациента

В работах [57–59] представлена система для *in situ* биопечати (рисунки 8, 9), проводящая сканирование с помощью специального датчика оригинальной конструкции, позволяющего также измерять модуль упругости измеряемой поверхности. Проблемой данного подхода является большое время сканирования, что требует длительного наркоза для пациента, что в клинической практике врачи стараются минимизировать. Кроме того, необходимо соприкосновение датчика и открытой раны.

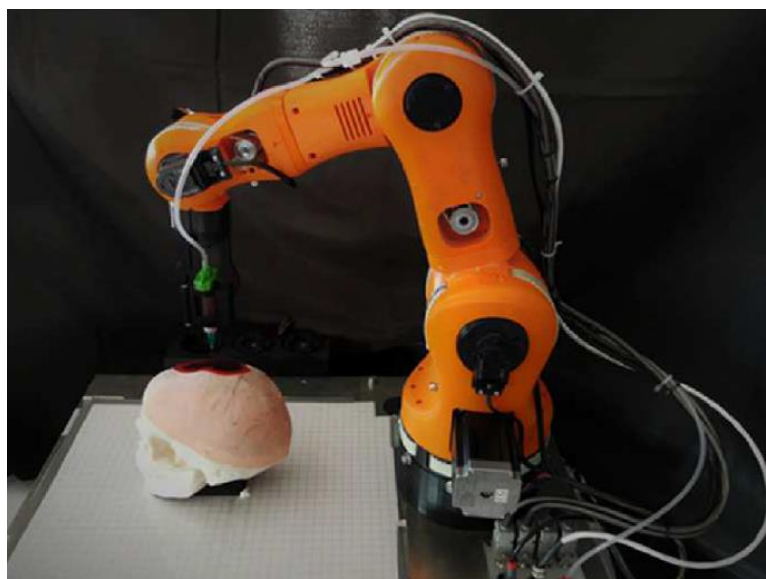


Рисунок 8 – Внешний вид робототехнической системы

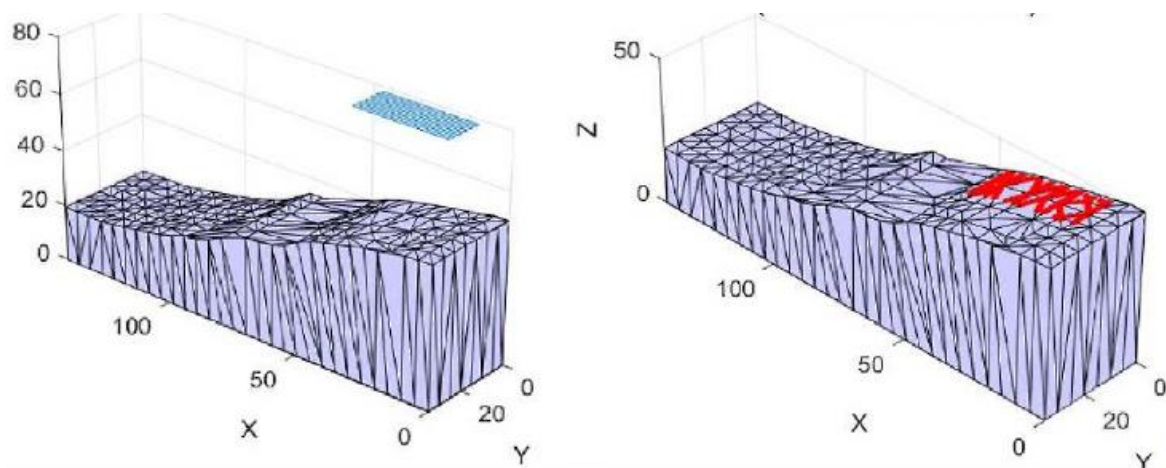


Рисунок 9 – Пример визуализации спланированной траектории

Отдельно стоит выделить направление когда печать производится клеточными сфероидами [60–73], являющимися по сути небольшими

тканевыми объектами. В том числе данный процесс может осуществляться с помощью робототехнических систем [74], где позиционирование сфероидов будет играть важную роль.

1.2 Аналитический обзор 3D-сканеров

Сканирующая система является необходимой важной частью в системах *in situ* биопечати, так как именно от качества сканирования будет зависеть качество проводимого в дальнейшем процесса биопечати. В связи с этим, был проведён аналитический обзор технологий 3D-сканирования. Возможность работы с цифровой копией реального объекта – одна из важнейших потребностей производства и автоматизации на сегодняшний день. Воссоздание реального объекта в виде цифровой копии осуществляется с помощью технологий 3D-сканирования.

3D-сканеры с экономической точки зрения делят на два вида: одни обладают высокой стоимостью (1000\$ и выше), другие входят в сегмент сканеров отличающихся относительно малой стоимостью (около 200\$). Обычно, последние имеют вращающуюся платформу, которая ограничивает размеры возможной поверхности для сканирования. Например, они не позволяют отсканировать часть стены или человека.

Для задач роботизированного сканирования ручные сканеры неудобно использовать, так как они занимают большое количество пространства, а стационарные, как сказано выше, имеют ограниченные возможности для сканирования с точки зрения размеров сканируемого объекта. При этом, роботизированное сканирование применяется в биопечати [75], в челюстно-лицевой хирургии [3,76–79]. Более того, сканирование применяется в самых различных областях: сканирования ран [80], сканирования шин [81]. Также создаются виртуальные модели 3D-сканеров [82], для которых проведены исследования оценки качества [83]. Но данные сканеры используются либо

стационарно, либо на роботизированной платформе. Обычно используется большой по размерам сканер, что не позволит установить на этот робот ещё одну единицу технологического оборудования.

1.3 Принципы трёхмерного сканирования

Существует множество методов определения формы объекта. Классификация методов сканирования формы представлена на рисунке 10. Для определения геометрии кожных покровов пациента обычно используются оптические методы сканирования формы. Такие методы не оказывают разрушающего воздействия на поверхность, а в случае сканирования раны не заносят инфекцию в неё, так как бесконтактны. Данное обстоятельство является решающим в выборе именно данного вида сканеров.



Рисунок 10 – Методы сканирования формы

1.3.1 Лазерный сканер

Триангуляционные 3D-лазерные сканеры являются активными сканерами, которые используют лазерный луч для сканирования целевой

поверхности. Триангуляционный сканер направляет лазер на объект и использует телекамеру для определения координат лазерной линии либо точки [84]. В зависимости от удаления лазерного света от камеры лазерный свет появляется в разных местах на изображении телекамеры сканера. Данный метод называется триангуляцией, потому что лазерная точка, телекамера и лазер излучатель образуют треугольник (рисунок 11).

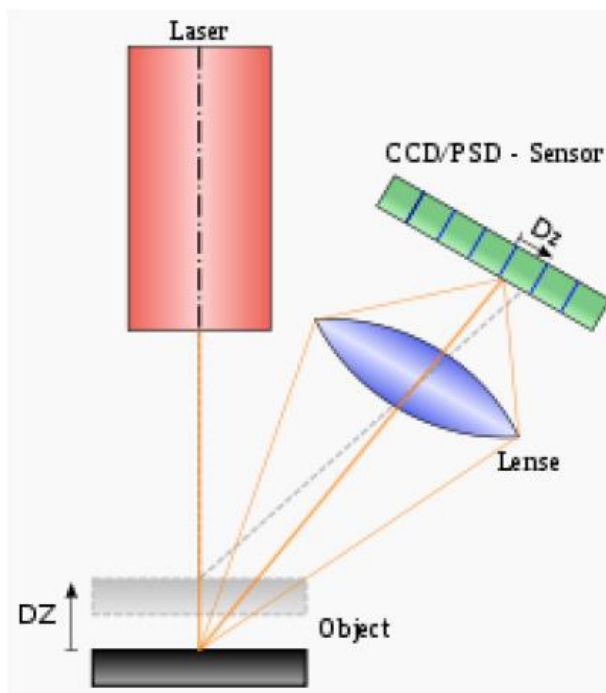


Рисунок 11 – Принцип действия лазерного триангуляционного 3D-сканера (показаны два положения объекта)

Длина одной стороны треугольника, расстояние между камерой и лазерным излучателем известны. Угол наклона лазерного излучателя также известен. Угол наклона камеры можно определить, посмотрев на местоположение лазерной точки в поле зрения камеры. Эти три фрагмента информации полностью определяют форму и размер треугольника и указывают местоположение лазерной точки в углу треугольника. В большинстве случаев лазерная полоса вместо одной лазерной точки проходит по объекту, чтобы ускорить процесс получения скана. Национальный исследовательский совет Канады был одним из первых институтов, разработавших технологию

лазерного сканирования на основе триангуляции в 1978 году. На рисунке 12 показано создание облака точек с использованием триангуляции с лазерной полосой.

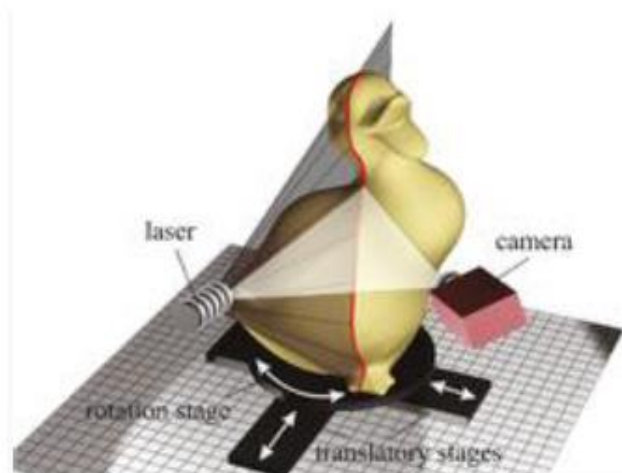


Рисунок 12 – Генерация облака точек с использованием триангуляции с лазерной полосой

На принципе лазерной триангуляции основана работа профилометра, который позволяет в реальном времени с высокой точностью измерять профиль объекта. Данное устройство применяется в робототехнических системах для сварки, нанесения клея на промышленном производстве и других сферах.

1.3.2 Фотограмметрия

Для реализации другого подхода при оцифровке физических объектов с помощью фотограмметрии должны быть измерены и записаны два различных атрибута [85]. Во-первых, необходимо измерить положение каждой точки поверхности на целевом объекте; во-вторых, следует определить природу каждой точки (например, цвет, прозрачность, коэффициент отражения). Чтобы оценить местоположение, для сбора пространственной информации необходима серия снимков (по крайней мере, двух, но обычно от десятков до

нескольких сотен) с разных ракурсов. Алгоритмы сравнивают различные сегменты изображения и их относительные перемещения друг относительно друга от картины к картине. Обобщая, этот процесс можно сравнить с человеческим восприятием глубины с использованием параллакса движения, позволяющего людям оценивать глубину по количеству движения в их поле зрения, при этом удаленные объекты движутся с меньшей скоростью, чем объекты поблизости. Исходя из этого, оценивается относительное положение каждого изображения, соответственно, параметры камеры (рисунок 13). Эти параметры могут быть использованы для определения 3D-координат каждой точки желаемого объекта, которые могут быть изображены в виде облаков точек (рисунок 14). Эти облака дополнительно уплотняются, и генерируется полигональная сетка.

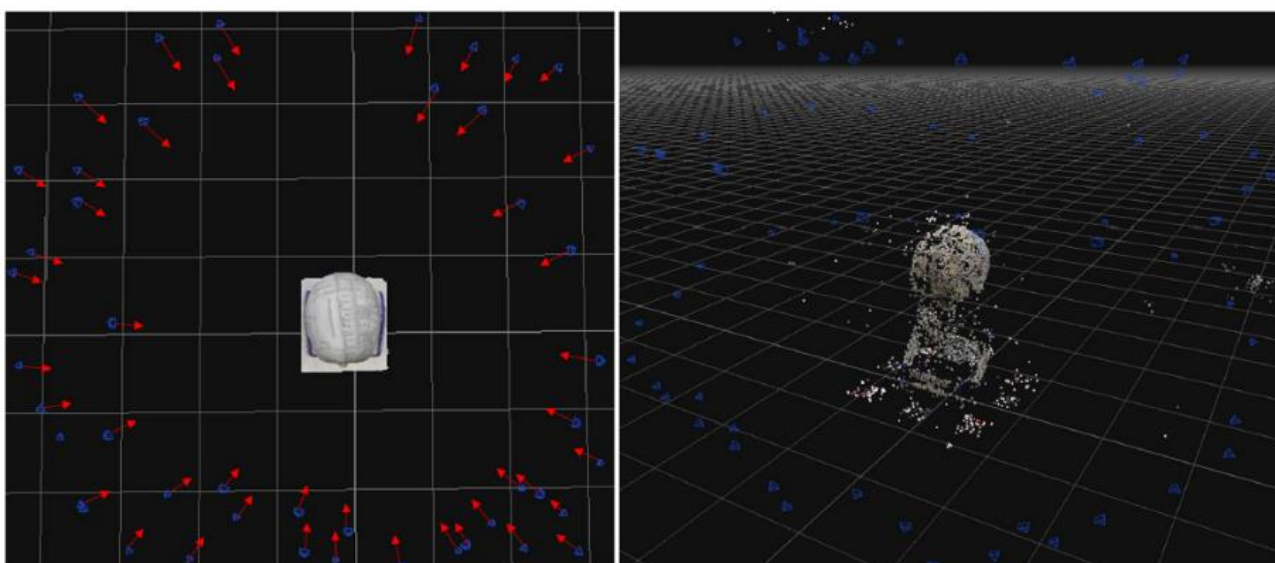


Рисунок 13 – Изображение, показывающее процесс создания 3D-модели с использованием серии фотографий: синие конусы представляют положения камеры на фотографиях физического объекта (слева), вычисляются предварительные координаты (справа), скриншоты сделаны в 3DF Zephyr Lite (3Dflow, 2019) и добавлены стрелки для указания ориентации камеры

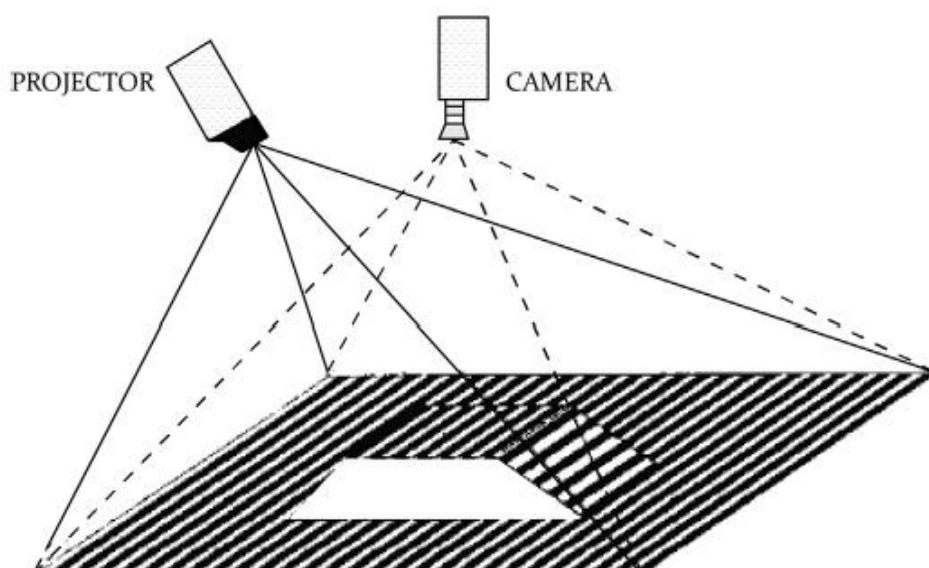


Рисунок 15 – Схема сканирования при использовании структурированного света

1.4 Обзор систем сканирования кожных покровов пациента

В медицине трёхмерное сканирование кожных покровов нашло применение в сканировании раневых дефектов. Данный подход позволяет точно определить объём и площадь раны [90–94] в сравнении с использованием ручных измерений, или определением площади из фотографий [95]. При разработке таких сканирующих систем зачастую используются фантомы или другие объекты, сопоставимые по свойствам с раневой поверхностью [96]. Также есть работы, посвящённые надёжности проводимых сканирований [97].

Ниже представлен обзор нескольких систем, основанных на фотограмметрии, и автоматических, с использованием лазерных сканеров.

В данной статье [90] представлен подход к измерению поверхности поражения кожи в двух и трех измерениях. Для 2D-подхода делается одна фотография (рисунок 16), содержащая гибкую бумажную линейку. После полуавтоматической сегментации очага поражения оценка основана на измерении локального масштаба с использованием линейки. Для 3D-подхода реконструкция создавалась с помощью видеосъёмки поверхности раны с

нескольких ракурсов. Затем был использован алгоритм SIFT для сопоставления изображений и реконструкции поверхности. Для обоих методов требуется приблизительное очертание интересующей области вокруг очага поражения.



Рисунок 16 – Фотография раневой поверхности

Оценка размеров была выполнена на 117 изображениях и пяти видеороликах для 2-го и 3D-подхода соответственно. В качестве модели были использованы фантомы дефектов. Трёхмерное изображение получали из видеороликов, в которых было несколько ракурсов дефекта, затем с помощью SIFT алгоритма проводилось сопоставление изображений и трёхмерная реконструкция (рисунок 17). Была определена абсолютная погрешность $0,99 \pm 1,18 \text{ см}^2$ и относительная погрешность $9,89 \pm 9,31 \%$ для 2D. Эти ошибки составляют менее 1 см^2 и 5% для пяти тестовых фантомов в данном случае. Погрешность 2D измерения площади поверхности увеличилась примерно на 10% для ран на изогнутой поверхности по сравнению с ранами на плоской поверхности.



Рисунок 17 – Трёхмерная реконструкция

В рассматриваемой работе [80] группа инженеров взяла на себя задачу разработки автономной системы закрытия ран. Одним из начальных шагов является обеспечение точной оценки топологии раны и расположения края раны. Был представлен лазерный сканер для создания 3D-облака точек для 3D-реконструкции края раны и топологии.

Конфигурация установки портальной роботизированной системы закрытия ран показана на рисунке 18а, которая состоит из портального робота и лазерного сканера vision, который включает в себя лазерный датчик дальности, 2D-камеру и два датчика дистанции, подключенных к исполнительным механизмам портального робота. Цифровое изображение системы в операционной проиллюстрировано на рисунке 18б. Сканер генерирует 3D-облака точек поверхности кожи раны и края раны, объединяя измерения от датчика лазерного диапазона и обратную связь от датчиков, и, таким образом, может предоставить контроллеру портального робота необходимую информацию для 3D-реконструкции края раны и топологии.

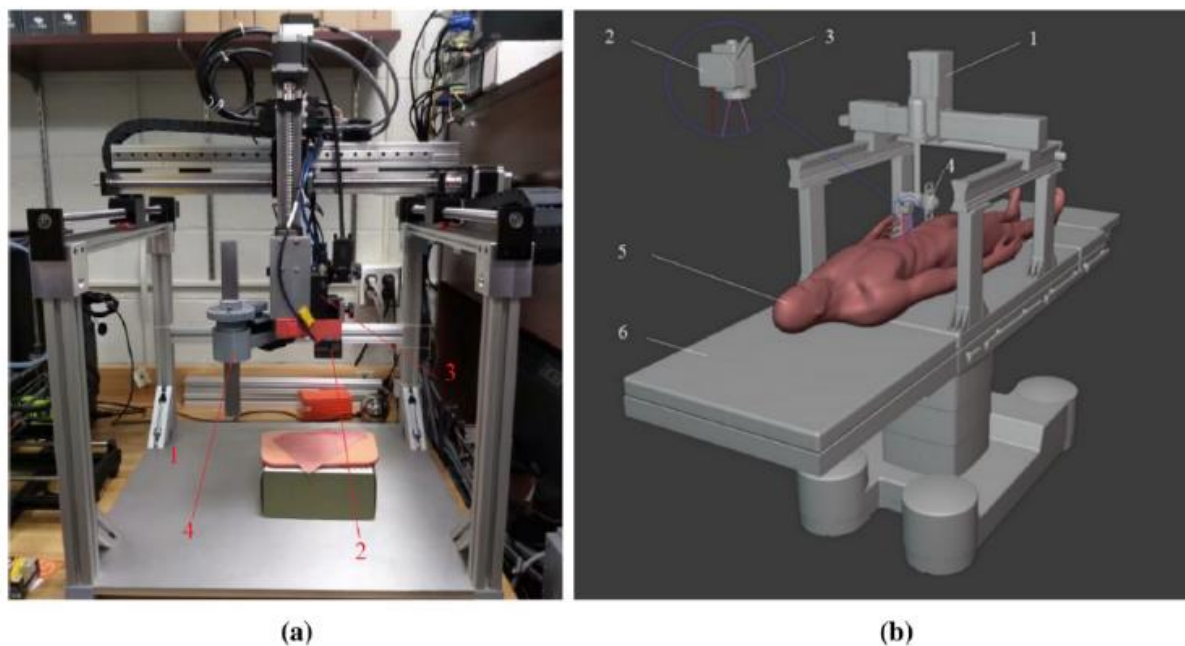


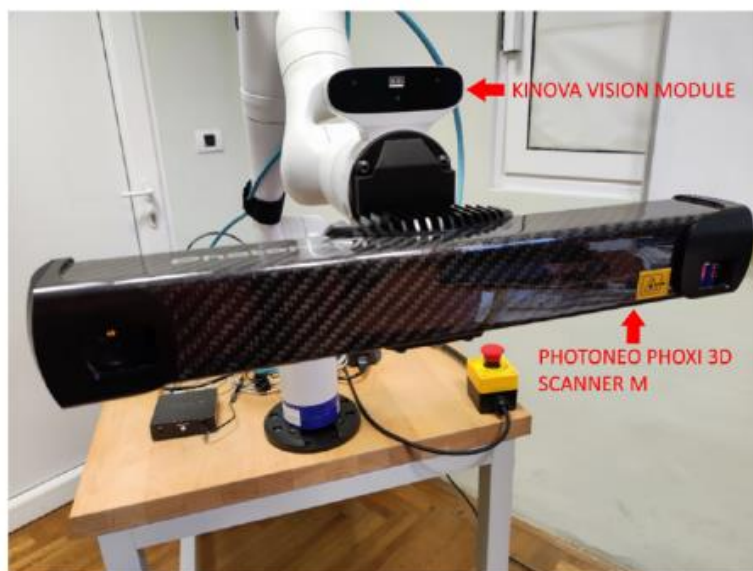
Рисунок 18 – Портальная роботизированная система закрытия ран: а) заданная конфигурация; б) концептуальный эскиз установки в операционной
 1 – портальный робот, 2 – лазерный датчик дальности действия, 3 – 2D-камера, 4 – устройство для установки крепежа, 5 – тело пациента, 6 – кровать хирурга

Средняя абсолютная ошибка (CAO) и стандартное отклонение (σ) края раны измеряются в среде MeshLab. Значения CAO (σ) в X (касательная), Y (касательная) и Z (нормаль) составили 0,32 (0,22) мм, 0,37 (0,34) мм и 0,61 (0,29) мм соответственно. Результаты эксперимента демонстрируют, что лазерный сканер обеспечивает высокую точность определения местоположения края раны по касательной к коже раны. Таким образом, был разработан лазерный сканер для 3D-реконструкции края и топологии раны.

В данной статье [98] описывается автоматическая система анализа ран, построенная на базе манипулятора робота с семью степенями подвижности с подключенной камерой RGB-D и 3D-сканером (рисунок 19, 20). Также был разработан новый алгоритм, который использует подход, основанный на вычислении плотности точек поверхности и обнаружении неоднородностей (рисунок 21). Система была оценена на множественных ранах, расположенных на медицинских моделях, а также на реальных пациентах, зарегистрированных в клиническом медицинском центре.

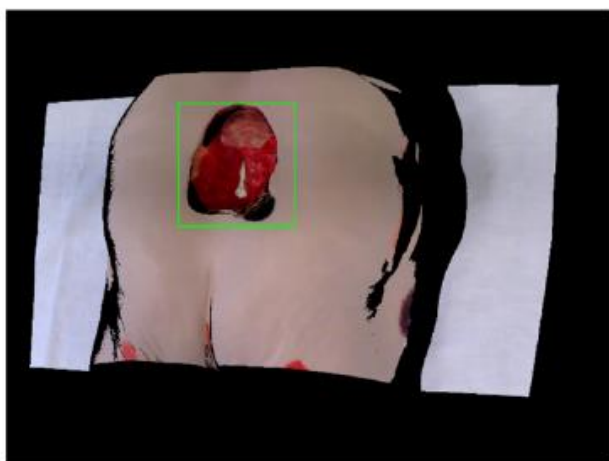


(a)



(b)

Рисунок 19 – Конфигурация системы записи: (а) Роботизированная система записи в условиях больницы; (б) камеры, используемые в системе записи



(a)



(b)

Рисунок 20 – а) результат обнаружения раны на зарегистрированном изображении RGB/Phoxo; (б) записанное облако цветных точек со сгенерированной ограничивающей рамкой в отношении положения рабочего органа робота.

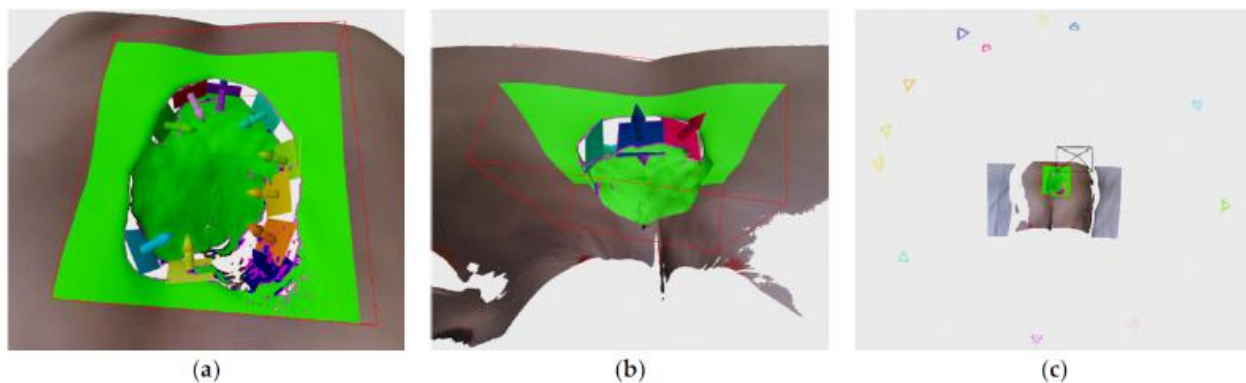


Рисунок 21 – (а) Плоскости, сгенерированные на основе краевых точек, представленных плоскостями разного цвета и нормальными; (б) дублирование плоскостей из-за ориентации плоскости относительно ориентации сканирования; (с) Предполагаемые плоскости представлены разными цветными конусами, черный конус является текущей позой сканирования.

Чтобы определить точность 3D-реконструкций, выполненных разработанной системой, была вычислена метрика расстояния между восстановленным облаком точек раны и моделью сетки. Основа для оценки точности предлагаемой системы была создана путем оцифровки всей модели уха за ранами Saymour II с использованием промышленного 3D-сканирующего оборудования на базе GOM ATOS Triple Scan, точность которого составляет 10 мкм. Глянцевые поверхности были обработаны напылением для придания матовости, что привело к устранению отражающей способности перед сканированием. Данная процедура значительно повышает точность процесса сканирования, но при этом данную процедуру нельзя применить к ране пациента. Восстановленное расстояние облака точек до реальной модели было рассчитано с использованием программного обеспечения CloudCompare, где перед вычислением расстояния облако точек было автоматически выровнено с использованием внутренней процедуры ICP-выравнивания CloudCompare. Облако точек, используемое для сравнения, было сгенерировано из 4 представлений. Вычисление расстояния от облака точек до модели дало статистические данные со средней погрешностью 0,14 мм и стандартным отклонением 0,12 мм, в результате чего примерно 64% точек

имели погрешность менее 0,15 мм и почти 99 % точек имели погрешность менее 0,5 мм. Следовательно, оценка точности восстановленного облака точек показала более чем адекватные результаты, необходимые для дальнейшего анализа раны.

Из приведённых работ видно, что область сканирования кожных покровов активно развивается. Уже существуют системы сканирования, но они в основном имеют высокую стоимость и занимают много места. Данные системы обладают погрешностью измерения порядка 0,2–0,6 мм, что считается допустимым на взгляд авторов.

1.5 Структура робототехнической системы

Таким образом, в большинстве работ проводится сканирование поверхности печати, планирование траектории инструмента и биопечать без использования обратной связи. В качестве дозатора использовались как устройства на электрическом, так и пневматическом приводе. Тканеинженерная конструкция, которая печатается, представляет собой решётку с минимальными искажениями с толщиной линий до 600 мкм. Данное значение обусловлено пределом пассивной диффузии питательных веществ через гидрогель. При этом отсутствуют работы, показывающую высокую точность печати на поверхности пациентов, что говорит о том, что не преодолены некоторые проблемы при реализации данного технологического процесса.

Из проведённого литературного анализа можно сделать вывод о том, что *in situ* биопечать состоит из следующих этапов (рисунок 22):

- подготовка материала для печати и заправка в биопринтер;
- проведение 3D-сканирования места дефекта;
- создание траектории печати;
- нанесение материала согласно запланированной траектории.

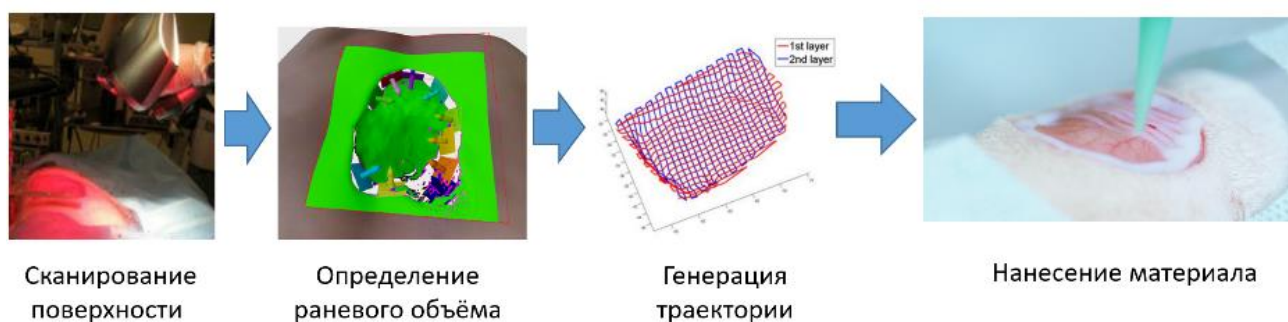


Рисунок 22 – Схема *in situ* биопечати

При этом работа в операционной с открытой раной накладывает следующие ограничения:

- компактность разработанной РТС, обусловленная небольшим свободным пространством в операционной;
- минимальное время подготовительных операций для снижения риска заражения раны;
- надёжность работы РТС, так как нанесение повреждений пациенту в случае неисправности недопустимо;
- простой способ заправки материала и управления РТС для возможности управления медицинским персоналом.

Разрабатываемая РТС должна базироваться на шарнирном роботе с 5 и более степеней подвижности, что обусловлено необходимостью держать сопло под углом, близким к нормали поверхности, для корректного нанесения материала. Иметь в составе 3D-сканер для возможности создавать 3D-модель поверхности. Также на фланце робота должен быть установлен дозатор с автоматическим управлением для возможности нанесения материала по заранее заданной программе. При этом тип привода выбирается электрический, так как это позволит избежать установки воздушного компрессора, который займёт место в операционной. 3D-сканер также устанавливается на фланец робота, так как в ином случае также будет отнимать свободное пространство операционной. Такая структура, если 3D-сканер откалиброван относительно фланца робота, также уменьшает время сканирования, так как в таком случае

этот процесс может быть автоматизирован. Сравнение компонентов приведено в таблице 2.

Таблица 2 – Сравнение компонентов РТС

Вид	3D-сканер			Дозатор	
	Стационарный	Ручной	Интегрированный	Пневматический	Электрический
Занимаемая площадь в операционной, см ²	~ 1000	~ 300	0	х	х
Масса(общая), кг	~ 1.5	~ 1	0.2	~ 0.4	~ 3
Время подготовки 3D-модели, мин	~ 3	~ 6	~ 0.5	х	х
Возможность сканировать труднодоступные участки	-	+	+	х	х

Управление устройствами осуществляется с помощью ПК, на котором находится интерфейс пользователя. Таким образом, была предложена следующая структура *in situ* биопринтера, представленная на рисунке 23.

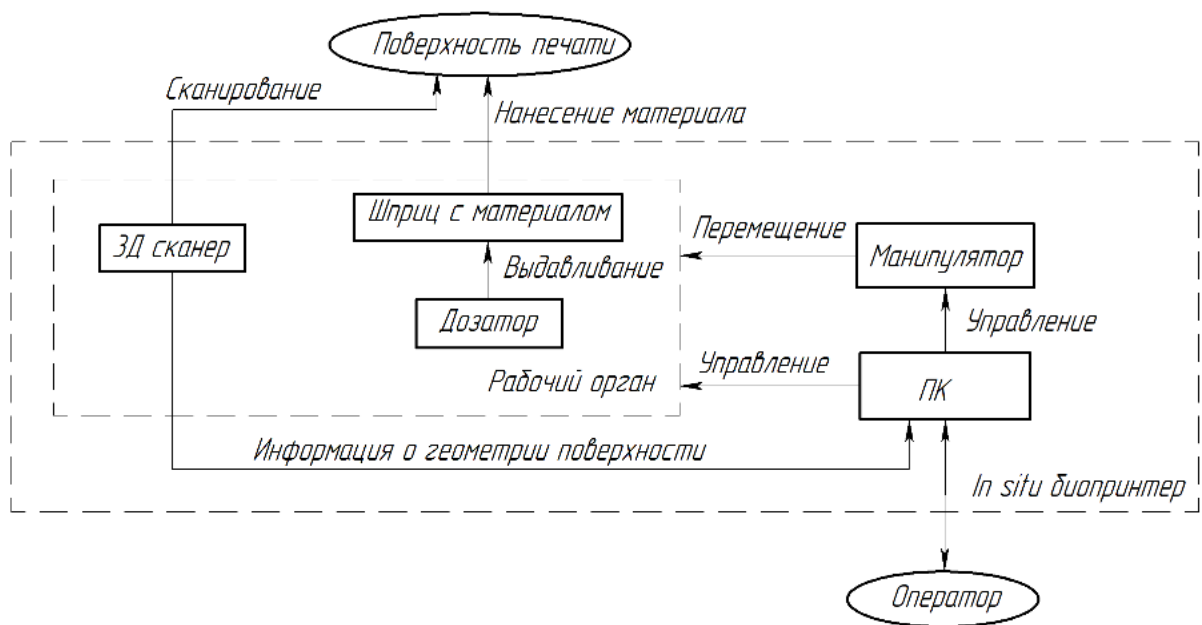


Рисунок 23 – Общая структура *in situ* биопринтера

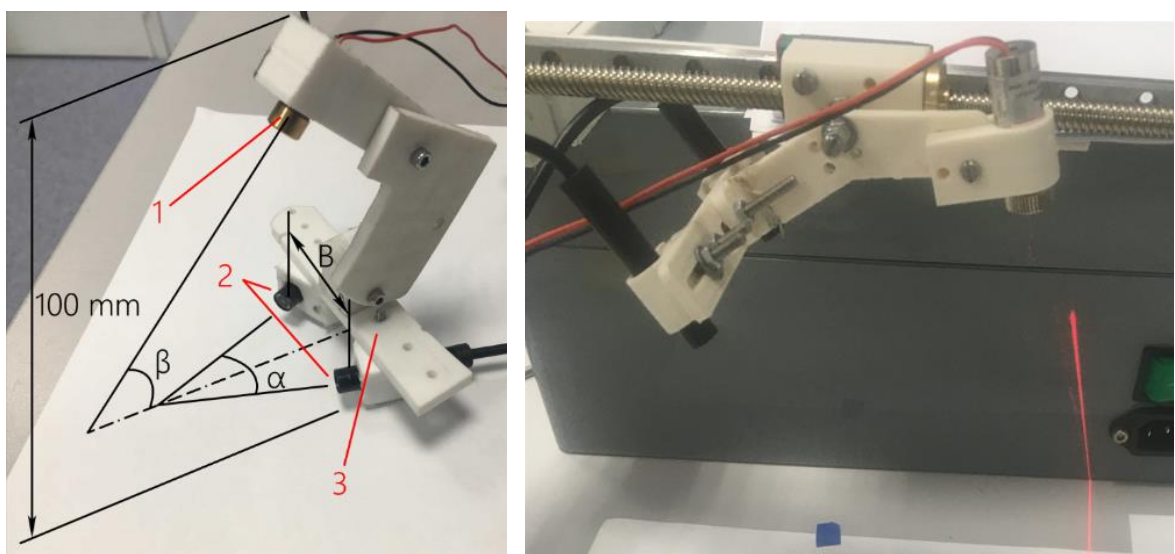
2 Разработка рабочего органа робототехнической системы

2.1 Система сканирования

Разработка собственного решения 3D-сканера вместо использования готового было обусловлено следующими проблемами:

- трудность калибровки ручных 3D-сканеров относительно системы координат робота;
- оперативный перенос 3D-модели в программное обеспечение биопринтера;
- крупные габариты профессиональных сканеров, затрудняющие размещение их в операционной.

Был проведён анализ существующих видов 3D-сканеров, в том числе используемых для сканирования ран. В качестве технологии была выбрана технология лазерной триангуляции, как более надёжная и относительно простая в реализации. Рассмотрены несколько возможных компоновок использования лазерной линии, телекамер и их взаимодействия с роботом (рисунок 24).



1 – модуль лазерной линии, 2 – телекамеры, 3 – корпус
Рисунок 24 – Рассмотренные компоновки 3D-сканера

В результате был выбран способ с использованием двух телекамер и модуля лазерной линии, установленного на поворотной платформе. В таком случае в момент сканирования камеры остаются неподвижны, а задача нахождения и сопоставления одинаковых точек на изображении преобразуется в задачу нахождения пересечения двух поверхностей S_{cam1} и S_{cam2} (рисунок 25).

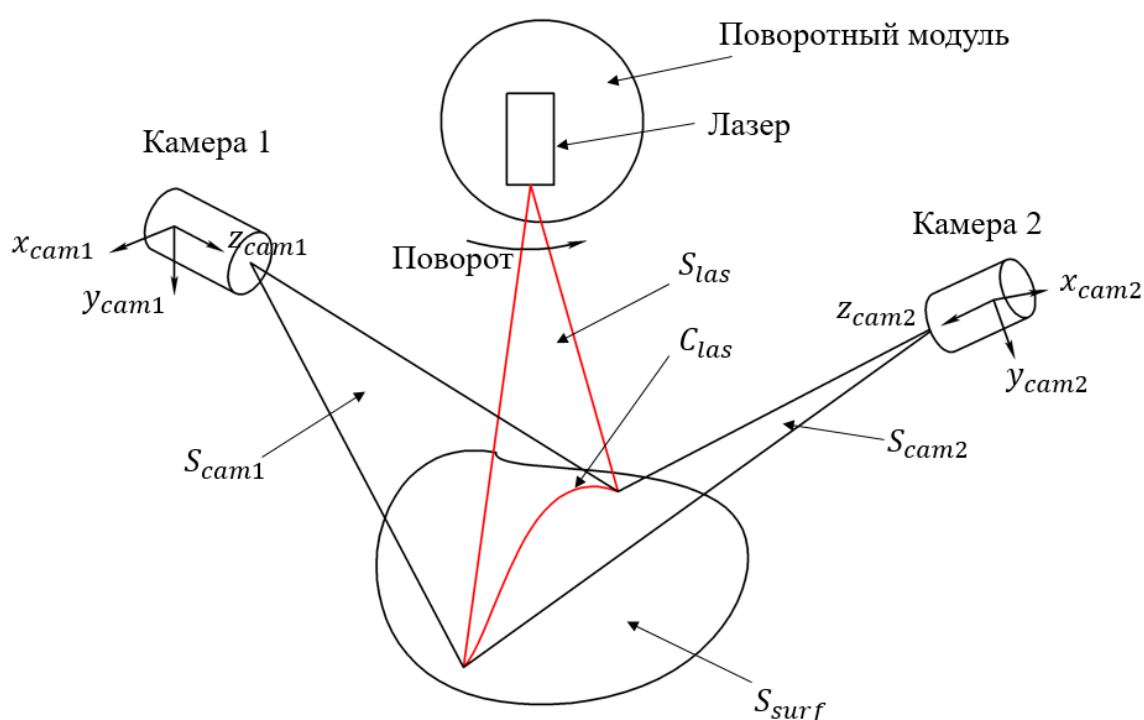


Рисунок 25 – Принцип работы сканера

Одним из недостатков использования лазерной триангуляции является большое время расчёта трёхмерного объекта из изображений, для минимизации времени подготовки модели использовались вычисления на графическом ускорителе.

Была предложена методика расчёта расположения телекамер (рисунок 26) как функцию поля зрения L , угла наклона камеры β к поверхности и угла поля зрения камеры α , заданного изначально конструктивными особенностями камеры.

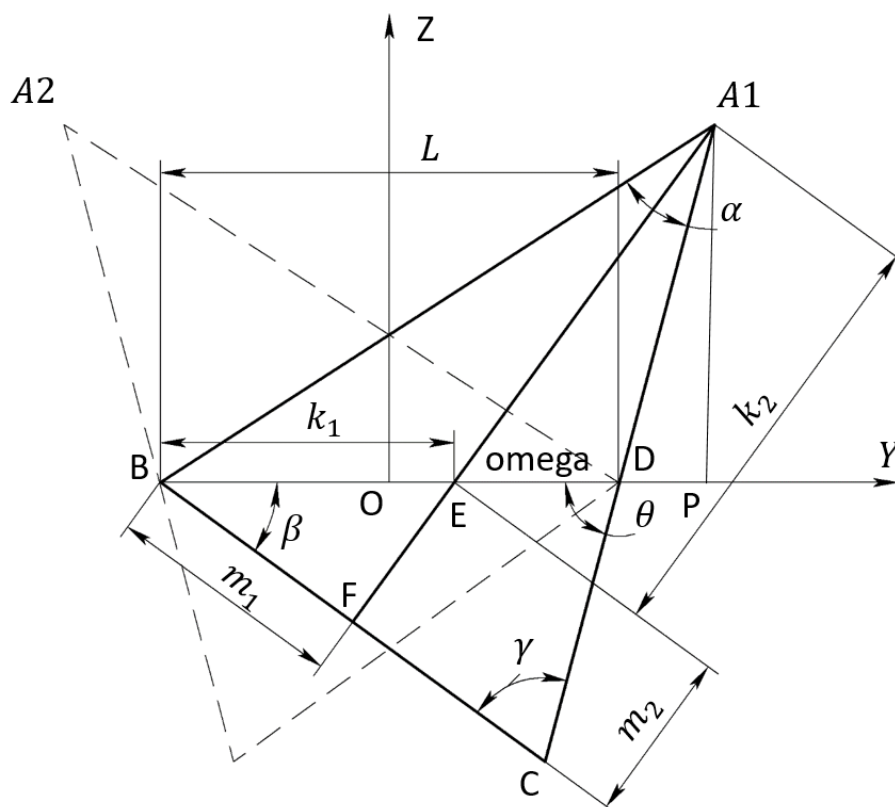


Рисунок 26 – Схема расчёта положения камер

Для этого необходимо сделать дополнительное построение равнобедренного треугольника ABC , вершина A – точка расположения камеры угол ABC – угол поля зрения камеры в данной плоскости, точка B – пересекает ось Y и отстоит на расстоянии $L/2$ от начала координат, расстояние AB равно AC , AF – высота треугольника. Точка E – пересечение высоты AF и оси OY . P – перпендикуляр от точки A на ось OY . Для удобства обозначим расстояния переменными: $BE = k_1$, $BD = L$, $BF = m_1$, $FE = m_2$, $AE = m_2$.

Найдём углы для треугольника BCD :

$$\gamma = \frac{\pi - \alpha}{2}; \quad \theta = \pi - \beta - \gamma; \quad \omega = \frac{\pi}{2} - \beta \quad (1)$$

Применим теорему синусов к треугольнику BCD :

$$\frac{\sin \theta}{BC} = \frac{\sin \gamma}{BD} = \frac{\sin \beta}{CD} \quad (2)$$

Откуда выразим BC, зная, что BD равно L:

$$BC = \frac{L \cdot \sin \theta}{\sin \gamma}; m_1 = \frac{BC}{2} = \frac{L \cdot \sin \theta}{2 \cdot \sin \gamma} \quad (3)$$

Далее выразим из треугольника BEF k_1 равное BE,

$$k_1 = \frac{m_1}{\cos \beta}; \quad (4)$$

$$m_2 = m_1 \cdot \operatorname{tg} \beta; \quad (5)$$

Выразим $\operatorname{tg} \gamma$:

$$\operatorname{tg} \gamma = \frac{k_2 + m_2}{m_1} = \frac{k_2 + m_1 \cdot \operatorname{tg} \beta}{m_1} = \frac{k_2}{m_1} + \operatorname{tg} \beta \quad (6)$$

Откуда

$$k_2 = m_1 \cdot (\operatorname{tg} \beta - \operatorname{tg} \gamma); \quad (7)$$

Выразим искомые координаты:

$$y = k_2 \cdot \cos \omega - \frac{L}{2} + k_1; \quad (8)$$

$$z = k_2 \cdot \sin \omega; \quad (9)$$

$$y = \frac{L \cdot \sin(\pi - \beta - \frac{\pi - \alpha}{2})}{2 \cdot \sin(\frac{\pi - \alpha}{2})} \cdot \left(\operatorname{tg} \beta - \operatorname{tg} \left(\frac{\pi - \alpha}{2} \right) \right) \cdot \cos \omega - \frac{L}{2} + k_1; \quad (10)$$

$$z = \frac{L \cdot \sin(\pi - \beta - \frac{\pi - \alpha}{2})}{2 \cdot \sin(\frac{\pi - \alpha}{2})} \cdot \left(\operatorname{tg} \beta - \operatorname{tg} \left(\frac{\pi - \alpha}{2} \right) \right) \cdot \sin \omega; \quad (11)$$

Был проведён расчёт значений, а также проведена проверка (рисунок 27) для конкретного случая $L = 100$ мм, $\alpha = 50^\circ$, $\beta = 30^\circ$.

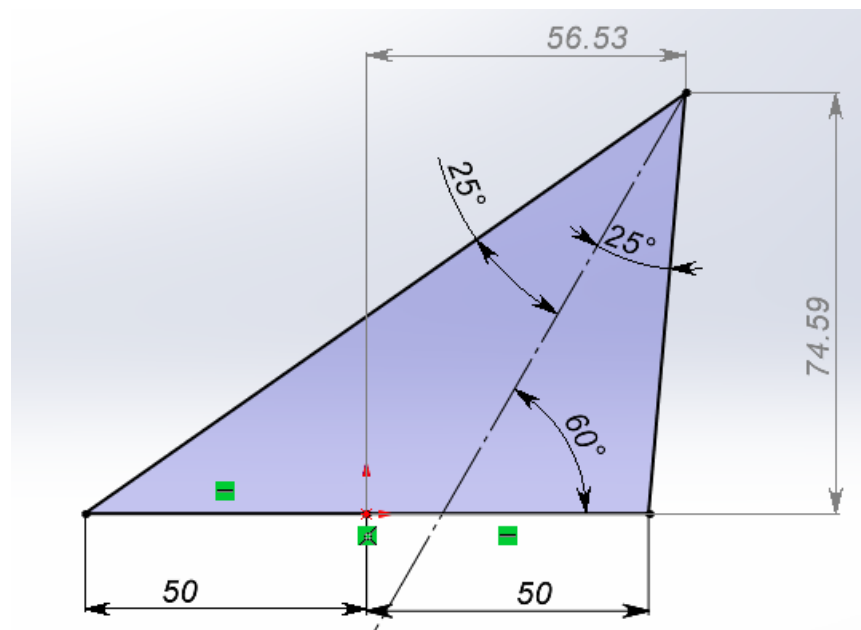


Рисунок 27 – Вычисленные значения координат телекамеры

В таком случае $y = 56.52$, $z = 74.59$.

Таким образом были выявлены соотношения позиции камер и их угла поля зрения.

Разрешение телекамер выбирается на основе допустимой погрешности сканирования δ . Предполагается, что оценка лазерной линии производится с точностью в один пиксель. Тогда разрешение w можно оценить как:

$$w \geq \frac{L}{\cos \theta} \cdot \frac{\alpha}{\delta}. \quad (12)$$

Для возможности калибровки внутренних параметров телекамер

использовались камеры с ручной настройкой фокусного расстояния. В качестве лазера был выбран лазер, проецирующий линию красного цвета.

Искомую трёхмерную линию пересечения можно найти как:

$$C_{las} = S_{las} \cap S_{surf}. \quad (13)$$

В случае использования информации о расположении лазерной линии искомую линию определяют как:

$$C_{las} = S_{las} \cap S_{cam1} \quad (14)$$

Недостатком данного метода является искажение лазерной линии при достаточном угле наклона камеры и плоскости лазерной линии, рисунок 28.

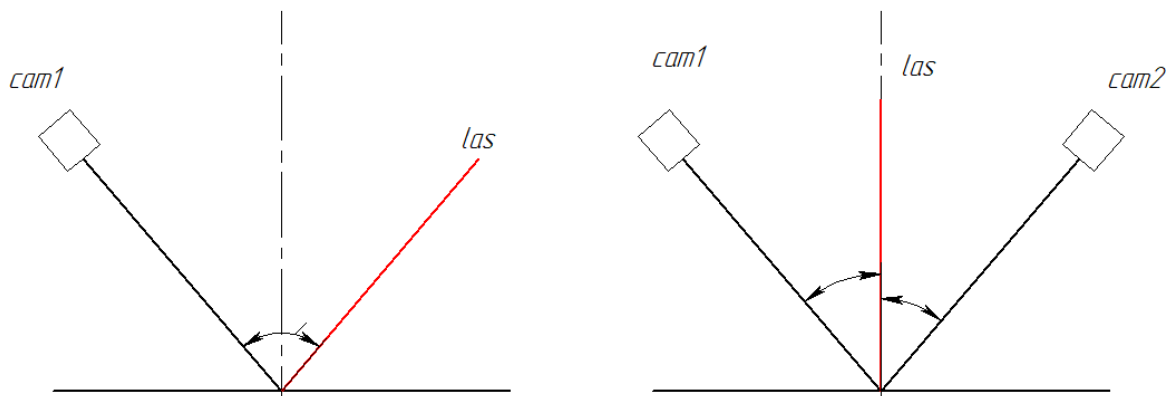


Рисунок 28 – Угол между камерой и плоскостью в различных компоновках

Был проведён расчёт положения трёхмерных точек в пространстве, соответствующих спроецированной на целевую поверхность лазерной линии. Сначала для каждой двухмерной точки находился её вектор в системе координат камеры в соответствии со следующими выражениями:

$$\begin{bmatrix} X_{cam1} \\ Y_{cam1} \\ Z_{cam1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{x1} & 0 & c_{x1} \\ 0 & f_{y1} & c_{y1} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} x_{cam1} \\ y_{cam1} \\ 1 \end{bmatrix}; \quad (15)$$

$$\begin{bmatrix} X_{cam2} \\ Y_{cam2} \\ Z_{cam2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{x2} & 0 & c_{x2} \\ 0 & f_{y2} & c_{y2} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} x_{cam2} \\ y_{cam2} \\ 1 \end{bmatrix} \cdot R \quad (16)$$

где $X_{cam1}, Y_{cam1}, Z_{cam1}$ – радиус вектор точки в системе координат камеры, соответствующий точке на изображению; x_{cam1}, y_{cam1} – координаты точки на изображении; R – однородная матрица преобразования между системами координат камер; $f_{xi}, f_{yi}, c_{xi}, c_{yi}$ – внутренние параметры камеры, определённые её конструктивными особенностями.

Каждые две соседних точки и нулевая точка координат образуют треугольник, их множество образуют поверхность S_{cam} для каждой камеры. Искомая линия C_{las} в системе координат камеры 1 можно найти как

$$C_{las} = S_{cam1} \cap S_{cam2}. \quad (17)$$

2.2 Пересечение плоскостей

Для ускорения вычисления пересечение выполнялось для плоскости, образованной множеством треугольников и набором векторов, рисунок 29.

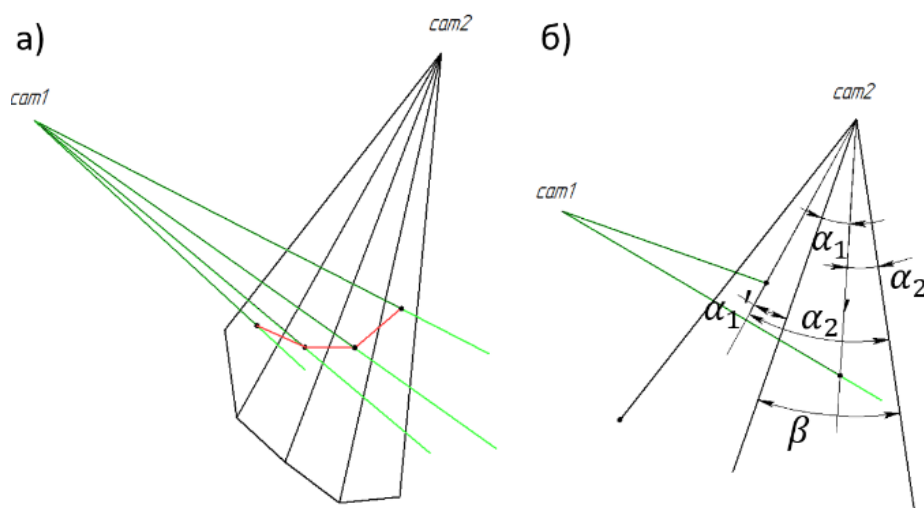


Рисунок 29 – а) Пересечение множества векторов и плоскости, образованной треугольниками; б) определение принадлежности вектора пересечению

Каждый вектор, образованный положением камеры и трёхмерной точке, отвечающей лазерной линии на изображении пересекался с плоскостью S_{cam2}

Сначала создавался объект полигона треугольника и вычислялось его уравнение плоскости. Затем находилась точка пересечения вектора и текущего треугольника, и производилась проверка, находится точка внутри треугольника или нет. Для проверки нахождения вычислялись углы между векторами, и в случае, если вектора α_1 и α_2 были меньше, чем β то проверка считалась пройденной. В таком случае точка добавлялась в массив трёхмерных точек для вывода.

При получении трёхмерной модели производится съёмка множества изображений со смещением лазерной линии по целевой поверхности за счёт поворота лазерного модуля, для каждого изображения находится соответствующая трёхмерная линия.

2.3 Алгоритм триангуляции

Для двух каждых соседних трёхмерных линий из полученного набора линий проводится триангуляция. В большинстве 3D-сканеров сначала создаётся облако точек, затем производится их триангуляция, например, методом

Делоне [99] или другим [100].

В случае данного подхода сканирования есть возможность существенно уменьшить вычислительную сложность за счёт того, что заранее известно, что искомые линии всегда идут друг за другом. Таким образом, необходимо проверять расстояние не между всеми полученными точками, только между двумя соседними линиями.

Так как полученные линии находятся в системе координат камеры можно считать, что основная плоскость модели будет находиться в плоскости XU , при этом заранее известно направление линии лазера и что точки на линии будут упорядочены вдоль оси Y (рисунок 30).

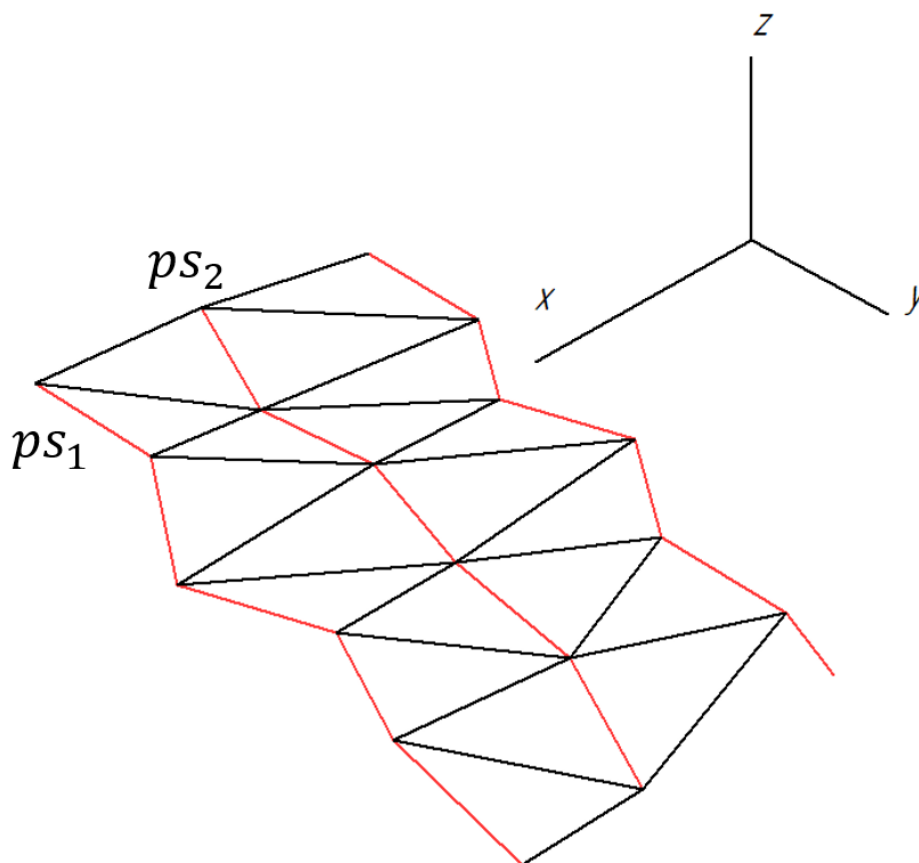


Рисунок 30 – Алгоритм триангуляции, Отмечены рёбра полученных треугольников, красным – линии после вычисления трёхмерных точек сканера

Сначала производилась подготовка точек к триангуляции, они были отсортированы вдоль оси Y . Если лазерная линия направлена вдоль другой оси,

или заранее неизвестной, то необходимо найти две самые удалённые точки в одной из линий, построить из них вектор, затем осуществить поворот на угол между вектором и осью, которая будет принята за основную. Триангуляция выполняется в два этапа.

Первым этапом производилось построение треугольников, одно из ребер принадлежит точкам ps_1 , а вершина находится у точек ps_2 . Вершина выбирается как ближайшее расстояние к текущему ребру.

Вторым этапом выполнялось построение треугольников рёбра, которые находятся на ps_2 а вершины на ps_1 . Для осуществления данного алгоритма вводились дополнительные массивы с перечислением индексов для каждой вершины в точках, где хранились данные о том, с какими вершинами она соединялась.

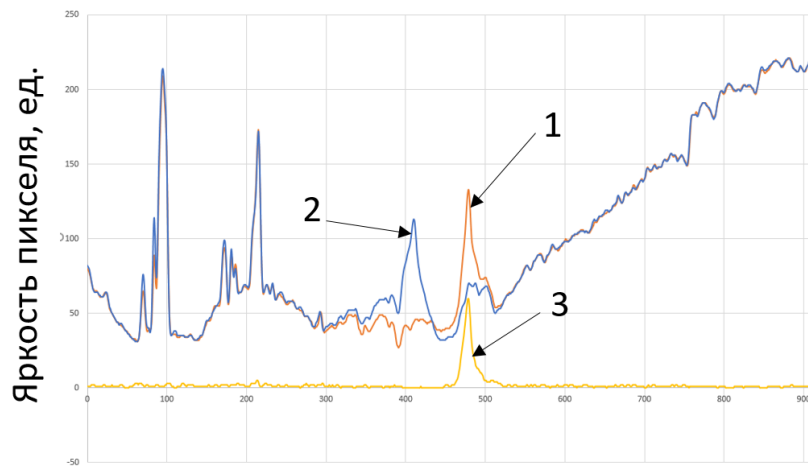
Для расчёта цвета поверхности, каждой трёхмерной точке на поверхности присваивается значение цвета соответствующей двумерной точки на изображении, сохранённом и не имеющим лазерной линии на ней.

2.4 Алгоритм фильтрации фона при детектировании лазерной линии на изображении

Одной из проблем для лазерных сканеров могут являться блики на сканируемой поверхности. В случае работы с раневыми поверхностями этот параметр будет иметь значительное распространение вследствие выделяющихся в ране жидкостей. Существуют различные способы решения данной задачи. В промышленности обычно применяется матирование поверхности, что оставляет только рассеянный свет, что недопустимо в случае открытой раны. Также использование кросс поляризованного освещения может уменьшить блики. Но из-за того, что поверхность раны имеет сложный рельеф даже при использовании такого подхода, блики остаются. Ещё одним подходом может стать использование искусственных нейронных сетей для определения

мест, где располагается лазерная линия, но на данном развитии технологии такое решение ненадёжно, и не всегда можно предугадать результат работы сети.

Поэтому для решения данной проблемы предлагается подход нахождения разности изображений с лазерной линией и без неё, позволяющий отсечь весь фон, кроме лазерной линии, и однозначно определить её (рисунки 31, 32).



Координата X на изображении, пикс

1 – целевое изображение, 2 – изображение, отстоящее на несколько кадров, 3 – разность изображений

Рисунок 31 – Фильтрация бликов на изображении. График яркости пикселей полутоновых изображений, по сечению, отмеченному на каждом из них

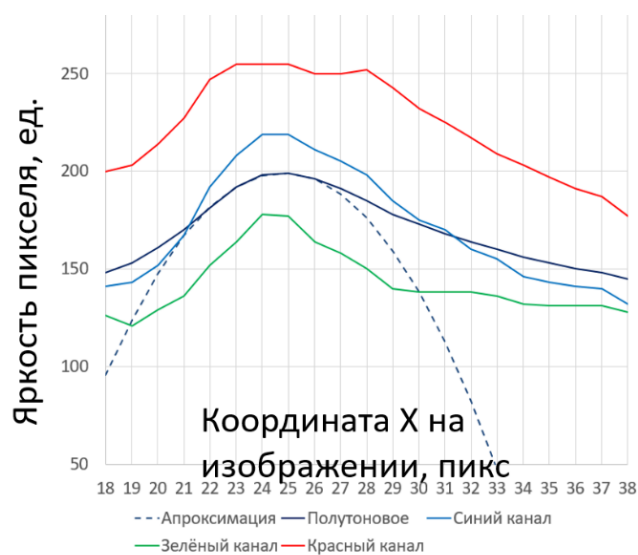


Рисунок 32 – Нахождение точки с максимальной яркостью с субпиксельной точностью с учётом окрестности

Данный подход возможен, в случае если позиция камеры статична, а объект сканирования не совершал перемещений в пространстве, либо их смещения одинаковы. В противном случае возникает большое количество шумов, особенно в случае, когда на изображении присутствуют резкие контуры.

На вход алгоритма подаётся цветное либо полутоновое изображение, либо цветное изображение, которое в таком случае также приводилось к полутоновому. Не производится учёт цвета источника освещения так как использовалось не оригинальное изображение, а их разность.

Для распознавания лазерной линии в полученном после сканирования целевого объекта видеофайле для получения трёхмерной модели используются следующий алгоритм. На вход подаётся видеофайл и параметры распознавания, такие как смещение разности кадров n , размер окна аппроксимации w , размер окна размытия по Гауссу g , пороговое значение яркости пикселя b_{min} . Данные параметры зависят от ширины лазерной линии и скорости проведения сканирования. Например, если скорость сканирования низкая, то необходимо увеличить параметр n . Если лазерная линия проецируется широкой линией, а не тонкой то также следует увеличить параметр n , w , g . Значение b_{min} задает значение яркости пикселя минимальную которая будет распознана как лазерная линия. Чем больше шумов на изображении либо лазерная линия имеет низкую яркость, тем выше это значение предпочтительно выбирать. Предпочтительно выбирать данные параметры наименьшие из возможных для увеличения точности получаемой цифровой трёхмерной модели. Затем для каждого кадра в видеофайле формируется кадр с вычтенным отстоящим от него на заданное количество n другим кадром из данного видеофайла. Так как за разницу во времени пока делается n кадров модуль лазерной линии сместился на угол α , такой подход позволяет получить изображение, на котором присутствует исключительно лазерная линия без фона, что делает данный алгоритм устойчивым к статическому внешнему освещению, в том числе к бликам на

изображении.

Для полученного кадра применяется алгоритм распознавания лазерной линии на изображении, представленный на рисунке 33.

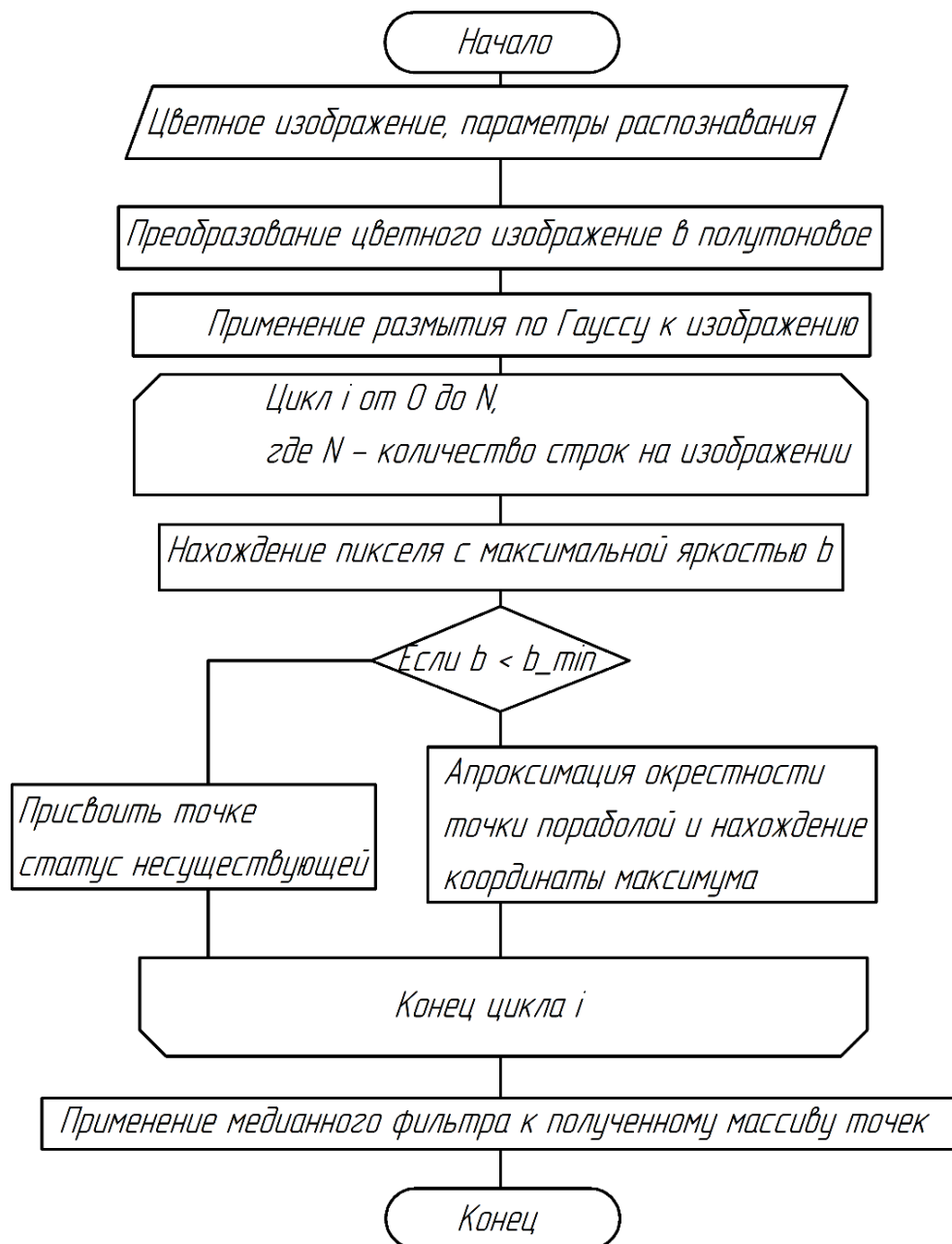


Рисунок 33 – Алгоритм распознавания лазерной линии

На вход алгоритма подаётся полученное цветное изображение из предыдущего алгоритма, поэтому сначала производится его преобразование в полутоновое. Затем для фильтрации шумов матрицы телекамеры применяется

размытие по Гауссу к изображению с заданным размером фильтра g . Затем для каждой строки на изображении находится координата пикселя с наибольшим значением яркости b . Если это значение больше порогового значения b_{min} , подаваемого на вход алгоритма, то проводится аппроксимация окрестности w данной точки параболой и вычисление координаты максимума параболы для нахождения координаты точки с наибольшей яркостью с субпиксельной точностью. Если меньше, то точке присваивается статус не существующей и в дальнейшем она не будет использоваться в расчётах. Для исключения случайных ошибок к полученному массиву точек из одного изображения применяется медианный фильтр с заданным окном.

Недостатком данного подхода является статичность внешнего освещения в месте проведения сканирования, но данное условие в случае сканирования открытой раны осуществить проще чем добиться отсутствия бликов на изображении.

Была сгенерирована трёхмерная модель полутонового изображения (рисунок 34) с лазерной линией для наглядности распределения яркостей на изображении.

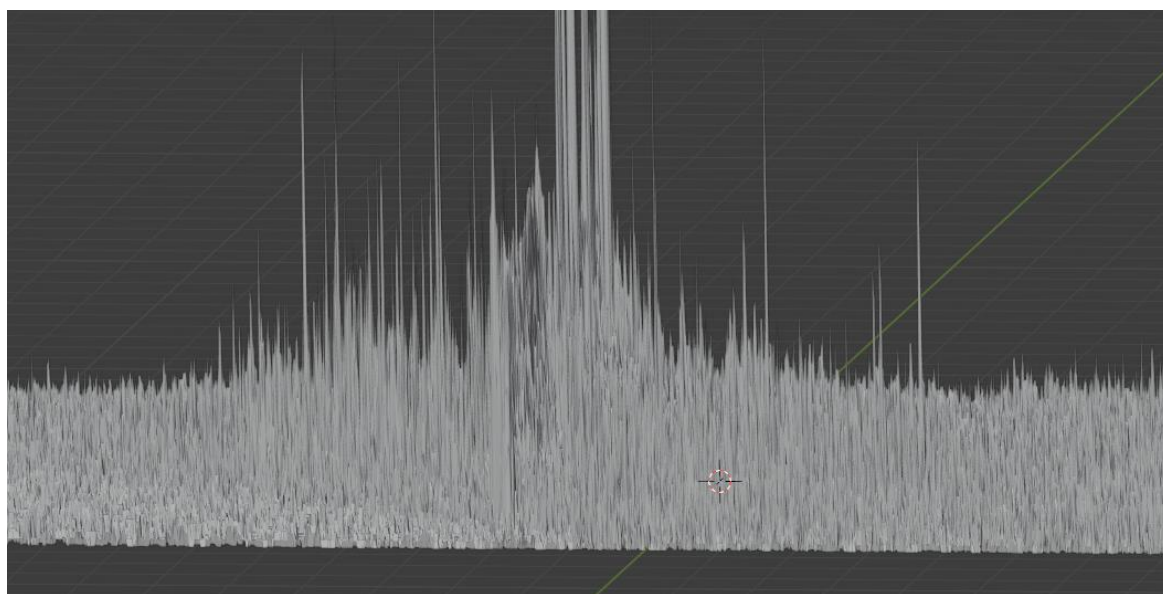


Рисунок 34 – 3D-модель полутоновое изображение по XY отложены координаты пикселей, по z – их яркость

Видно, что на изображении присутствует большое количество шумов, что существенно затрудняет определение лазерной линии. Сглаживание с использованием фильтра Гаусса позволяет несмотря на большое количество шумов однозначно определить линию лазера, рисунок 35.

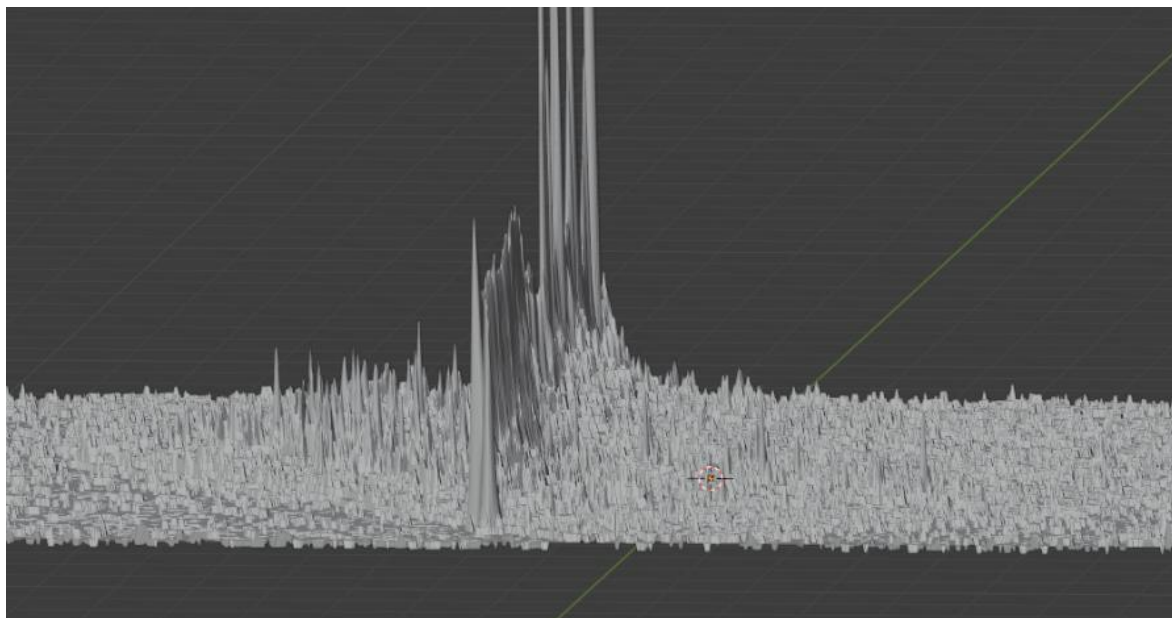


Рисунок 35 – 3D-модель полутонового изображения после применения фильтра Гаусса, по XY отложены координаты пикселей, по z – их яркость

Для анализа выбираются пиксели выше определенного порогового значения что эквивалентно отсечению плоскостью (рисунок 36), видно, что остаются только вершины, соответствующие лазерной линии.

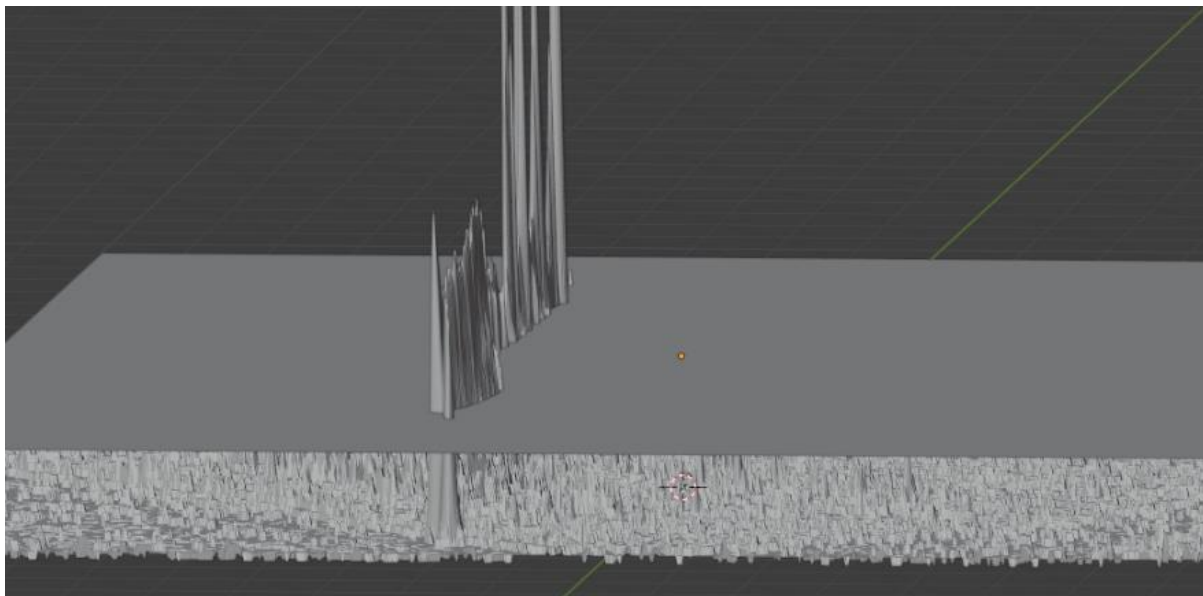


Рисунок 36 – 3D-модель полутонового изображения после добавления плоскости, отсекающей только лазерную линию

2.5 Синхронизация камер

При использовании стереопары важно, чтобы изображения камер были сделаны в один и тот же момент времени, так как лазерная линия перемещается и в противном случае координаты трёхмерной линии будут определены некорректно. Во время записи изображения камер сохранялось также и точное время съемки, с погрешностью в микросекунду. При приёме кадра от телекамеры сохранялось время до и после съёмки камеры (рисунок 37).

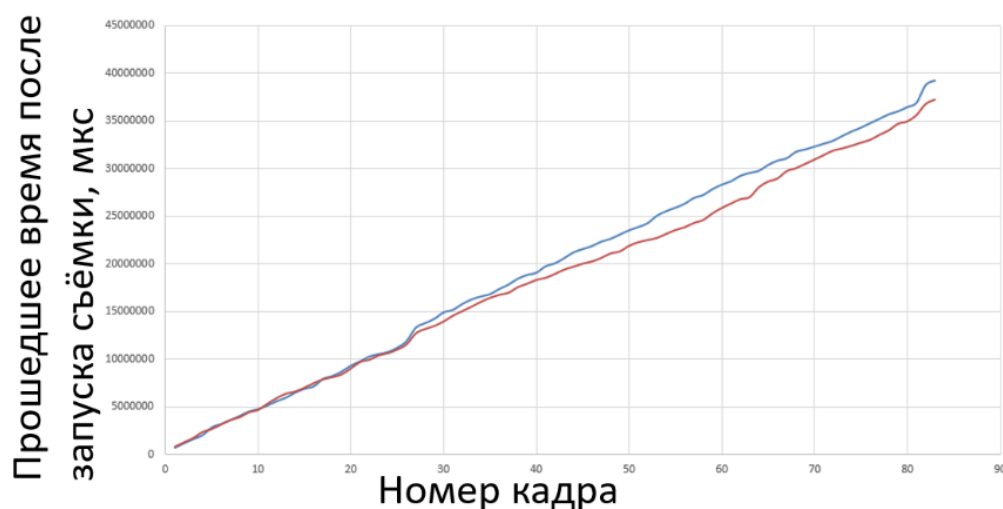


Рисунок 37 – Соответственная координата времени для каждого кадра

Стоит отметить, что кадр был снят в момент времени, отличный от сохранённого, так как процессору камеры требуется время на саму съёмку кадра, его архивацию и пересылку на управляющий компьютер. Мы предполагаем, что время между съёмкой кадра на камере и прибытием на ПК является постоянным.

Была проанализирована координата X лазерной линии при равномерном перемещении по плоскости. Видно, что линия движется достаточно равномерно, но есть пики, соответствующие несинхронной съёмке телекамерой, что видно на рисунке 38.

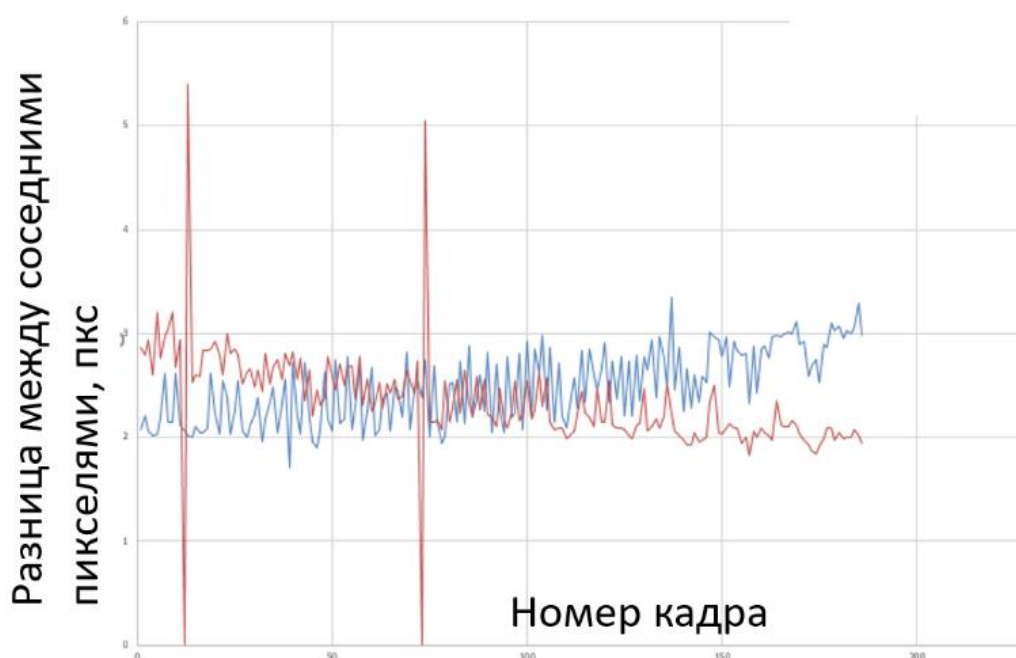


Рисунок 38 – График положения точки, характеризующий линию для каждой камеры

В случае несинхронной съёмки изображений телекамерами возможны несколько способов решения. В случае, если кадры находятся достаточно близко друг другу, и разница между лазерными линиями соседних кадров составляет меньше половины её ширины, то одна камера выбиралась как основная и её определение лазерной линии оставалось неизменным. Для второй телекамеры осуществлялся пересчёт нахождения лазерной линии под

изображения первой телекамеры за счёт пересчёта положения лазерной линии соответствующему лазерной линии на первом кадре.

Вторым способом является предварительный анализ файла с временем съёмки кадров и исключением кадров с выбросами. Третьим способом является вычисление среднеквадратического отклонения разниц во времени съёмки камер, и, в случае если значение меньше некоторого порога, то производить загрузку модели, в противном случае производить повторную съёмку поверхности.

2.6 Выбор шаблона калибровки камеры

Для калибровки камеры, определения её внутренних параметров, а именно дисторсионного искривления и фокусного расстояния использовался алгоритм, описанный в источнике [101]. В данном подходе погрешность определения параметров во много обусловлена погрешностью нахождения характерных точек шаблона на изображении. Существуют подходы с использованием различных шаблонов [102].

В большинстве используется шаблон в виде шахматной доски, на практике при его распознавании возникала нестабильность (рисунок 39). При этом для уменьшения погрешности использовалось не распечатанное изображение, а изображение на дисплее цифрового устройства.

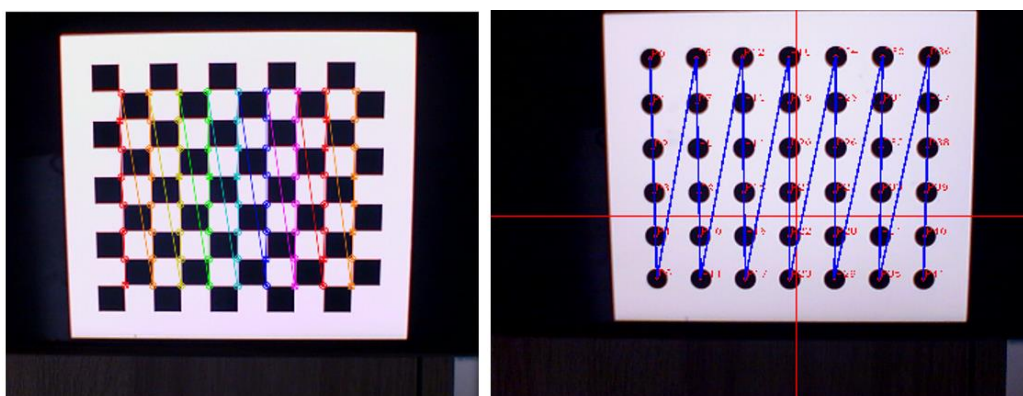


Рисунок 39 – Пример распознавания калибровочных шаблонов

Было проведено сравнение распознавания характерных точек шаблона с помощью известного и разработанного алгоритма.

Были выбраны три случайные точки и сделаны 119 снимков без перемещения камеры и шаблона и для них был проведён анализ вычисления их координат. На рисунке 40 представлен пример сравнения вычисленных координат, для наглядности отображения показаны не абсолютные координаты, а их разница со средним значением для всех кадров.

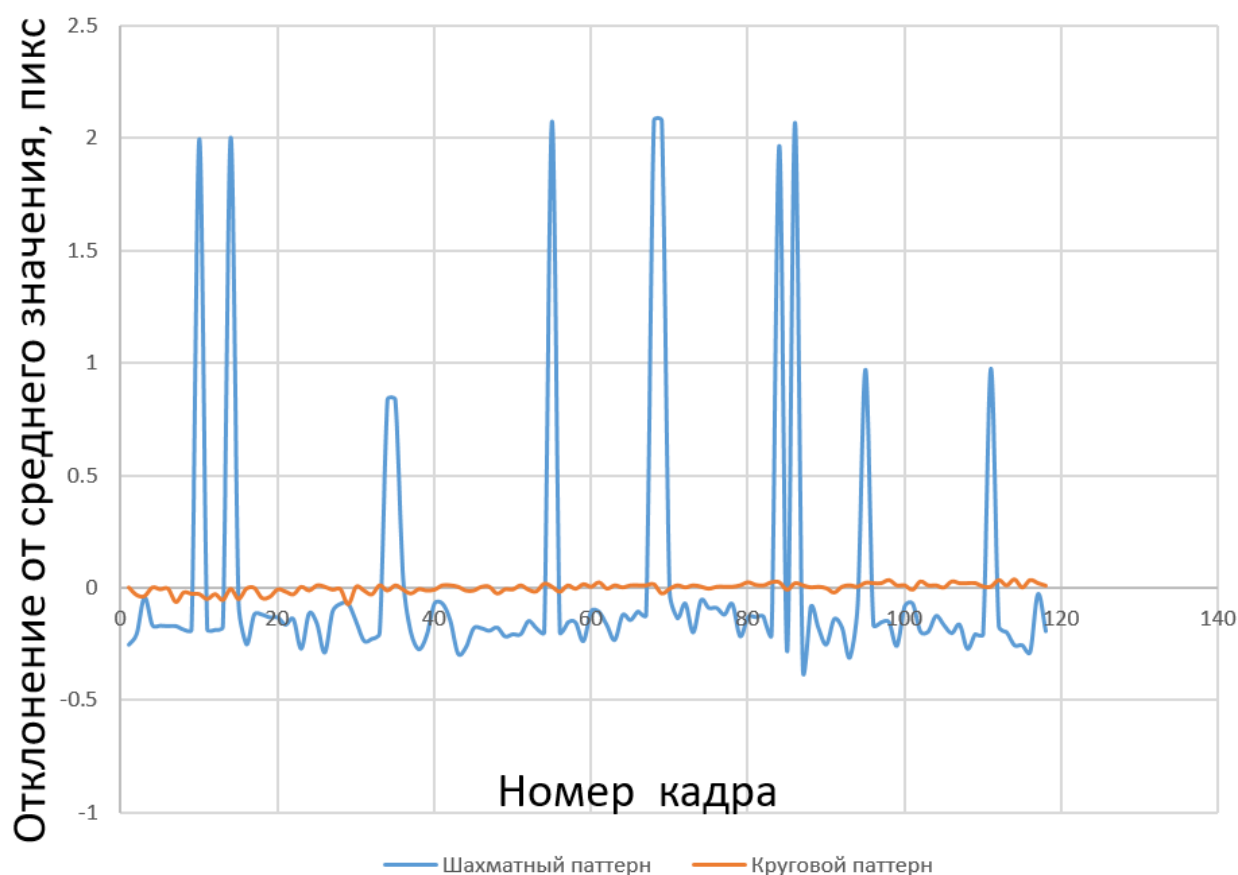


Рисунок 40 – Сравнение для двух шаблонов отклонения для одной из распознанных точек отклонения координаты X

Также было вычислено значение дисперсии для координат данных точек. Из результатов (таблица 3) видно, что предлагаемый способ существенно улучшает стабильность распознавание точек паттерна.

Таблица 3 – Дисперсия координат точек для различных шаблонов

	Точка 1		Точка 2		Точка 3	
	D_x , пикс ²	D_y , пикс ²	D_x , пикс ²	D_y , пикс ²	D_x , пикс ²	D_y , пикс ²
Шахматный паттерн	0.304741	0.36792	0.558307	0.559226	0.007828	0.036857
Круговой паттерн	0.000463	0.000263	0.000465	0.000531	0.000157	0.000706

При использовании шаблона шахматной доски возникла проблема неустойчивости определения характерных точек. Для её решения был использован круговой шаблон, для возможности контролировать каждый этап алгоритма был разработан алгоритм, этапы которого представлены на рисунке 41.

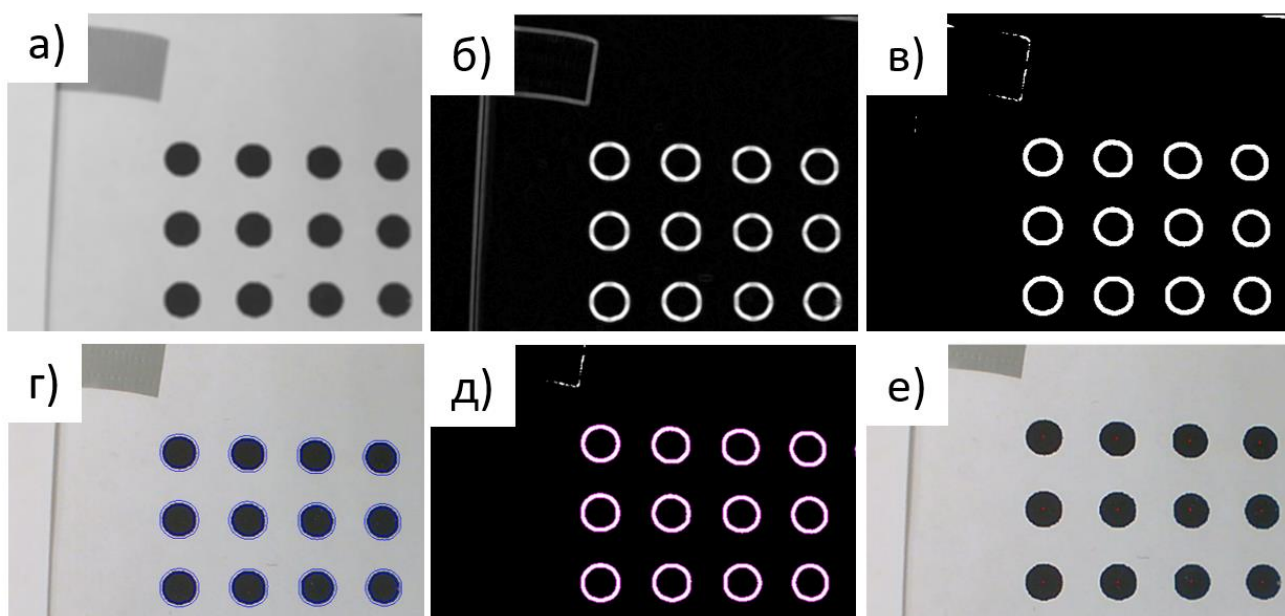


Рисунок 41 – Последовательность операций для изображения при определении центров кругов шаблона: а) размытие изображения по Гауссу; б) выделение границ; в) бинаризация; д) нахождение всех контуров; е) нахождение центров похожих контуров и их сортировка

Для удаления шумов камеры применяется размытие по Гауссу с подобранным размером фильтра. Для выделения контуров обычно

используется оператор Собеля, но недостатком данного подхода является долгое время выполнения. Для возможности проводить в реальном времени (порядка 30 раз в секунду) вычисление точек шаблона используется следующая последовательность операций:

Производится вычисление двух изображений, соответствующих градиенту исходного изображения соответственно по осям X и Y . Затем вычисляется их модуль и вычисляется сумма. Такой подход существенно ускоряет процесс выделения контуров. Следующим шагом производится бинаризация по выбранному порогу и нахождение контуров. Для каждого круга таким образом вычисляется 2 контура – внутренний и внешний (рисунок 41г).

Далее производится группировка всех контуров по инвариантным моментам H_u . Для попадания контуров кругов в одну группу устанавливается некоторое допустимое отклонение, которое выше, в случае сильного искажения кругов паттерна. Таким образом, были вычислены центры кругов с помощью моментов изображения контура.

Последним этапом производилась сортировка найденных точек на изображении для возможности получить соответствие двумерных точек и трёхмерных.

2.7 Описание калибровки сканера относительно фланца робота

Для корректного нахождения трёхмерных точек сканируемой поверхности необходимо вычислить положение камер относительно друг друга. Данное расположение возможно получить из конструкции сканера, если нет необходимости в низкой погрешности. Для существенного повышения точности сканера нахождение данной матрицы осуществляется с помощью шаблона, точки которого есть возможность определить с достаточной погрешностью. У такого шаблона заранее известно расстояние между точками, которое необходимо определить. Для калибровки фланца производилось фото

шаблона так, чтобы он находился в поле зрения двух камер (рисунок 42). Необходимо чтобы шаблон также располагался в фокусе обеих камер.

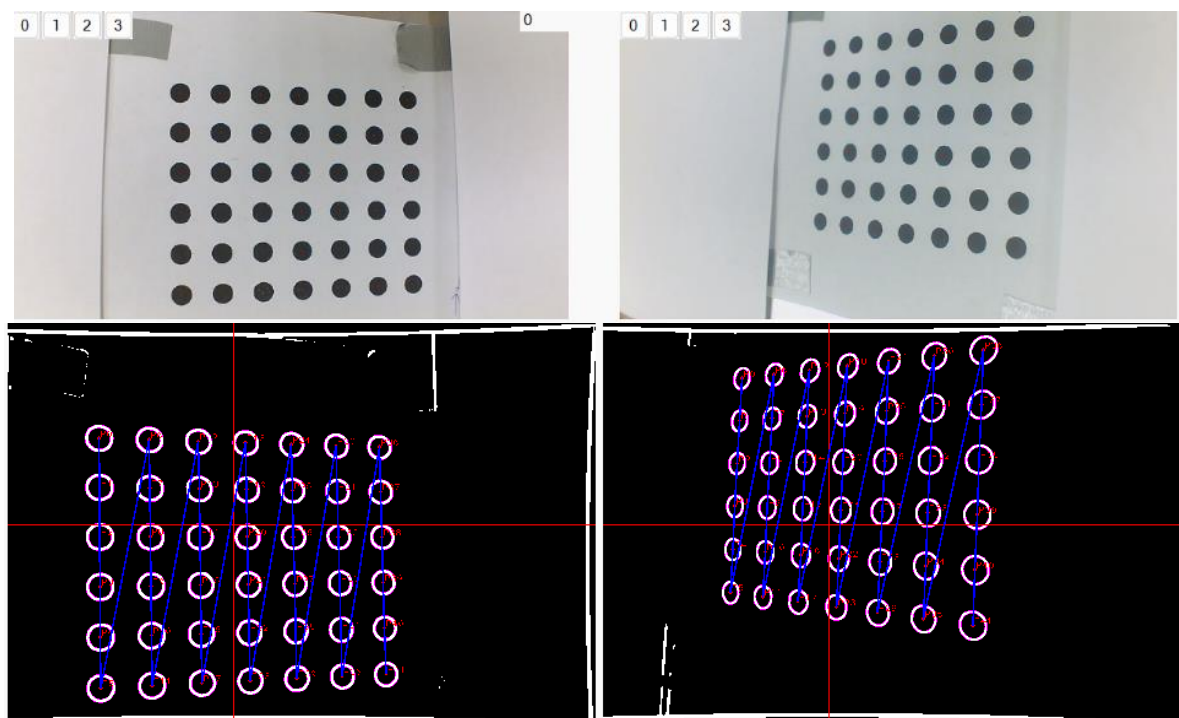


Рисунок 42 – Фото калибровочного шаблона и их распознавание

Производится распознавание шаблона, затем вычисляется текущая позиция для каждой камеры, матрицы трансформации первой и второй камеры соответственно M_{cs1} и M_{cs2} из системы координат шаблона в систему координат камер. Затем вычислялась матрица перехода второй камеры в первую, за ЛСК сканера принималась ЛСК первой камеры.

$$R = M_{cs1}^{-1} M_{cs2} \quad (18)$$

Производилось получение изображений на разном расстоянии и под разными углами. Пример результата калибровки приведён в таблице 4.

Таблица 4 – Рассчитанные значения матрицы перехода между камерами

	x, мм	y, мм	z, мм	a, рад	b, рад	c, рад
1	113.2895	2.045647	54.65591	-0.76413	0.098497	0.6375
2	113.513	1.86028	54.87851	-0.76541	0.099401	0.635814
3	113.4273	1.961081	54.75531	-0.7648	0.098531	0.636688
4	113.456	2.092698	54.79823	-0.76495	0.097556	0.636664
5	113.4714	1.739202	54.75216	-0.76486	0.099659	0.636435
6	113.5059	1.843434	54.79528	-0.76509	0.098731	0.636314
7	113.509	2.000094	54.81975	-0.76518	0.09769	0.636357
8	113.5805	1.774817	54.75355	-0.76524	0.098807	0.636114
9	113.6	1.857267	54.79296	-0.76543	0.098145	0.635992
10	113.5593	1.850404	54.83763	-0.76535	0.098044	0.636105
11	113.5844	1.866245	54.7997	-0.76539	0.097771	0.636096
12	113.6234	1.740445	54.85808	-0.76564	0.09841	0.635701
13	113.6219	1.688679	54.7998	-0.76555	0.098577	0.635782
14	113.615	1.870668	54.772	-0.76539	0.097303	0.636168
15	113.5611	1.784593	54.74137	-0.76508	0.097706	0.636482
16	113.6397	1.799763	54.81933	-0.76557	0.097391	0.635939
17	113.6017	1.758908	54.67317	-0.76505	0.097512	0.636542
18	113.623	1.605074	54.72663	-0.76521	0.098341	0.636227
19	113.7329	1.715624	54.80855	-0.76583	0.097468	0.635609
20	113.7588	1.773005	54.88921	-0.76594	0.096901	0.635569
Ср. откл., мм	0.078076	0.093385	0.046076	0.000295	0.000588	0.000337

В последней строке таблицы вычислено стандартное отклонение, видно,

что по координатам XYZ ошибка составляет 0.13 мм, что является приемлемой погрешностью

$$\delta = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_y^2 + \delta_z^2} = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_y^2 + \delta_z^2} = 0,13007 \text{ мм} \quad (19)$$

2.8 Алгоритм сканирования

Недостатком хранения файла в виде набора изображений является относительно высокий объём, занимаемый данными. Для его уменьшения данные хранятся в виде видеофайлов, используется кодировка H264 с низкой степенью сжатия. Таким образом стандартный скан занимает место 3 мб вместо 50. Такой подход предоставляет возможность обращаться к исходным файлам, и улучшать качество полученной 3D-модели при необходимости с помощью новых алгоритмов.

Сначала оператор выставляет сканер так, чтобы интересующая область сканирования находилась в поле зрения обеих камер, при этом находилась в фокусе. При сканировании важно настроить яркость лазерной линии, чтобы её график был колоколообразным, и не было выхода за максимальное значение яркости. Затем задаются параметры сканирования: количество кадров в скане, скорость съёмки телекамер. На основании параметров рассчитывается скорость перемещения поворотного модуля двигателя лазерной линии. Данное значение передаётся на контроллер поворотного модуля. Затем производится выключение лазерной линии для сохранения изображения, из которого была получена информация о цвете сканируемой поверхности. После съёмки фото включается лазерная линия и запускается движение двигателя с вычисленной скоростью. После съёмки заданного числа кадров она прекращается, лазерная линия выключается. Производится сохранение записанных кадров на диск в выбираемом формате, например, H264.

Был разработан алгоритм для сканирования движущихся поверхностей во

времени. Предназначен для сканирования циклически перемещающихся поверхностей, например, из-за дыхания.

Как было описано выше, в случае перемещения поверхности алгоритм фильтрации блоков, основанный на вычитании отстоящего на несколько кадров изображения не осуществлял корректную работу, так как присутствовало большое количество шумов от контуров на изображении. Решение данной проблемы осуществимо в случае, если движение сканируемой поверхности происходит циклически.

В таком случае кадром, подходящим для фильтрации блоков, будет такой, разница с текущим у которого будет минимальна, но при этом больше некоторого значения, отвечающего ширине линии. Так как минимальная разница будет кадра с самим собой (рисунок 43), поэтому минимальное значение задаётся в несколько кадров, за которое лазерная линия переместится по крайней мере на свою собственную ширину на изображении. Данное значение должно быть равным периоду перемещения поверхности в пространстве. Стоит отметить, что данный метод работает при условии достаточной частоты съёмки кадров. В противном случае подходящего кадра может не существовать, так как тогда не представляется возможным найти кадр, соответствующий текущей фазе перемещения сканируемой поверхности.

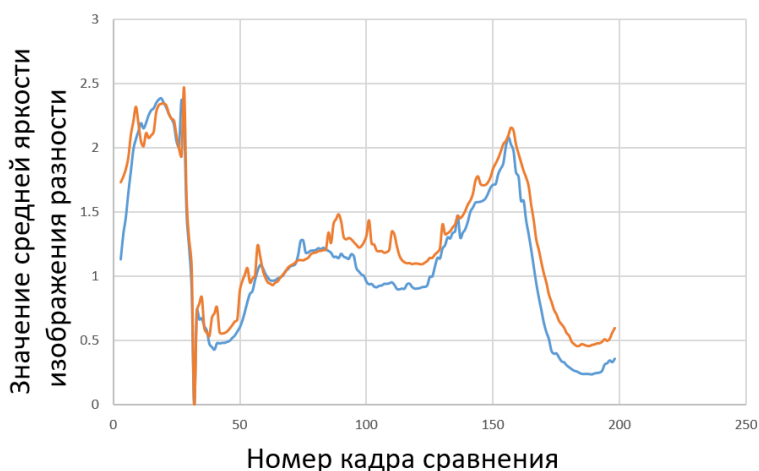


Рисунок 43 – Нахождение разницы с остальными кадрами для двух телекамер для кадра с номером 33

2.9 Разработка CAD модели 3D-сканера

Была разработана CAD модель 3D-сканера в ПО Solidworks (рисунок 44). Для телекамер, двигателя, лазерной линии были подобраны компоненты. Для возможности управлять положением лазерной линии был использован гибридный шаговый двигатель. При выборе двигателя важной характеристикой являлась возможность его равномерного перемещения. На равномерность в том числе влияет выбранный драйвер управления шаговым двигателем. Шаговый двигатель позволяет осуществлять позиционирование лазерной линии без использования дополнительных датчиков обратной связи. В данном случае это осуществимо за счёт информации о том, что для перемещения лазерной линии нет нагрузки и двигатель точно не пропустит шаги. Для возможности абсолютного позиционирования установлен концевой датчик положения. Данный датчик срабатывает при нажатии на него держателем лазерной линии. Для проверки было произведено построение полей зрения телекамер в соответствии с их вычисленными значениями, представленное на рисунке 45.

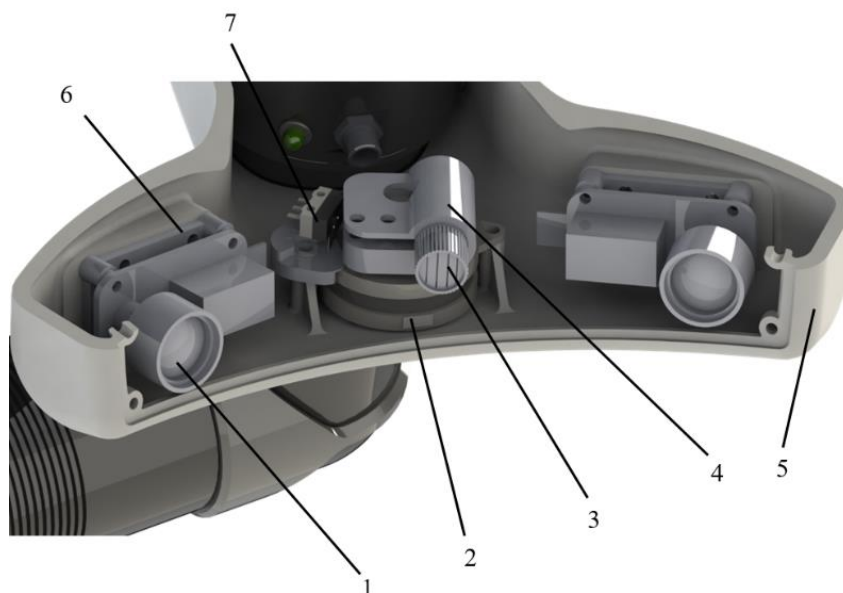


Рисунок 44 – Основные компоненты 3D-сканера: 1 – камера; 2 – шаговый двигатель; 3 – лазерная линия; 4 – держатель лазера; 5 – корпус рабочего органа; 6 – держатель камеры; 7 – концевой переключатель

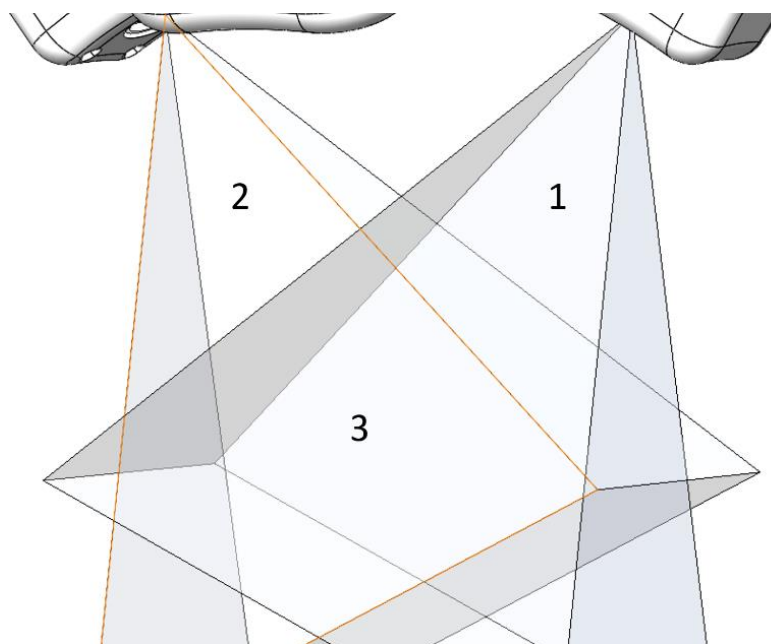


Рисунок 45 – Пересечение углов обзор камеры на основе расчётов: 1 – поле зрения камеры 1; 2 – поле зрения камеры 2; 3 – область совместного поля зрения

2.10 Мехатронный дозатор

Для подачи гидрогеля был разработан оригинальный диспенсер, его внешний вид представлен на рисунке 46. Решение отчасти базировалось на известном решении [103], но было изменено в соответствии с предъявляемыми требованиями. Основными требованиями являлись возможность использовать стандартные шприцы объёмом 10 мл, возможность простой и быстрой установки шприца, обеспечение требуемой скорости подачи, минимальные габариты и масса устройства.

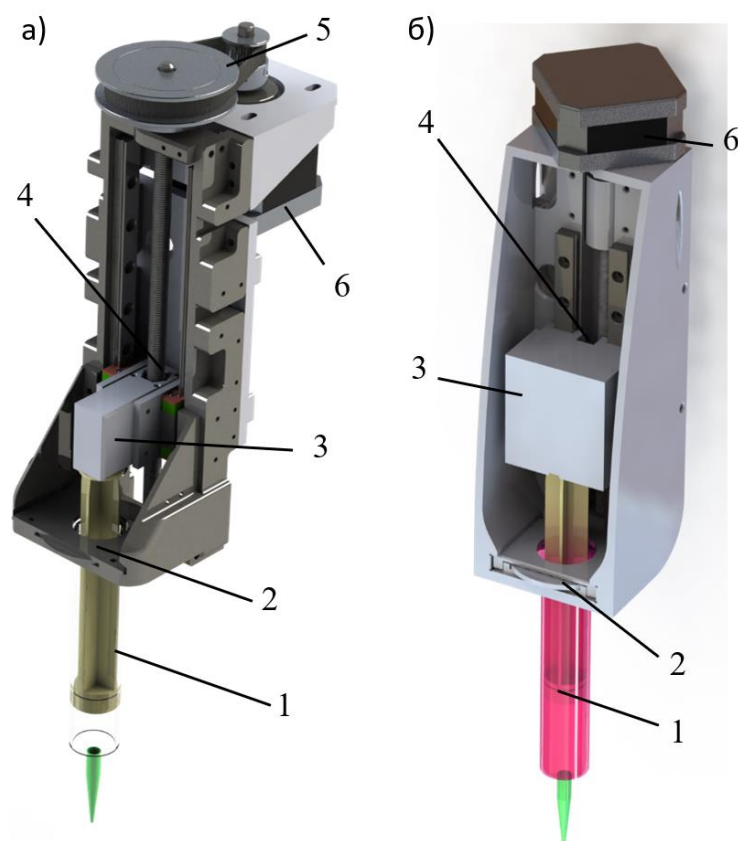


Рисунок 46 – Мехатронный дозатор в двух исполнениях: 1 – шприц; 2 – крепление шприца; 3 – толкатель штока шприца; 4 – передача винт-гайка; 5 – ременная передача; 6 – шаговый двигатель

2.11 Кинематический расчёт

Для оценки ограничений диспенсера был проведен расчёт его параметров. Предполагаемая максимальная скорость печати, соответствующая скорости перемещения сопла диспенсера в пространстве $V_{\text{соп}}$ равна 40 мм/с. В условиях печати на открытой ране лучше проводить операцию быстро, что предполагает выбор высокой скорости биопечати. При этом при увеличении скорости обычно понижается точность, а в аварийной ситуации повышается риск для здоровья пациента. Обычно ширина экструзии наносимого материала, соответствующая диаметру сопла $D_{\text{соп}}$, составляет около 600 мкм, что обусловлено пределом пассивной диффузии питательных веществ через гидрогель.

Предположим, что толщина слоя dz также равна 600 мкм, тогда максимальный расход объёма v :

$$v = V_{\text{соп}} \cdot D_{\text{соп}} \cdot dz = 40 \cdot 600 \cdot 10^{-3} \cdot 600 \cdot 10^{-3} = 14,4 \frac{\text{мм}^3}{\text{с}} \quad (20)$$

В качестве шприца предполагается использование шприца объёмом 10 мл. Диаметр шприца $D_{\text{шпр}}$ составляет 12,3 мм. Тогда найдём максимальную линейную скорость перемещения штока $V_{\text{шпр}}$:

$$V_{\text{шпр}} = \frac{v}{\pi \cdot \left(\frac{D_{\text{шпр}}}{2}\right)^2} = \frac{14,4}{3,1415 \cdot \left(\frac{12,3}{2}\right)^2} = 0,12 \frac{\text{мм}}{\text{с}}. \quad (21)$$

Для увеличения точности дозирования и увеличения силы давления была использована ременная передача (рисунок 46, поз. 5) с передаточным отношением $u = 1/3$. Для преобразования вращательного движения в поступательное используется передача винт-гайка (рисунок 46, поз. 4). Для простоты реализации был выбран метрический винт М5 с шагом резьбы $P = 0,8$ мм из стали и две латунных гайки, для возможности выбрать люфт, сделав натяг между гайками. Тогда максимальная требуемая угловая скорость на валу двигателя $\omega_{\text{двиг}}$:

$$\omega_{\text{двиг}} = \frac{\omega_{\text{винт}}}{u}; \quad \omega_{\text{винт}} = \frac{V_{\text{шпр}}}{P}; \quad (22)$$

$$\omega_{\text{двиг}} = \frac{V_{\text{шпр}}}{P \cdot u} = \frac{0,12}{0,8 \cdot \left(\frac{1}{3}\right)} = 0,45 \frac{\text{об}}{\text{с}} = 27 \frac{\text{об}}{\text{мин}}; \quad (23)$$

где $\omega_{\text{двиг}}$ - угловая скорость винта.

Известно, что шаговые двигатели NEMA сохраняют момент на низких

скоростях вращения, таким образом компоненты подобраны верно, при этом имеется запас по скорости выдавливания.

2.12 Расчёт разрешения мехатронного дозатора

Точность нанесения гидрогелевых чернил обеспечивает эффективные заживляющие процессы в последствии. В связи с этим был проведён расчёт разрешающей способности дозирования гидрогеля. Для упрощения конструкции и системы управления использовался шаговый двигатель Nema17 HS4023 и драйвер шагового двигателя TMC2130, способный производить разбиение шага на 16. Выбранный двигатель, как и большинство подобных двигателей имеет разрешение 200 шагов на оборот. Использование микрошага делает ход более плавным, но вал двигателя стремится к состоянию, близкому к полному шагу, поэтому разрешение управлением двигателя по положению ротора составляет 1/200. Примем минимальное смещение ротора двигателя $\delta_{\text{двиг}} = \frac{1}{200}$ рад. Люфт винта не учитывается так как при подаче материала гайка непрерывно нагружена и плотно прижата к винту нагрузкой.

Тогда найдём разрешение перемещения штока как:

$$\delta_{\text{шпр}} = P \cdot u \cdot \delta_{\text{двиг}} 0,8 \cdot \left(\frac{1}{3}\right) \cdot \frac{1}{200} + 2 \cdot 10^{-3} = 3,33 \cdot 10^{-3} \text{ мм} = 3,33 \text{ мкм} \quad (24)$$

Далее была найдена разрешение объёма мехатронного дозатора:

$$\delta_V = \delta_{\text{шпр}} \cdot \pi \cdot \left(\frac{D_{\text{шпр}}}{2}\right)^2 = 3,33 \cdot 10^{-3} \cdot 3,14 \cdot \left(\frac{12,3}{2}\right)^2 = 0,395 \text{ мм}^3 = 0,395 \text{ мкл} \quad (25)$$

Расчёт показал, что разработанный дозатор обладает лучшим разрешения дозации чем, например, у зарубежного аналога Fishman SDAV с разрешением 0,65 мкл.

2.13 Динамический расчёт

Были проведены замеры по усилию, необходимому для перемещения штока поршня шприца, заполненного гидрогелем, оно составило $F_{\text{шпр}} = 50\text{Н}$. при скорости выдавливания 0,5 мм/с.

При конструировании диспенсера диаметр ходового винта выбирался М8. Из конструктивных соображений был выбран диаметр М5.

Момент на винте $M_{\text{винт}}$ был рассчитан как:

$$M_{\text{винт}} = \frac{F_{\text{шпр}} \cdot P \cdot u}{2\pi \cdot \eta} = \frac{50 \cdot 0,8 \cdot 10^{-3} \cdot 0,3}{2 \cdot 3,14 \cdot 0,3} = 0,0212 \text{ Н} \cdot \text{м} = 2,12 \text{ Н} \cdot \text{см} \quad (26)$$

Где P – шаг винта, $\eta = 0,3$ – КПД винтовой пары скольжения.

Известно, что при малых скоростях вращения <50 об/мин момент двигателя примерно равен моменту удержания.

Выбранный двигатель обладает моментом удержания 14 Н·см, что обеспечивает возможность использовать более вязкие гели. Также возможна конструкция без ременной передачи, соединения винта с двигателем с помощью муфты. В таком случае уменьшается разрешение дозации и момент, но улучшаются массогабаритные характеристики.

2.14 Конструкция мехатронного дозатора

Было разработано два варианта мехатронного дозатора (рисунок 46) в зависимости от задачи. Первый вариант с соединением вала мотора через ременную передачу позволяет выдавливать более вязкие гели с более высокой точностью, но обладает низкой максимальной скоростью перемещения толкателя штока. Также имеет высокие массогабаритные характеристики. Ещё одним недостатком является усложнённая конструкция, Корпус состоит из 7

деталей, при этом при изготовлении методом 3D-печати послойным наплавлением возникает большое количество неточностей. Крепление к механическому интерфейсу робота происходит с помощью двух винтов. Во втором варианте вал двигателя соединялся с винтом через муфту напрямую. Важным преимуществом является упрощённая конструкция, корпус состоит из одной детали что существенно упрощают изготовление и сборку. В данном варианте также увеличена жёсткость конструкции. Крепление к механическому интерфейсу робота осуществляется с помощью четырёх винтов М6.

2.15 Схема закрепления шприца

Фиксация шприца осуществляется с помощью специального поворотного модуля (рисунок 47а). Фиксация шприца осуществляется за 2 движения, представленные на рисунке 47б:

- поступательное движение для установки шприца в отверстие для установки;
- вращательное движение для фиксации шприца.

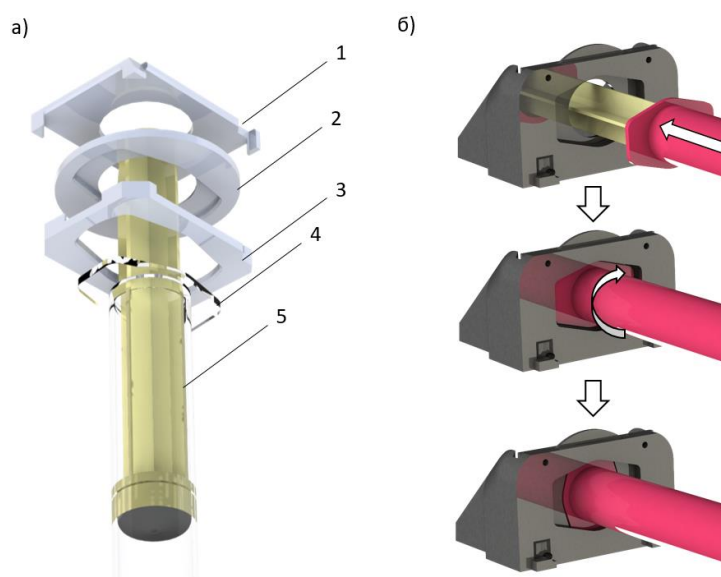


Рисунок 47 – Фиксация шприца с помощью поворотного модуля: а) Конструкция захвата шприца (1 – крышка, 2 – диск, 3 – основание, 4 – шприц, 5 – шток); б) Способ закрепления шприца за два действия

Для быстрого закрепления шприца был разработан сменный узел, состоящий из трёх деталей. Основание 3 позиционирует поворотный диск 2, а также принимает участие в прижиге шприца. Крышка 1 ограничивает ход шприца при установке при первом движении. При втором движении происходит поворот диска и зажим ушек шприца 4. Важнейшим преимуществом такого способа захвата является возможность установки шприца одной рукой без перехватов. При этом есть возможность дальнейшей автоматизации процесса захвата шприца при установке поворотного двигателя для вращения диска.

Недостатком являются ограничения по усилию, которые можно прикладывать к шприцу вследствие небольшой контактной поверхности. Данный недостаток не является существенным, так как заранее известны ориентировочная вязкость гидрогеля печати. Другой проблемой подхода является привязка к одному типоразмеру шприца, что решается изготовлением модулей под каждый типоразмер шприца, основными являются 3, 5, 10 и 20 мл.

Во всех вариантах исполнения дозатора не предусмотрен захват штока. Данный захват актуален при необходимости иметь возможность перемещать шток шприца в направлении, обратном выдавливанию гидрогеля. В случае печати вязким гидрогелем такое перемещение несёт за собой риск возникновения воздушных пустот в шприце, что повлечёт за собой возникновение пропусков в траектории, а также увеличения времени отклика гидрогеля на движения штока.

Таким образом был проведён анализ и выбор 3D-сканера, преимуществом которого являются малые габариты и полная интеграция в систему управления робототехнической системы, предложен алгоритм фильтрации бликов при сканировании, на основании произведённого кинематического расчёта мехатронного дозатора и выбраны его компоненты.

3 Разработка алгоритма заполнения раневой поверхности

3.1 Алгоритм нахождения наименьшего расстояния перехода между слоями

Одной из особенностей печати вязким гидрогелем является необходимость минимизировать расстояние перехода между слоями, так как в некоторых ситуациях подача материала производится непрерывно. Классические программы для создания траектории движения принтера оставляют достаточно существенные расстояния перехода (рисунок 48).

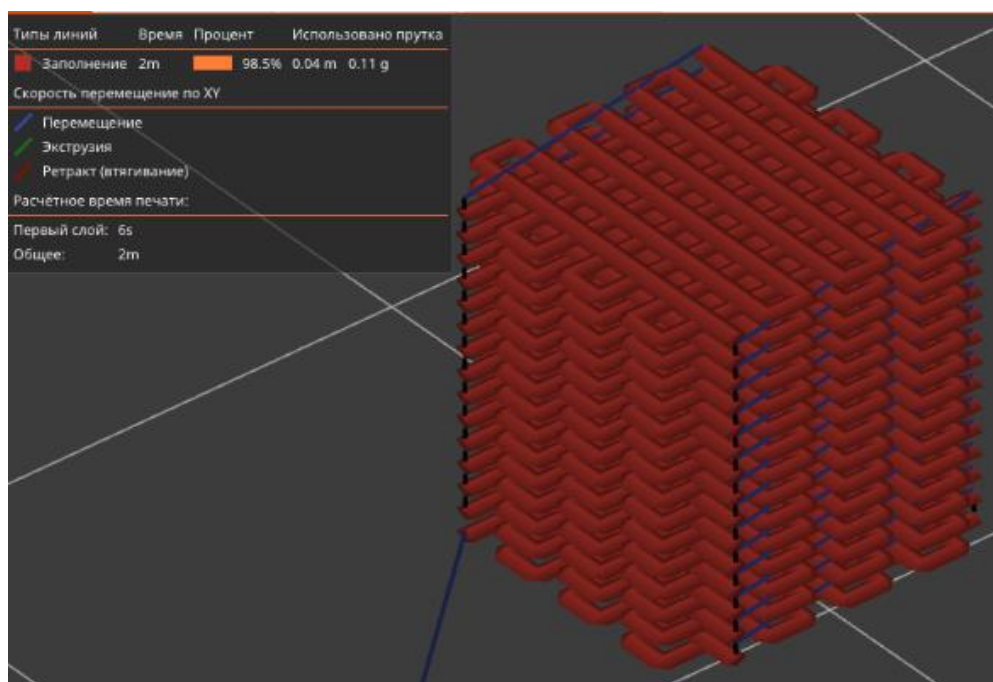


Рисунок 48 – Демонстрация работы алгоритм генерации заполнения куба с помощью программы PrusaSlicer прямолинейной сеткой слоями

Потребность в непрерывной печати обуславливается инерцией геля, так как вследствие неё невозможно остановить подачу материала остановкой поршня штока [104]. В печати пластиком производится движение прутка в обратную сторону. В случае печати шприцом такой подход возможен только в случае, если гель достаточно жидкий. В случае вязкого гидрогеля при

движении штока вверх материал останется на месте, а под штоком образуется воздушная пустота. Материал продолжит выходить, при этом в дальнейшем на напечатанной конструкции появятся пробелы, так как воздушные пустоты также будут продолжать выходить из сопла вместо материала. Ещё одним негативным последствием является ещё большая инертность образовавшейся пенной массы (смеси гидрогеля и воздушных пустот), так как в пузырьках воздуха будет «накапливаться» давление.

Одним из решений такой проблемы может являться серьёзное уменьшение скорости печати (до 2 мм/с) и быстрые перемещения между местами подачи (со скоростью ~ 20 мм/с). В случае печати на теле пациента такой подход мало применим, так как скорость печати следует выбирать максимально возможную. При игнорировании данной проблемы часть пор на напечатанной конструкции перекрывается вышедшим по инерции гидрогелем, что приведёт к худшему качеству заживления раны (рисунок 49).

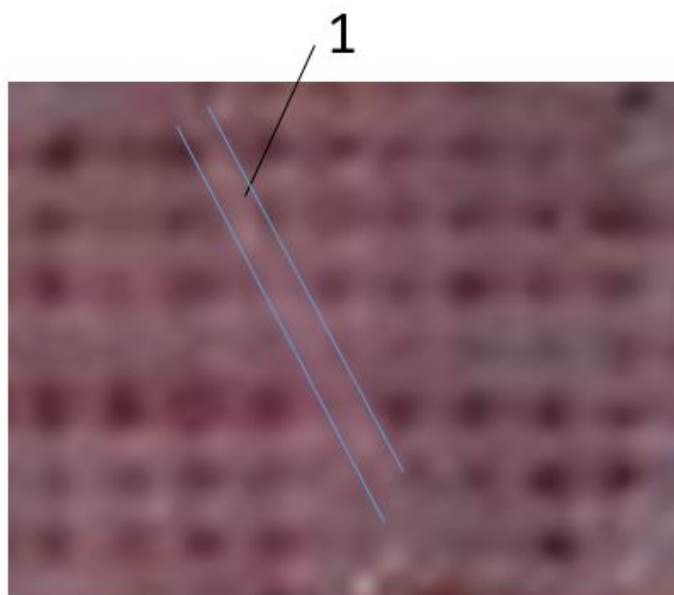


Рисунок 49 – Изображение напечатанной конструкции (Цифрой 1 отмечена линия, вышедшая вследствие инертности геля)

В качестве решения данной проблемы был разработан алгоритм, обеспечивающий минимальное расстояние перехода между слоями

(рисунок 50). Для этого выбираются точки, являющиеся «входами» в слой траектории и находится кратчайшее расстояние между такими точками для каждой двух соседних слоёв.

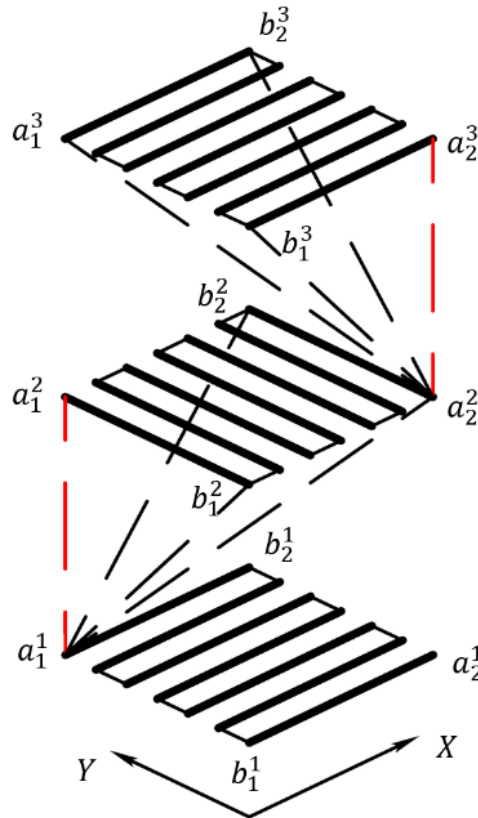


Рисунок 50 – Схема вычисления минимальных расстояний

При этом точки входа взаимосвязаны между собой, в случае если выбирается точка a_1^1 , то выходом точки из траектории будет точка a_2^1 , так как в противном случае один из переходов станет больше или равен длине линии выдавливания. Следующим этапом производится нахождение ближайшей к точке выхода текущего слоя точки входа на следующем слое. В рассматриваемом примере точкой входа станет a_1^2 , а точкой выхода слоя станет a_2^2 . Алгоритм применяется ко всем слоям траектории. Для каждого перехода вычисляется расстояние между слоями, отмеченное красным. Каждая точка траектории является трёхмерной точкой поэтому расстояние d_i между слоем i и $(i+1)$ вычисляется как норма разности радиус-векторов точки выхода

предыдущего слоя и точки входа последующего:

$$d_i = \|p_1 - p_2\| \quad (27)$$

Затем для траектории вычисляется сумма длин переходов S :

$$S = \sum_{i=0}^{N-1} d_i ; \quad (28)$$

где N – количество слоёв.

Так как на первом слое существует четыре точки, то в итоге есть четыре решения, из них выбирается решение с минимальным значением расстояния суммы длин переходов. В данном случае делается предположение о том, что, делая общую дистанцию перехода наименьшей, минимизируется также и количество перекрытых пор гидрогелем, вышедшим во время перехода.

3.2 Описание алгоритма генерации 2D-траектории с контуром

Существующие способы заполнения сильно ограничены так как были разработаны для 3D-печати, которая ориентирована на внешнюю поверхность напечатанного объекта. Внутренняя архитектура тканеинженерной конструкции может быть различной в зависимости от используемого материала и типа печатаемой тканеинженерной конструкции, поэтому возникает необходимость в разработке алгоритма для возможности параметрической генерации различных шаблонов, ограниченных контуром (рисунок 51). Также существует необходимость печати конструкций, имеющих трёхмерную пористость, для прохождения питательных веществ сквозь неё. Стандартные алгоритмы, генерирующие подобное заполнение, такие как прямолинейное заполнение либо гироидное, в случае гидрогеля малоэффективны. Дело в том, что гидрогель обычно обладает худшей по сравнению с пластиком

механической прочностью, вследствие чего происходит обрушение нависающих конструкций вдоль оси Z, и пористость в плоскости XY пропадает. В таком случае возможны нестандартные способы заполнения, специально рассчитанные для решения подобной задачи.

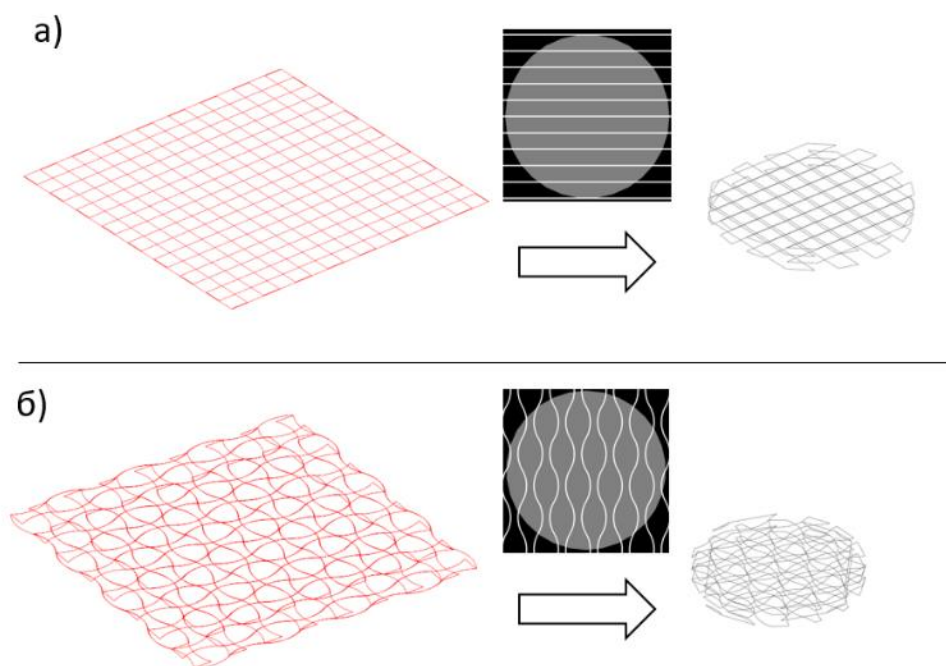


Рисунок 51 – Способ генерации 2D-траектории различных шаблонов заполнения

Данный алгоритм рассчитан на то, что существует только один замкнутый контур заполнения. Сначала производится генерация траектории так, чтобы с запасом выходить за границы контура. Генерация производится в соответствии с параметрами заполнения такими как высота слоя, расстояние между линиями, толщина линии и другими. В случае если линии на слое расположены под заданным углом α , то производится поворот всех сгенерированных точек траектории данного слоя вокруг оси Z.

Для каждой точки находятся новые координаты (x', y', z') :

$$x' = x \cdot \cos(\alpha) - y \cdot \sin(\alpha); \quad (29)$$

$$y' = x \cdot \sin(\alpha) + y \cdot \cos(\alpha); \quad (30)$$

$$z' = z. \quad (31)$$

Где x, y, z – координаты каждой точки до поворота.

Затем производится отсечение по контуру траектории. Для этого траектория разбивается с шагом s_d на точки p_j^i , для каждого отрезка траектории $(p_{i+1} - p_i)$:

$$d = \|p_{i+1} - p_i\| \quad (32)$$

$$p_j^i = p_i + (s_d \cdot j \cdot (p_{i+1} - p_i)) / d \quad (33)$$

Где j – индекс точки внутри отрезка.

Для отсечения применялся следующий подход. Создавалось изображение с фиксированным размером, при необходимости повысить размер повышался размер изображения. Затем вычислялся коэффициент пересчёта из координат в координаты камеры так, чтобы максимальное значение координаты контура не выходило за пределы изображения. Вначале находилась точка с минимальными координатами по ХУ и контур смещался на вычисленное значение. Контур переводился в набор точек на изображении и производилась заливка всех пикселей внутри контура на изображении белым цветом. Затем, все точки траектории проверялись находятся они внутри контура или нет с помощью пересчёта координат и проверки цвета пикселя, которому соответствует данная точка (рисунок 52).

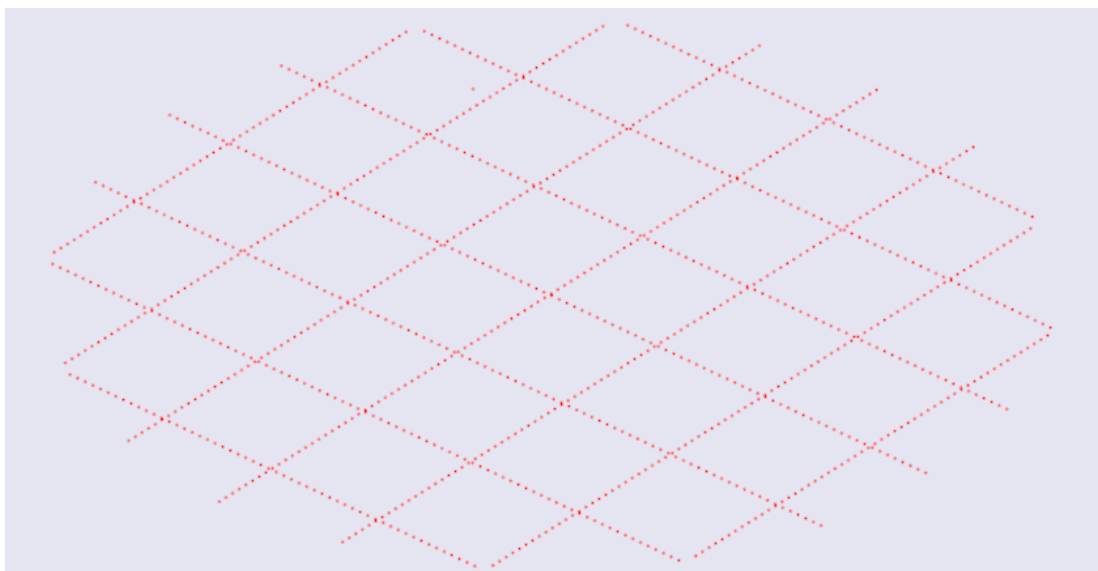


Рисунок 52 – Точки траектории для дальнейшего объединения

Следующим шагом производится объединение полученных точек в единую траекторию. Необходимость связана с тем, что при отсечении по контуру могут возникнуть траектории с меньшей длиной перехода, чем если оставлять траекторию такой какая она была. Далее сначала находятся две самые удалённые друг от друга точки, производится вычисление расстояний между каждой парой точек и выбирается максимальная. Первая из найденных точек используется в качестве начальной, от которой точки соединяются в траекторию. При этом траектория состоит из слоёв, которые в свою очередь состоят из линейных участков. Сначала производится объединение точек в линии, которые затем объединяются в слои.

Получение линий из точек производится следующим образом. Создаётся новая линия и в неё добавляется первая точка. От последней добавленной точки текущей линии вычисляется точка с наименьшим расстоянием до неё, и если расстояние меньше, чем $s_u = 1.05s_d$, то точка добавляется к текущей линии. В противном случае текущая линия сохраняется и создаётся новая с началом в не добавленной точке. Результат объединения в линии представлен на рисунке 53.

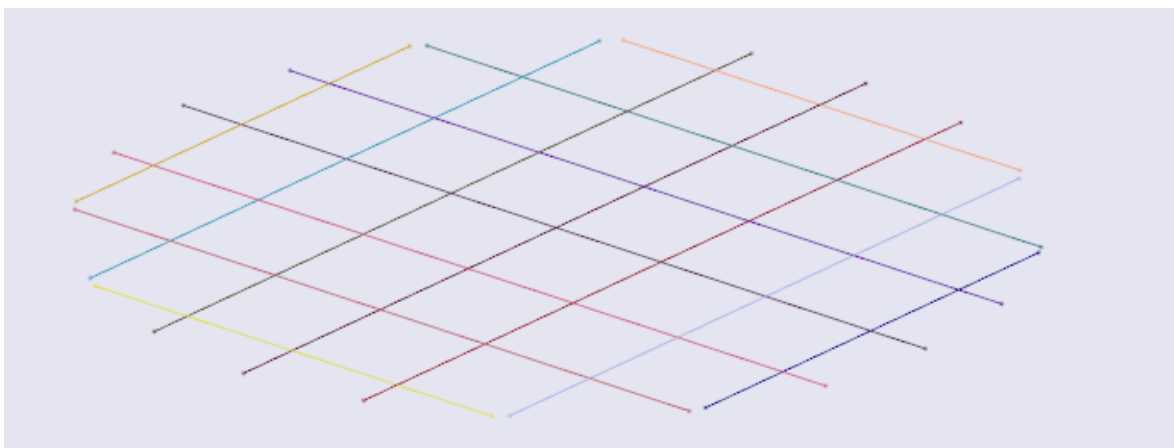


Рисунок 53 – Полученные линии из точек

Следующим шагом линии объединяются в слой, берётся первая линия и проверяется расстояние между началами и концами линий, если это расстояние меньше $d_u = k_u \cdot d_d$, где k_u – коэффициент, отражающий насколько далёкие друг от друга линии возможно соединить, выбирается в диапазоне 1,5...3. В случае если одно из вычисленных расстояний удовлетворяет условию, то линия добавляется. Если соединение происходит по двум началам или концам линии, то порядок точек добавляемой линии, либо текущей в зависимости от случая изменяется.

Для полученных слоёв применяется описанный выше алгоритм минимизации расстояния перехода. Результатом работы алгоритма является траектория, состоящая из слоёв, которые содержат линии, которые в свою очередь состоят из отдельных точек (рисунок 54). Каждая точка имеет атрибут, отвечающий за скорость подачи материала в ней.

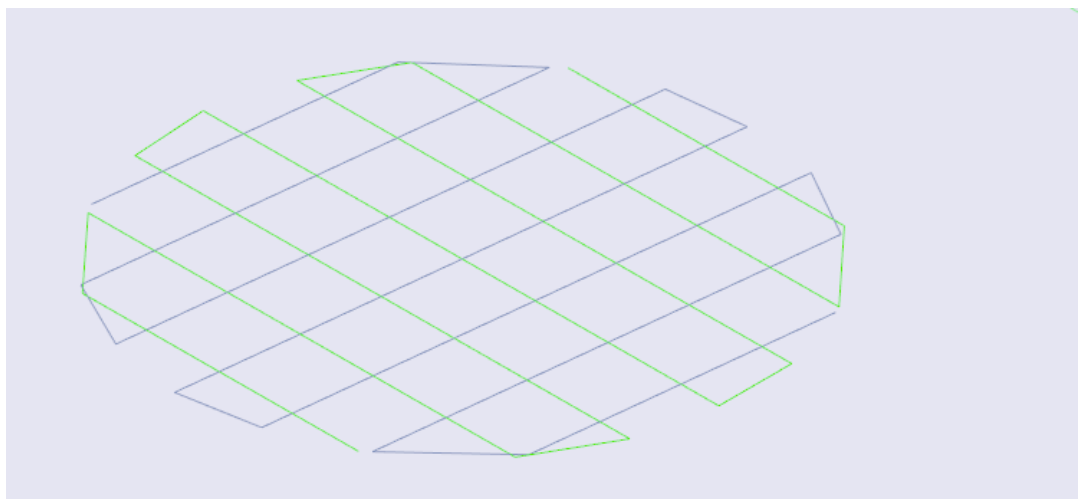


Рисунок 54 – Полученные слои из линий

3.3 Генерация траектории при сканировании соплом оператором

В случае, если заранее известна форма дефекта и нет возможности использовать 3D-сканер, то возможен следующий подход формирования траектории робототехнической системы. В качестве примера было рассмотрено вычисление траектории для робототехнической системы на базе робота KUKA LBR iiwa R820.

Для построения траектории печати может быть использована отечественная САМ система SprutCam. Для того чтобы построить траекторию робота KUKA была проведена интеграция трёхмерной модели робота и его кинематической схемы в систему. Интерфейс программы представлен на рисунке 55.

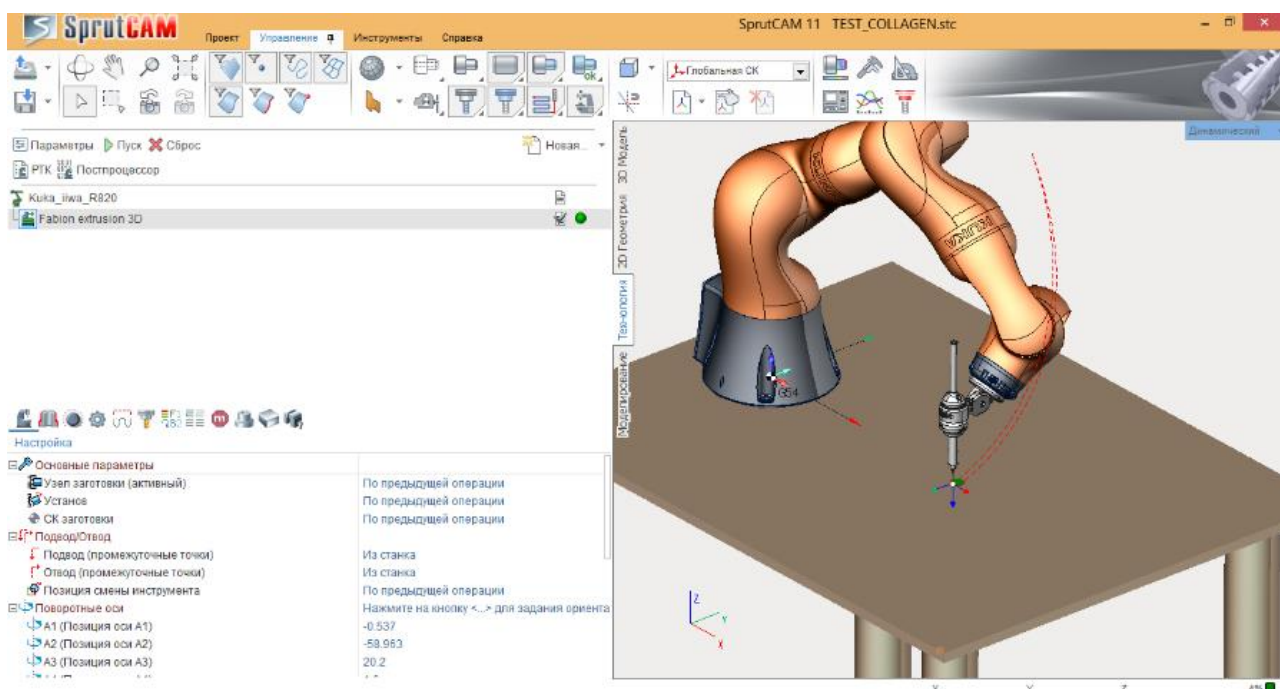


Рисунок 55 – Интерфейс SprutCam

В системе был постпроцессор для KUKA, но для системы управления KR C2, поэтому он был частично отредактирован, а также адаптирован под рабочий орган. Для этого помимо стандартных 6 координат перемещения рабочего органа в пространстве были добавлены ещё некоторые: линейная скорость рабочего органа в пространстве, режим печати, скорость выдавливания материала, а также небольшой объём, который компенсирует паразитный. Создание нового постпроцессора было произведено во встроенной в SprutCam программе Postprocessors Generator. Интерфейс данной программы представлен на рисунке 56.

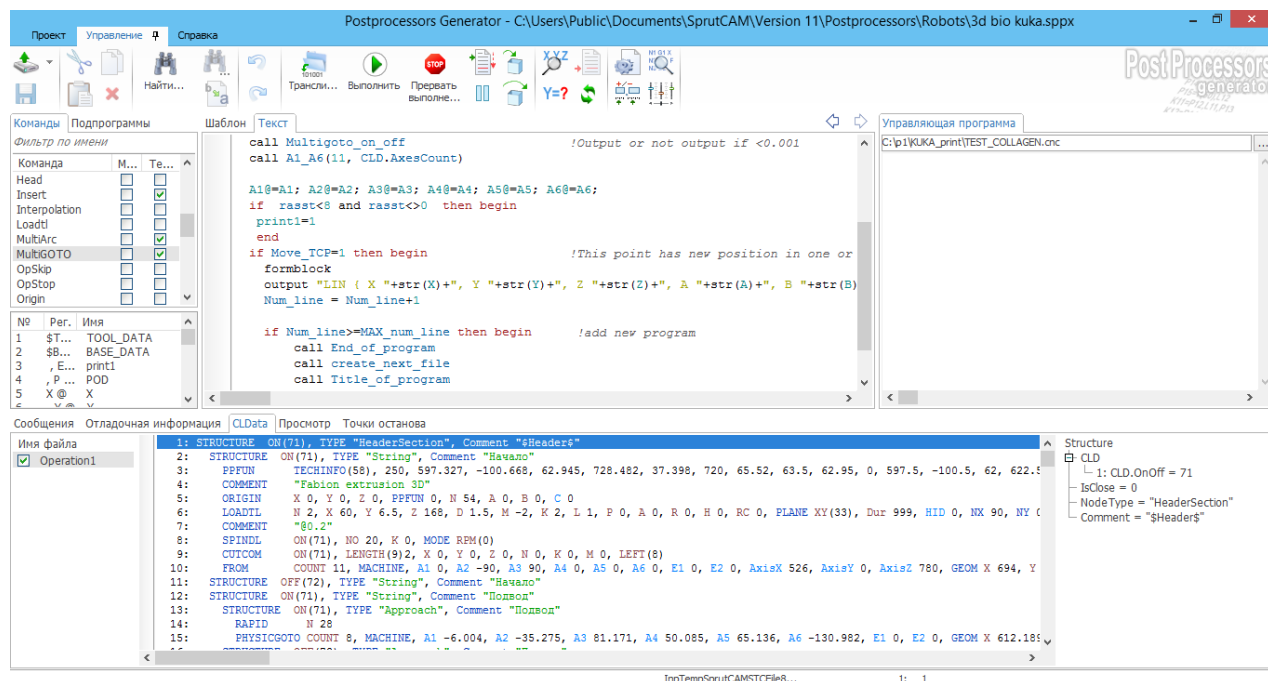


Рисунок 56 – Интерфейс пользователя Postprocessors Generator

Так как заранее было известно, что дефект в размере не превышает круг диаметром 100 мм, была построена трёхмерная модель цилиндра диаметром 100 мм и высотой в толщину планируемого дефекта и загружена в SprutCam. Далее с помощью команды «моделирование 3D-печати» была сформирована траектория. Параметрами траектории были толщина печати, количество слоёв решётки, шаг решётки, которые были определены в параметрах SprutCam. Сформированная программа в SprutCam сохраняется в виде текстового файла в формате G-code.

Основной проблемой являлось то, что дефект на животном является не плоским, а сложной кривой поверхностью. Для того чтобы адаптировать данную траекторию к криволинейной поверхности плоская траектория была спроецирована на модель криволинейной поверхности, близкой к поверхности реального дефекта по специальному алгоритму. Модель такой поверхности формировалось с помощью 11 точек, их расположение на дефекте представлено на рисунке 57.

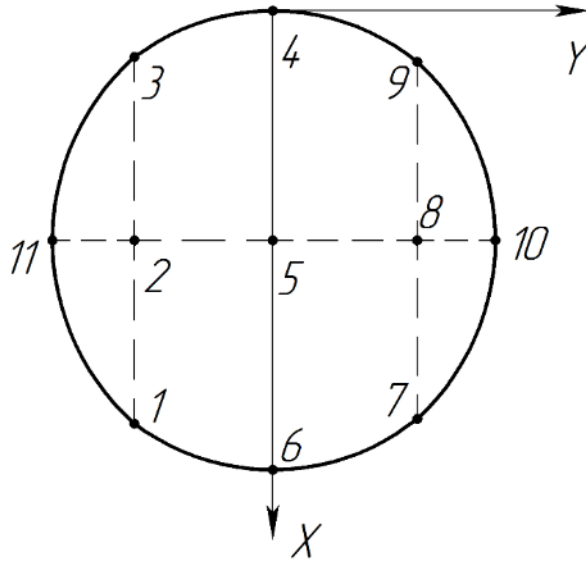


Рисунок 57 – Расположение точек на дефекте

Оси координат расположены на рисунке в соответствии с осями координат базы робота. Очевидно, что можно характеризовать сложную поверхность большим количеством точек, тем самым сильнее приближая модель к реальной форме дефекта. Точки 1, 2, 3; 4, 5, 6; 7, 8, 9 формируют три дуги, можно однозначно определить их центры и радиусы.

Поверхность между дугами находится как среднее значение радиусов и центров дуг между ними.

Координаты центра окружности в плоскости XZ находятся по следующей формуле:

$$x_c = \frac{(2z_3 - 2z_2) * (z_2^2 - z_1^2 + x_2^2 - x_1^2) - (2z_2 - 2z_1) * (z_3^2 - z_2^2 + x_3^2 - x_2^2)}{((2z_2 - 2z_1) * (2x_2 - 2x_3) - (2z_3 - 2z_2) * (2x_1 - 2x_2))}; \quad (34)$$

$$z_c = \frac{z_2^2 - z_1^2 + x_2^2 - x_1^2 + 2x_1x_c - 2x_2x_c}{2z_2 - 2z_1}; \quad (35)$$

$$r_c = \sqrt{((z_1 - z_c)^2 + (x_1 - x_c)^2)}; \quad (36)$$

Где x_c, z_c, r_c – соответственно координата X, Z и радиус окружности, вычисленной по трём точкам, $x_1, z_1, x_2, z_2, x_3, z_3$ – координаты X и Z этих трёх точек.

Координата Y не вычисляется, так как предполагается, что все три точки имеют одну и ту же координату Y .

Для точки, находящейся между двумя дугами, координата Z вычисляется следующим образом. Сначала находится дуга, которая соответствует данной точке. Для того чтобы вычислить координаты центра дуги и её радиус сначала находится коэффициент k , отражающий в расположение данной точки между двумя дугами:

$$k = \frac{Y_i - y_{min}}{y_{max} - y_{min}}; \quad (37)$$

Где Y_i — координата Y текущей точки, y_{min} — координата Y центра дуги, которая находится левее данной точки, y_{max} — координата Y центра дуги, которая находится правее данной точки.

Затем было вычислено значение радиуса r_o искомой дуги по следующей формуле:

$$r_o = r_{min} + k(r_{max} - r_{min}); \quad (38)$$

Где r_{min} — радиус дуги, которая находится левее данной точки, r_{max} — радиус дуги, которая находится правее данной точки.

Координата Y центра дуги i -ой точки равна Y_i . Координаты x_o и z_o находятся по следующим формулам:

$$x_o = x_{min} + k(x_{max} - x_{min}); \quad (39)$$

$$z_o = z_{min} + k(z_{max} - z_{min}); \quad (40)$$

где x_{min}, z_{min} – координаты X и Z центра дуги, которая находится левее данной точки, x_{max}, z_{max} – координаты X и Z центра дуги, которая находится правее данной точки.

Координата Z i -ой точки находится следующим образом:

$$Z_i = \sqrt{2z_o + \sqrt{4z_o^2 - 4(z_o^2 + X_i^2 - 2z_oX_i + x_o^2 - r_o^2)}} \quad (41)$$

Также важно чтобы сопло шприца, установленного на рабочем органе, было всегда перпендикулярно к поверхности. Для того чтобы обеспечить перпендикулярность сопла шприца к поверхности необходимо вычислить величину углов В и С. Графическое отображение угла В представлено на рисунке 58.

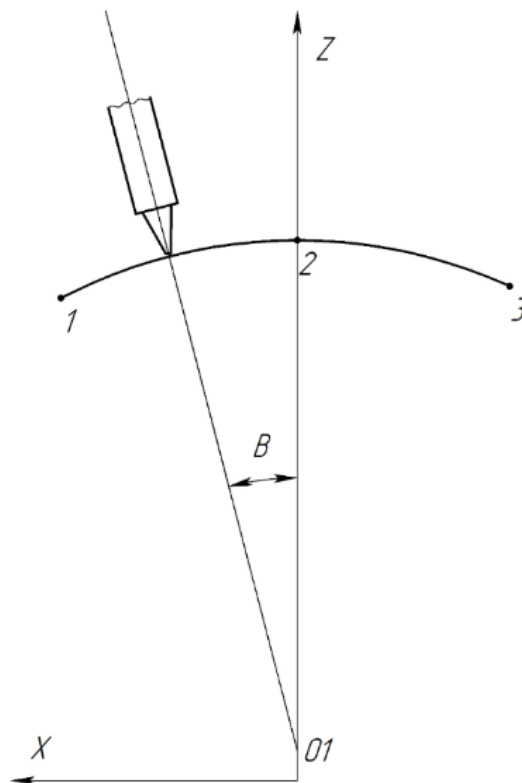


Рисунок 58 – Графическое отображение угла В

На данном рисунке схематично изображен шприц, точки 1, 2, 3 образуют первую дугу с центром в точке О1. Направления осей координат соответствуют базовой системе координат робота.

Угол В вычисляется по следующей формуле:

$$B_i = \arctg \frac{-x_c + x_i}{z_c - z_i}; \quad (42)$$

Где B_i – значение угла В в i -ой точке, x_c, z_c – вычисленное значение координат дуги соответствующей данной точке, x_i, z_i – координаты точки, для которой вычисляется угол.

Графическое отображение угла С представлено на рисунке 59. Угол С вычисляется по следующей формуле:

$$C_i = \arctg \frac{z_{10} - z_{11}}{y_{10} - y_{11}}; \quad (43)$$

Где C_i – значение угла С в i -ой точке, $y_{10}, z_{10}, y_{11}, z_{11}$ – соответственно координаты Y и Z, 10-ой и 11-ой точки, выставленных оператором.

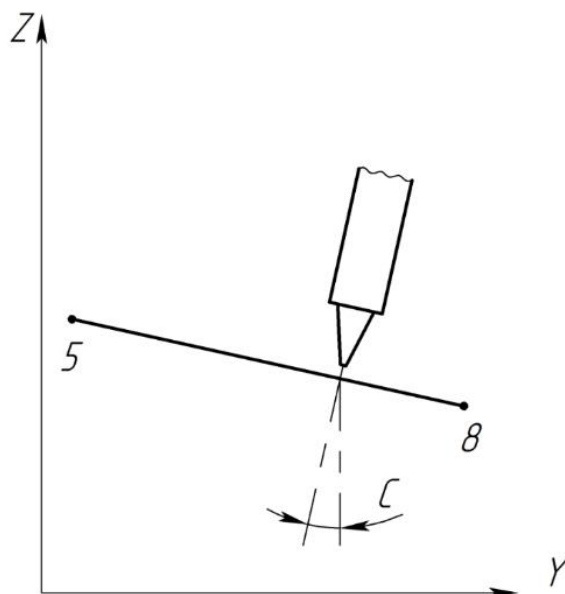


Рисунок 59 – Графическое отображение угла С

3.4 Разработка блок-схемы алгоритма построения траектории

Программная реализация данного метода осуществлена с помощью функции, встроенной в интерфейс пользователя. Блок-схема алгоритма построения траектории представлена на рисунке 60.

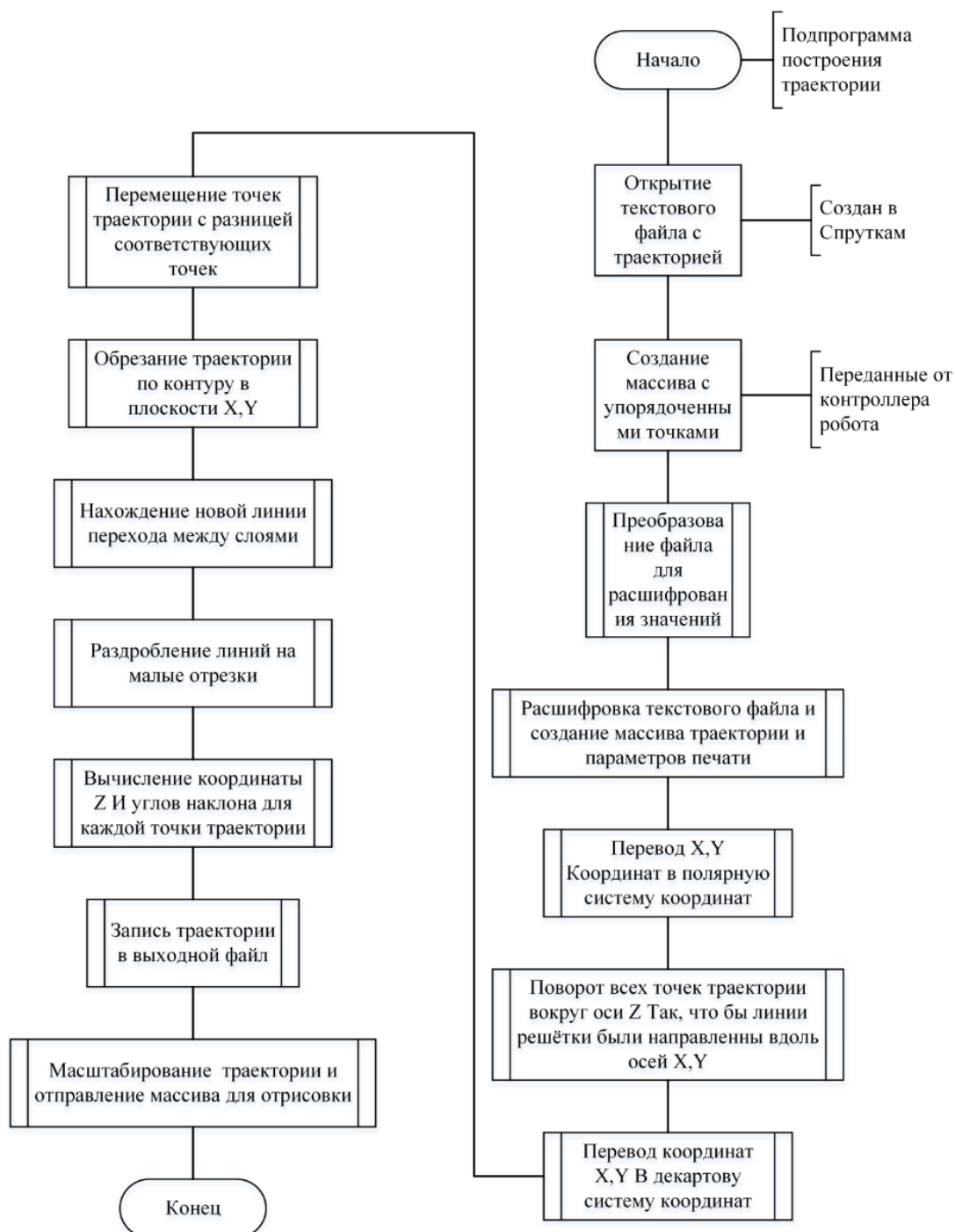


Рисунок 60 – Блок-схема алгоритма построения траектории

В первую очередь в данную программу приходят координаты записанных точек и сохраняются в отдельный массив. Затем открывается текстовый файл с программой, созданный в SprutCam. Данный файл преобразовывается к некоторому виду для того, чтобы можно было расшифровать данные, которые в нём находятся. Расшифрованные данные записываются в отдельные массивы, где каждому номеру массива соответствует одна линия прохода.

Для того чтобы упростить работу программы линии решётки необходимо сделать параллельными осям X, Y системы координат базы робота. Для этого координаты X и Y из декартовых преобразовываются в полярные, затем находится самая длинная линия, так как она будет соответствовать одной из линий решётки. Затем вычисляется угол между данной линией и осью координат X , и на данный угол поворачиваются все точки относительно оси Z . На следующем шаге идёт преобразование данных координат обратно в декартовы. Получившаяся траектория представлена на рисунке 61.

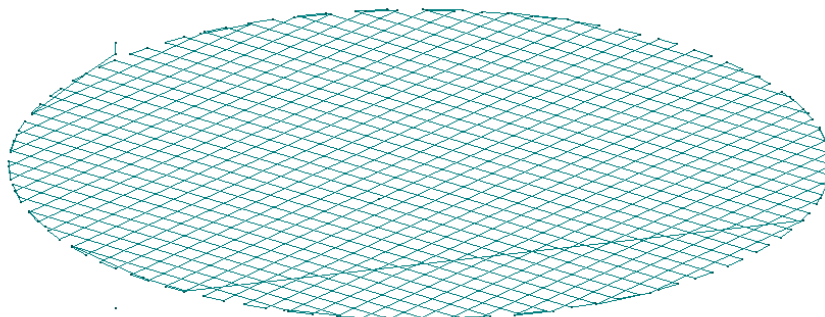


Рисунок 61 – Изначально загруженная траектория

Далее находится точка с наименьшей координатой X , и находится вектор, соединяющий данную точку и 4-ю точку, выставленную оператором, так как она тоже имеет самое наименьшее значение координаты X . На данный вектор сдвигаются все точки траектории. Таким образом, мы имеем уже траекторию, перенесённую на место дефекта, но не учитывающую размер дефекта и его форму.

Для того, чтобы учесть форму дефекта в плоскости X,Y необходимо обрезать траекторию по контуру X,Y . Контур образован точками, лежащими на границе дефекта (рисунок 62). Каждые последовательно расположенные точки образуют дугу, уравнение которой можно однозначно определить.

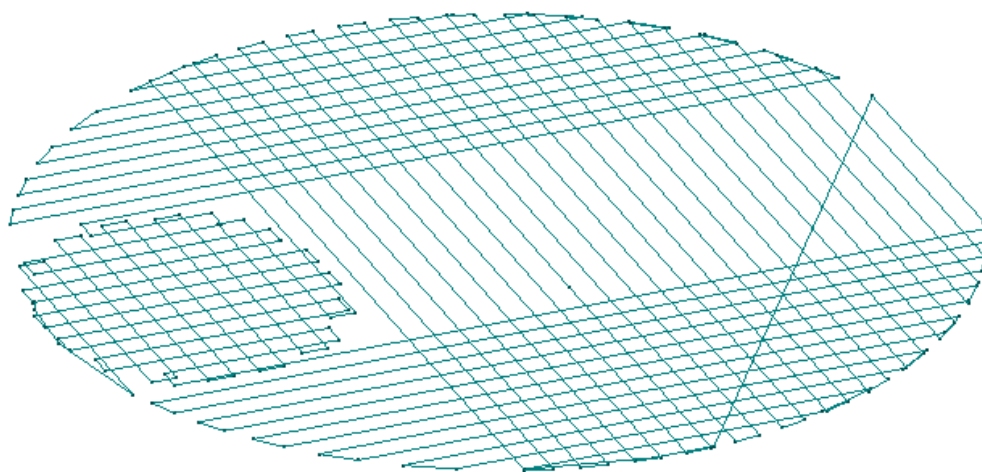


Рисунок 62 – Траектория после выделения контура в плоскости XY

Все точки траектории последовательно перебираются, и когда находится линия, равная шагу решётки для неё выполняются следующие действия. Сначала определяется вдоль какой оси она направлена и между какими точками вдоль этой оси она находится, чтобы определить по какой дуге необходимо провести отсечение. Затем находится значение по X или Y соответствующее данной дуге, в зависимости от того, как линия направлена и присваивается значениям конечных точек данного отрезка.

Затем находится линия перехода, и ей присваивается значение высоты на 3 мм больше, чем всем остальным точкам. Линия перехода определяется по углу наклона линии к оси X . Так как мы знаем, что все линии перехода коллинеарные, либо перпендикулярны оси X , то получаем единственную линию перехода, если в нашей траектории 2 слоя (Рисунок 63).

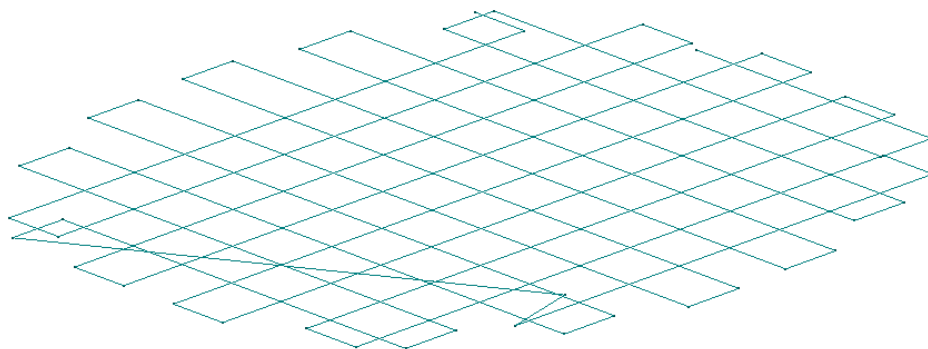


Рисунок 63 – Траектория после удаления линий, лежащих вне контура

Для того, чтобы сделать траекторию в виде прямолинейных участков, но при этом сохранить криволинейность траектории, все линии разбиваются на отрезки длиной 1мм (Рисунок 64).

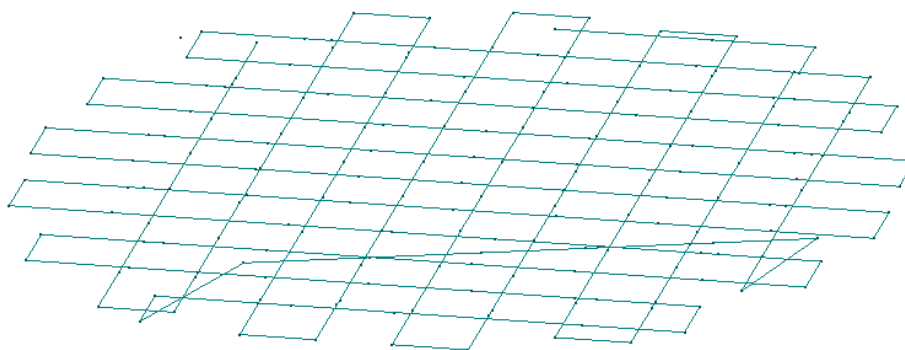


Рисунок 64 – Траектория, разбитая на отрезки (точки на рисунке означают места разбиения отрезков)

Затем вычисляется значение координаты Z для каждой точки, формулы вычисления были описаны ранее. Аналогично с отсечением в плоскости XY , сначала определяется нахождение текущей точки относительно точек, расставленных оператором. В зависимости от расположения выбираются две соседних дуги и находится уравнение дуги, соответствующее данной точке. Затем для неё находится координата Z . При этом одновременно вычисляются углы B и C , в зависимости от нахождения точки на дуге (рисунок 65).

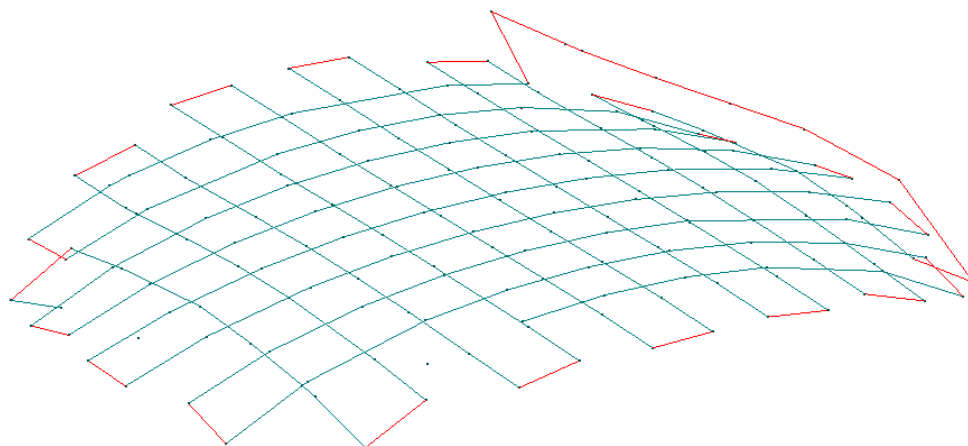


Рисунок 65 – Окончательно сформированная траектория, красным цветом обозначены места без подачи материала

После этого сформированный массив с траекторией в формате G-code записывается в текстовый файл, который затем передаётся на контроллер робота.

3.5 Алгоритм генерации криволинейных слоёв

Актуальной задачей в направлении *in situ* биопечати кожи является разработка алгоритма заполнения глубоких (от 1 до 5 см глубиной) раневых объёмов сложной формы. Дефекты подобных размеров являются следствием, например, минно-взрывных ранений или диабетических язв. Существующие же способы предполагают заполнение плоских дефектов (до 1 см глубиной) [57,105], в которых заполнение производится повторением нижнего слоя, а модели заполнения объёма не учитывают окрестность раны [106]. Также есть работы где проводится заполнение дефектов заранее заданной формы [48]. Разработан алгоритм, позволяющий заполнять глубокие дефекты, но заполнение в нём происходит с большим количеством прерываний, что увеличивает время печати и снижает качество [56].

Для заполнения глубоких ран был разработан специальный алгоритм. На вход подаётся трёхмерная модель дефекта, а выходными данными является

управляющая программа биопринтера, при этом необходимо вычислить также и ориентацию сопла биопринтера для улучшения качества печати. Кожа имеет слоистую архитектуру, поэтому для улучшения заживления предполагается, что напечатанные слои должны повторять слои кожи.

Для упрощения алгоритма, но возможности его применения в большинстве случаев были сделаны следующие допущения:

- наклон поверхности дефекта составляет менее 30 градусов;
- проекция отсканированной раневой поверхности на плоскость XY не является самопересекающейся;
- нанесение материала производится последовательно слой за слоем, при этом не происходит обрушения или заваливания материала;
- генерация слоёв соответственно слоям кожи способствует качественному заживлению.

Для достижения цели сформированы следующие задачи:

- определение нижней поверхности раны;
- определение области реконструкции;
- построение поверхностей заполнения;
- построение заполнения слоя.

Обычно поверхность раны обладает достаточно сложным рельефом, вследствие сложности строения тканей организма. Поэтому для упрощения печати, в качестве первого используется слой, который получен с помощью трёхмерного фильтра гаусса. Чтобы избежать пересечения траектории с поверхностью раны, полученная поверхность переносится вверх.

Подробное описание алгоритма:

Предполагается, что верхняя поверхность заполнения должна повторять поверхность окрестности раны. В данном подходе происходит определение вектора, характеризующего направление главного изгиба. Для этого через

центр раны проводится пересечение плоскости перпендикулярное плоскости XY и находящееся под углом к оси Z и окрестности раны. Затем получившуюся кривую в случае, если у неё отсутствует центральная часть, дополняют сплайном. Далее вычисляется разница самой высокой и низкой координаты z такой кривой. Такое вычисление проводится для пересечения плоскости под всеми углами. Предположим, что нормаль плоскости сечения, для которой полученная кривая с самой большой разницей, будет являться коллинеарной относительно линии перегиба поверхности окрестности раны. Затем производится построение сечений поверхности, перпендикулярных найденному вектору. В каждом сечении, содержащем отсутствующую область, производится вычисление сплайнов, построенных по точкам. Затем из полученных сплайнов реконструируется ожидаемая поверхность (рисунок 66).

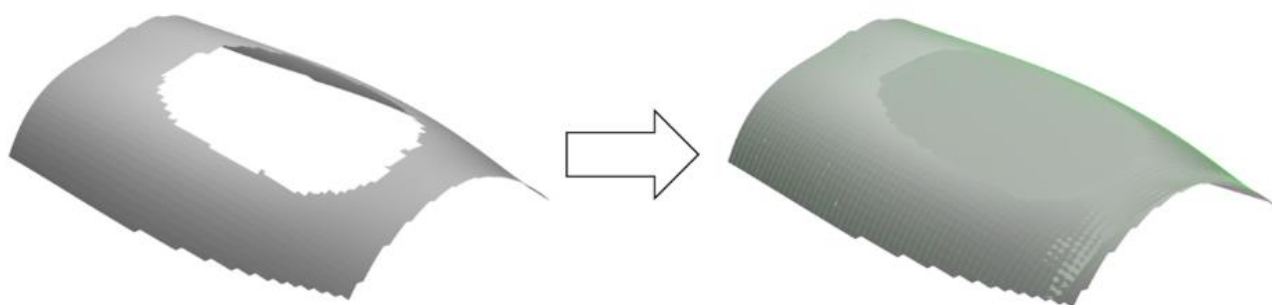


Рисунок 66 – Реконструкция верхней поверхности раны, зелёным отмечены образующие сплайны

Для выделения нижней поверхности раны проводится разделение модели по границе нижней поверхности раны. Часть, находящаяся внутри контура, соответствует искомой поверхности. Обычно данная поверхность обладает относительно сложным рельефом с большим количеством неровностей. Для того, чтобы обеспечить процесс биопечати происходит сглаживание данной поверхности фильтром Гаусса для всех точек поверхности по координате для оси Z с некоторым окном r . Задаётся некоторый угол b , максимальный угол наклона между двумя соседними нормальными треугольниками поверхности. Фильтр Гаусса применяется до тех пор, пока значение угла наклона между

находящимися рядом полигонами было меньше b . Исходя из принятых ранее допущений о том, что проекция модели на плоскость XU самонепересекающаяся ясно, что выделенная нижняя поверхность не будет пересекать стенки раневого дефекта, так как её контур меньше в плоскости XU . Для того, чтобы все генерируемые далее поверхности пересекали стенки раны, производится дополнение данной поверхности краями верхней поверхности (рисунок 67).

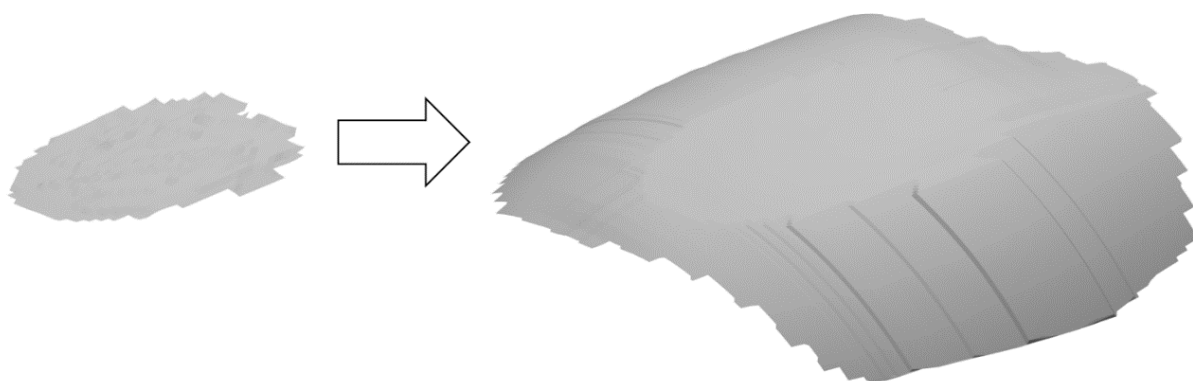


Рисунок 67 — Выравнивание нижней поверхности и её увеличение до верхней

Для простой генерации поверхности производится преобразование топологии верхней и нижней поверхности. Исходные поверхности были пересечены набором прямых, перпендикулярных плоскости XU , находящиеся на равном расстоянии друг от друга по оси X и Y . Такой подход позволяет хранить информацию о поверхности в виде двумерного массива, у которого значения каждого индекса равны координате X и Y соответственно. Результат преобразования приведён на рисунке 68. Видно, что при проекции на плоскость XU координаты вершин (отмечены точками) стали упорядочены вдоль осей X и Y .

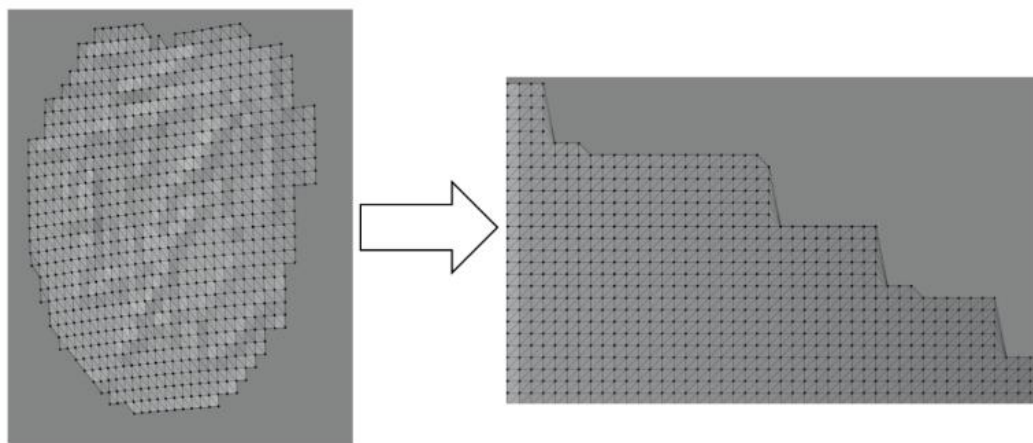


Рисунок 68 — Пример преобразования топологии поверхности, точками отмечены вершины поверхности, линиями – рёбра

Благодаря такому хранению данных о координатах вершин поверхности, генерация поверхностей, лежащих между ними, осуществляется следующим образом. Было дано расстояние между слоями dz , тогда сначала было найдено среднее расстояние между верхней и нижней поверхностью. Для обоих массивов было найдено расстояние между точками с одинаковыми индексами, а затем разделено на их количество. Затем для каждого отрезка, соединяющего эти точки, было вычислено количество отрезков, на которое он разбивался. Таким образом был получен массив двумерных массивов, каждый из которых соответствовал одному промежуточному слою. Пример генерации промежуточных поверхностей представлен на рисунке 69.

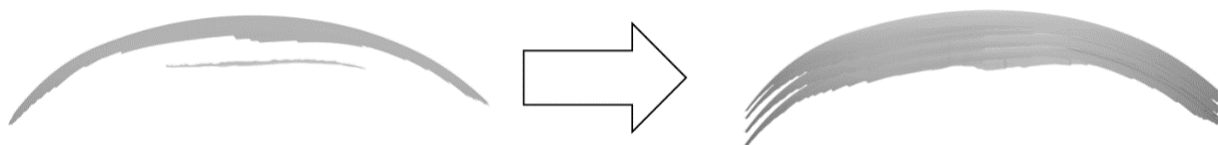


Рисунок 69 — Построение промежуточных поверхностей

Сначала было выполнено пересечение поверхностей, соответствующих каждому слою траектории с оригинальной моделью. Линия пересечения в

основном соответствует поверхности стенки раны, что видно на рисунке 70. Затем проводилось вычисление двумерной траектории печати в виде ортогональной решетки, с заранее заданным размером между линиями решетки.

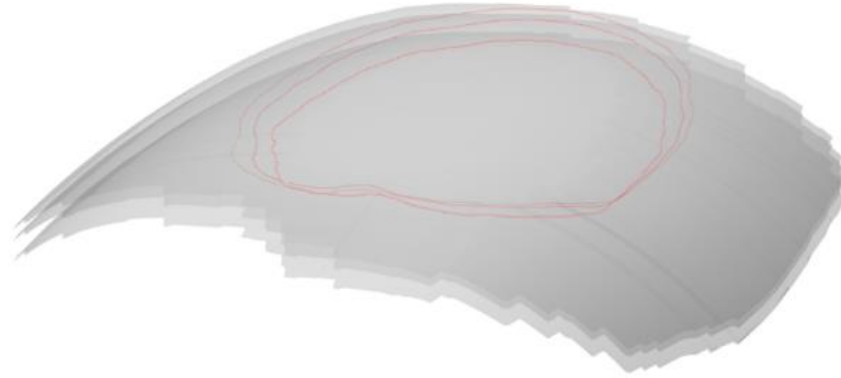


Рисунок 70 — Пересечения промежуточных поверхностей и оригинальной модели (отмечены красным)

3.6 Алгоритм ортогонального проецирования траектории на поверхность

Вычисляются координаты z точек траектории и осуществляется ортогональное проецирование вдоль оси z сгенерированной $2D$ -траектории на поверхность с дефектом, представленную моделью M . На плоскости XU проекция траектории движения сопла рабочего органа робота представляет собой совокупность точек, а проекция поверхности – совокупность треугольников. Если область поверхности дефекта больше по размеру, чем область траектории в плоскости XU , то для каждой точки траектории можно найти соответствующий ей треугольник модели и вычислить координату z . Для нахождения принадлежности точки P треугольнику ABC применяется метод, названный векторным методом, суть которого заключается в выполнении следующих действий:

1) Любая вершина треугольника, например, вершина A , помещается в точку с координатами $(0; 0)$;

2) Две стороны, выходящие из этой вершины, представляются как векторы, например $\vec{b}$ и $\vec{c}$.

Система условий нахождения точки P между векторами $\vec{b}$ и $\vec{c}$ выглядит следующим образом:

$$\vec{p} = L\vec{b} + M\vec{c}, 0 \leq L \leq 1, 0 \leq M \leq 1, L + M \leq 1. \quad (44)$$

Здесь L и M – координаты точки P в системе координат с началом в точке A и осями $\vec{b}$ и $\vec{c}$.

Они вычисляются по следующим формулам, в которых переменные с индексами – координаты x или y указанного вектора:

$$M = (p_x \cdot b_y - b_x \cdot p_y) / (c_x \cdot b_y - b_x \cdot c_y) \quad (45)$$

$$L = (p_x - M \cdot c_x) / b_x \quad (46)$$

Если проекция точки P принадлежит проекции треугольника ABC на плоскости XY , то производится проецирование точки P на треугольник ABC вдоль оси Z .

При наивном решении алгоритма проецирования траектории, включающей в себя множество точек, на поверхность, являющейся множеством треугольников необходимо сделать проверку на пересечение каждого треугольника поверхности и каждой точки траектории. Данная операция занимает существенное время так количество точек траектории может

составлять порядка $m = 10000$, а количество полигонов, составляющих поверхность может быть около $n = 1000000$, таким образом количество проверок для нахождения треугольника составляет порядка $c = m \cdot n = 10^{11}$. Для решения данной проблемы был реализован способ, позволяющий существенно сократить количество необходимых проверок для пересечения.

Суть способа заключается в разбиении пространства на ячейки, и присвоении в каждую ячейку порядковых номеров полигонов, которые в неё входят или пересекают как показано на рисунке 71.

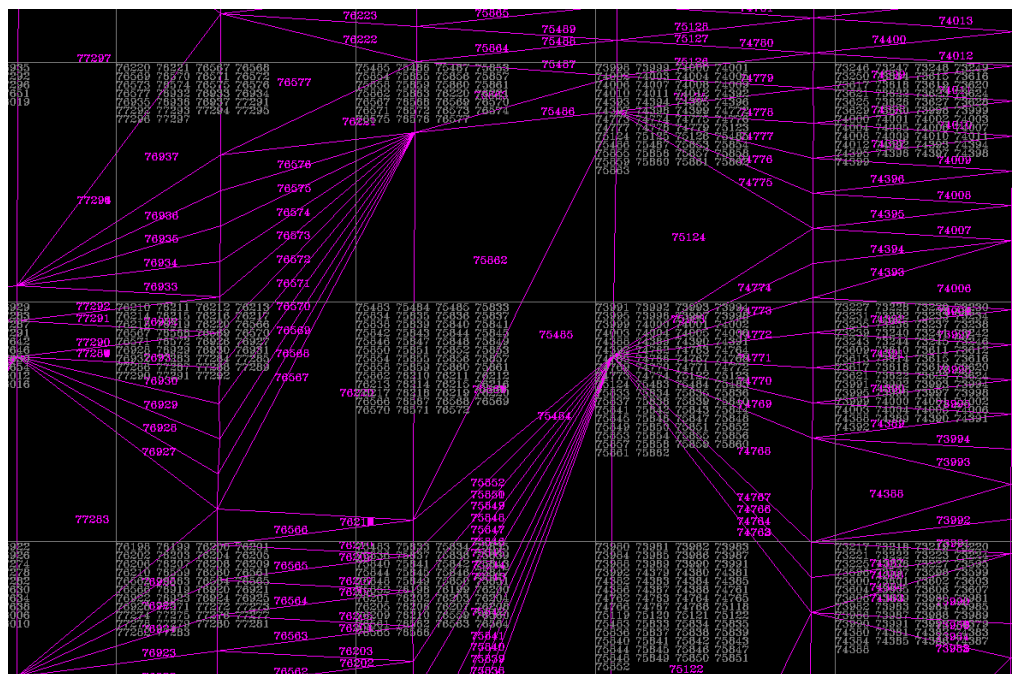


Рисунок 71 – Пример разбиения пространства по ячейкам и распределения индексов (Фиолетовым отмечены рёбра полигонов и их индексы, серым границы ячеек и индексы принадлежащим их полигонов)

Сложностью данного подхода является правильный выбор ячейки, так как при слишком большом размере выигрыша в скорости практически не будет, в случае маленькой ячейки будет задействовано недопустимо большое количество оперативной памяти, в некоторых случаях не поддерживаемым вычислительной машиной. Размер должен быть соизмерим с размером треугольников поверхности, для этого вычисляется средний размер

треугольника как среднее арифметическое его рёбер, а средний размер треугольника как среднее арифметическое всех треугольников.

После вычисления размера ячейки создаётся двухмерный массив, элементом которого является массив индексов треугольников, принадлежащих ячейке.

Затем при проецировании траектории вычисляется ячейка, к которой относится точка траектории, и проверка проводится только для треугольников с этими индексами. В среднем количество треугольников в ячейке с таким подходом составляет порядка $n_c = 50$, таким образом уменьшение количества проверок составляет 4 порядка.

Далее для каждой точки траектории сначала находится проекция треугольника поверхности модели, а затем вычисляется её координата z , с помощью проецирования точки с координатами (P_x, P_y, P_z) на данный треугольник, рисунок 72. Для вычисления координаты z точки P применяется общее уравнение плоскости треугольника ABC и вычисляется D как:

$$D = -(A \cdot A_x + B \cdot A_y + C \cdot A_z), \quad (47)$$

где A, B, C – координаты вектора нормали $\vec{n}$ треугольника ABC , A_x, A_y, A_z – положение точки A в декартовой системе координат XYZ .

Координата z точки P , тогда находится как:

$$P'_x = P_x; P'_y = P_y \quad (48)$$

$$P'_z = \frac{-D - A \cdot P_x - B \cdot P_y}{C} + P_z, \quad (49)$$

где P'_x, P'_y, P'_z ; – положение спроецированной точки P' в декартовой системе координат XYZ .

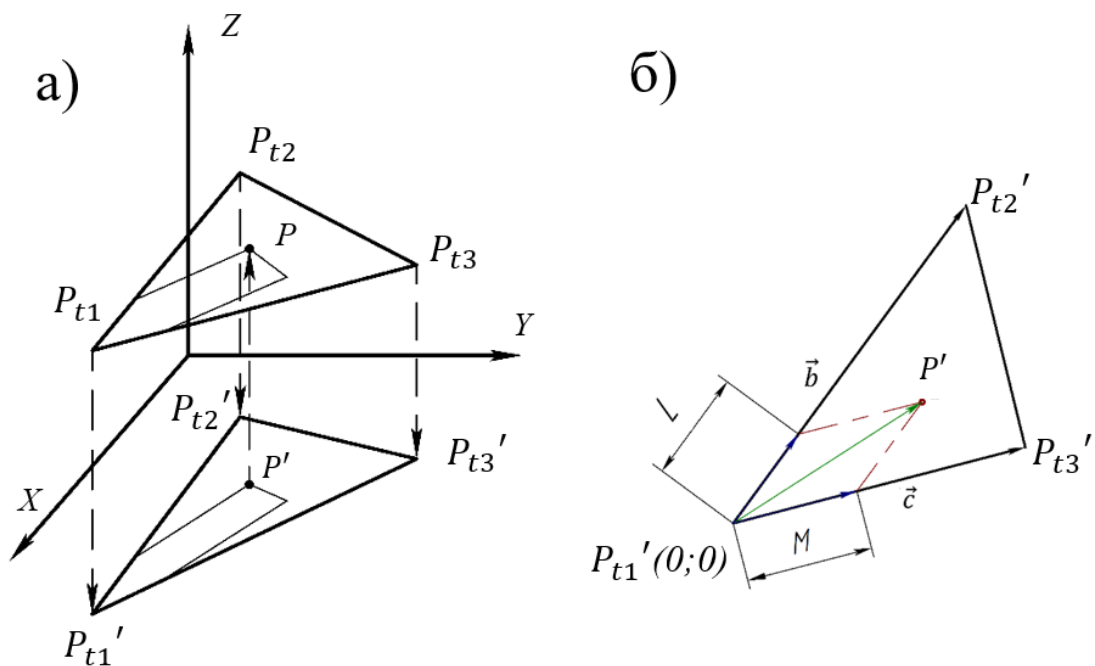


Рисунок 72 – а) Схема расчёта координаты z, б) Схема проверки точки внутри треугольника

Такой подход позволяет сохранить расстояние точек между слоями при проецировании на криволинейную поверхность.

Для вычисления ориентации в каждой точке траектории вычисляется однородная матрица трансформации M , которую можно представить как:

$$M = \begin{pmatrix} x_x & x_y & x_z & x \\ y_x & y_y & y_z & y \\ z_x & z_y & z_z & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}; \quad (50)$$

Где (x_x, x_y, x_z) – вектор соответствующий орту X , (y_x, y_y, y_z) – вектор соответствующий орту Y , (z_x, z_y, z_z) – вектор соответствующий орту Z , x, y, z – координаты точки траектории с системе координат основания робототехнической системы.

Для задания ориентации одним из параметров является поворот θ вектора X вокруг оси Z . Вычисление всех векторов матрицы приведено ниже:

$$X' = \{\cos(\theta), \sin(\theta), 0\}; \quad (51)$$

$$Z = \vec{n}; Y = \|\vec{n} \times X'\|; X = \|Y \times X'\|; \quad (52)$$

Ориентация инструмента определяется углами поворота A , B , C . Вращение в трёхмерном пространстве можно описать как последовательное применение поворотов вокруг декартовых осей координат.

Угол A отвечает за поворот инструмента вокруг оси Z . Вращение вокруг оси Z описывается с помощью следующей матрицы поворота:

$$M_z(A) = \begin{pmatrix} \cos A & -\sin A & 0 \\ \sin A & \cos A & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (53)$$

Угол B отвечает за поворот инструмента вокруг оси Y . Вращение вокруг оси Y описывается с помощью следующей матрицы поворота:

$$M_y(B) = \begin{pmatrix} \cos B & 0 & \sin B \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin B & 0 & \cos B \end{pmatrix}. \quad (54)$$

Угол C отвечает за поворот инструмента вокруг оси X . Вращение вокруг оси X описывается с помощью следующей матрицы поворота:

$$M_x(C) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos C & -\sin C \\ 0 & \sin C & \cos C \end{pmatrix}. \quad (55)$$

Вращение инструмента в трёхмерном пространстве определяет матрицу, соответствующую произведению матриц $M_z(A)$, $M_y(B)$, $M_x(C)$.

Таким образом можно выразить углы поворота матрицы через углы Эйлера:

$$M = \begin{pmatrix} x_x & x_y & x_z & x \\ y_x & y_y & y_z & y \\ z_x & z_y & z_z & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos A \cdot \cos B & \cos A \cdot \sin B \cdot \sin C - \cos C \cdot \sin A & \cos A \cdot \cos C \cdot \sin B + \sin A \cdot \sin C & x \\ \cos B \cdot \sin A & \cos A \cdot \cos C + \sin A \cdot \sin B \cdot \sin C & -\cos A \cdot \sin C + \cos C \cdot \sin A \cdot \sin B & y \\ -\sin B & \cos B \cdot \sin C & \cos B \cdot \cos C & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (56)$$

A, B, C – угловые координаты робототехнической системы, которые задаются как углы Эйлера, их можно выразить из данной матрицы следующим образом:

$$\sin(B) = z_x; \cos(B) = \sqrt{1 - (\sin(B))^2}; \sin(A) = -\frac{y_x}{\cos(B)}; \quad (57)$$

$$\cos(B) = \frac{x_x}{\cos(B)}; \sin(C) = -\frac{z_y}{\cos(B)}; \cos(C) = \frac{z_z}{\cos(B)}; \quad (58)$$

$$C = \operatorname{sgn}(\sin(C)) \cdot \arccos(\cos C); \quad (59)$$

$$B = \arcsin z_x; \quad (60)$$

$$A = \operatorname{sgn}(\sin(A)) \cdot \arccos(\cos A). \quad (61)$$

Результатом является массив однородных матриц, отражающих траекторию робототехнической системы.

Так как полигональная поверхность может содержать локальные неровности, необходимо сглаживать ориентацию при печати рабочего органа. В некоторых случаях модель, на которой производится печать, имеет столь маленький радиус, что приводит к чрезмерно высокой скорости последнего звена робота (рисунок 73).

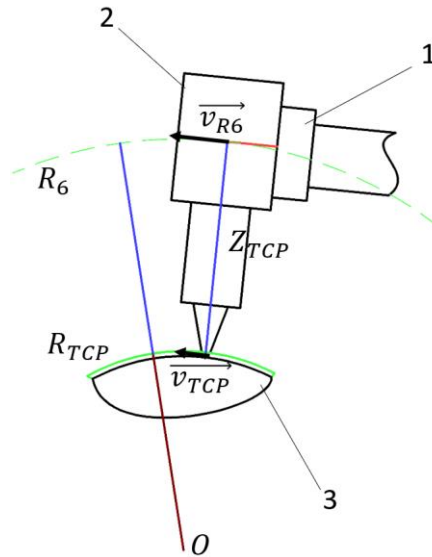


Рисунок 73 – Схема печати на криволинейной поверхности: 1 – Последнее звено робота; 2 – Дозатор материала; 3 – Поверхность печати

Так как сопло дозатора находится на некотором расстоянии от последнего звена робота. В общем случае скорость последнего звена робота необходимо минимизировать с целью обеспечения безопасности людей, находящихся рядом с роботом, а также уменьшения погрешности позиционирования сопла.

Скорость последнего звена $\overrightarrow{v_{R6}}$ в зависимости от скорости печати $\overrightarrow{v_{TCP}}$ по поверхности с кривизной радиусом $R_{surf} = R_{tcp}$ можно оценить как

$$\omega = \frac{\overrightarrow{v_{TCP}}}{R_{tcp}} = \frac{\overrightarrow{v_{R6}}}{R_{R6}}; \quad (62)$$

$$\overrightarrow{v_{R6}} = \frac{\overrightarrow{v_{TCP}}}{R_{surf}} (R_{surf} + R_{tcp}); \quad (63)$$

Для уменьшения линейной скорости перемещения в пространстве последнего звена робота производится пересчёт ориентации сопла робота.

Для этого производился расчёт общей нормали поверхности как среднее арифметическое всех нормалей. Далее оператор устанавливает коэффициент, определяющий близость ориентации рабочего органа по нормали к

поверхности либо к общей нормали. Таким образом, в случае печати на участках с кривизной небольшого радиуса строго по нормали к поверхности возникает относительно высокая скорость последнего звена, но сохраняется ориентация, в случае использования общей нормали ориентация не сохраняется, но скорость последнего звена совпадает со скоростью сопла.

Так как сопло симметрично относительно оси Z, стоит задача выбрать угол C таким образом, чтобы уменьшить скорость звеньев, которые располагаются вблизи поверхности печати и есть риск столкновения. Одним из подходов является построение графиков скоростей в зависимости положения на траектории и угла C для последних трёх локальных ЛСК робота, приведённых на рисунке 74. На рисунке 74г виден резкий пик, соответствующий прохождению робота вблизи сингулярной конфигурации робота, остальные графики построены в пределах, при котором её нет.

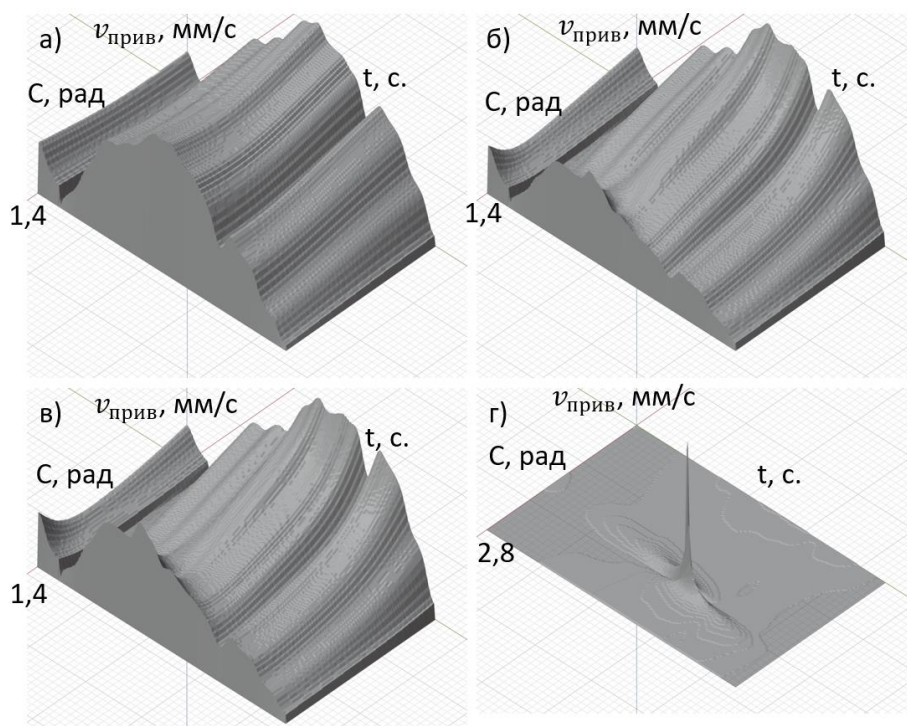


Рисунок 74 – Анализ скоростей звеньев робота при отработке траектории при различных углах поворота C: а) Относительная линейная скорость 6-ой ЛСК робота; б) Относительная линейная скорость 5-ой ЛСК робота; в) Относительная линейная скорость 4-ой ЛСК робота; г) Относительная линейная скорость 4-ой ЛСК робота в расширенном диапазоне

Данные графики демонстрируют существование некоторой области решений, в которой линейная скорость последних трёх звеньев робота минимальна, оно отмечено на рисунке 75.

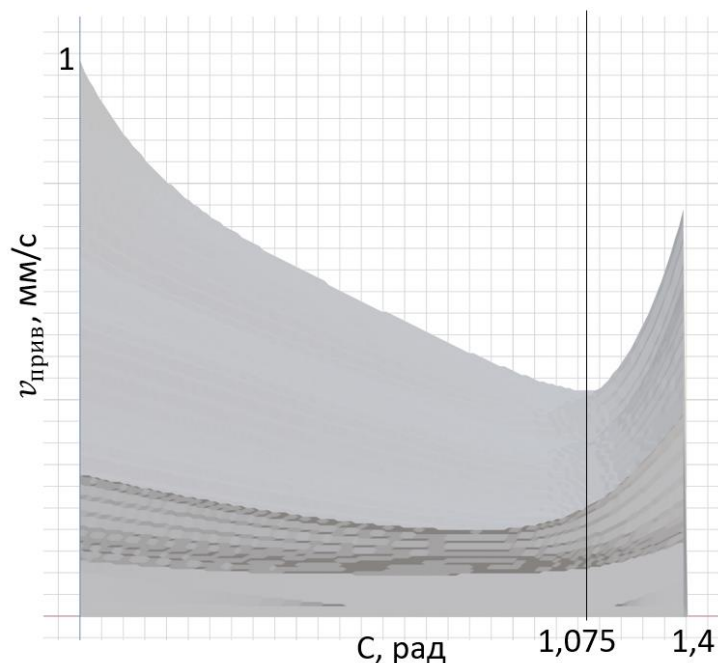


Рисунок 75 – Выбор решения с наименьшей максимальной скоростью

В случае если ось сопла перпендикулярна оси Z фланца робота, то угловую координату C робота для минимальной скорости последних трёх звеньев робота можно вычислить следующим образом. Так как траектория разбита на линии, то для каждой линии можно вычислить уравнение плоскости, в которой она проходит. Тогда вектор Z фланца робота необходимо выбирать сонаправленным вектору плоскости каждой линии. Изображения прохождения робота по траектории представлено на рисунке 76.

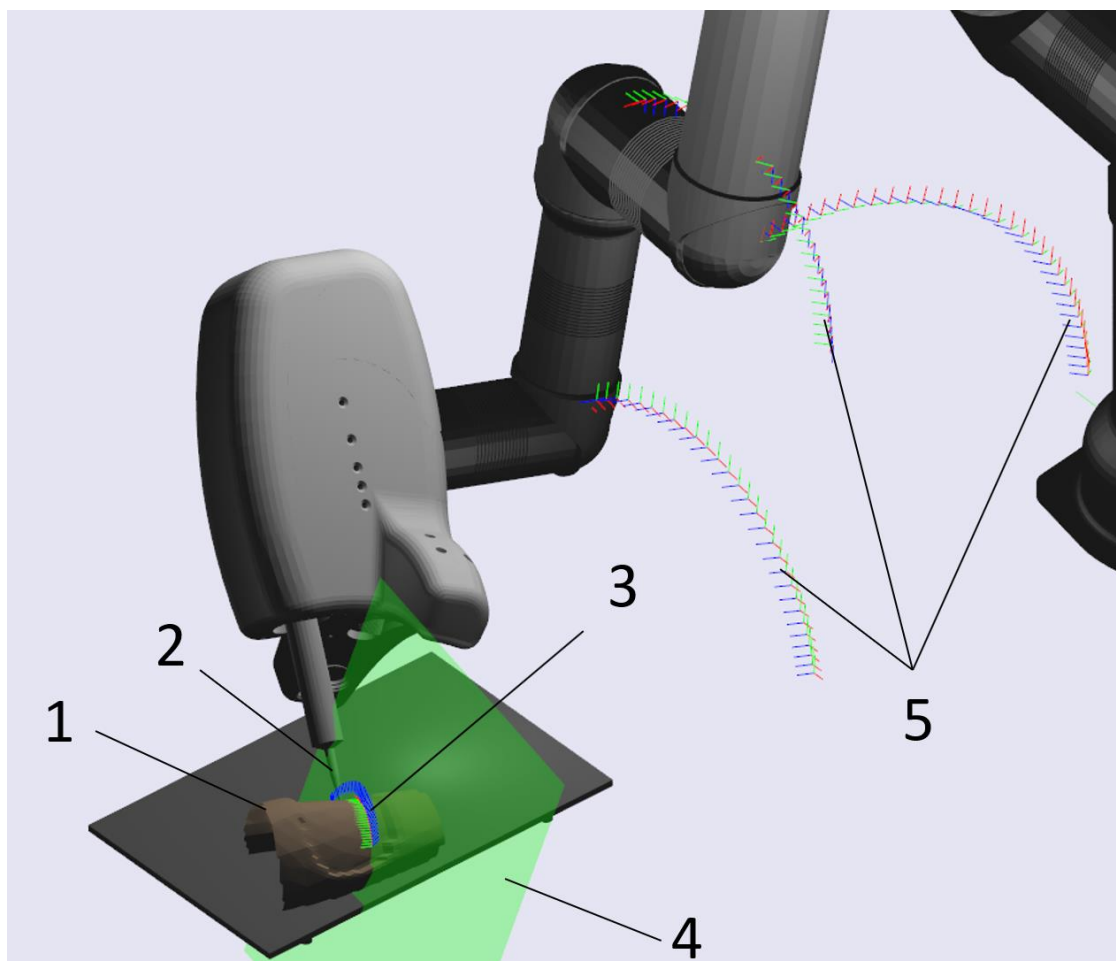


Рисунок 76 – Прохождение траектории роботом: 1 – поверхность печати; 2 – сопло; 3 – траектория печати; 4 – плоскость траектории печати; 5 – траектории точек последних звеньев робота

3.7 Расчёт подачи материала

Так как гель является упругим материалом, необходимо компенсировать это с помощью дополнительной компенсации. Известно, что движения штока, обратные направлению подачи гидрогеля, несут за собой риск ухудшения качества печати. Тем не менее так как гель упругий для уменьшения выдавленного гидрогеля на переходах необходимо снимать нагрузку со штока. Вследствие того, что для подачи материала используется отдельное устройство существует несколько способов реализации передачи информации о обратном движении штока поршня.

В первом случае система управления мехатронного дозатора

воспринимает напрямую команды о перемещении от управляющего компьютера в каждый момент времени и исполняет их. Проблемой такого подхода является повышенная нагрузка канала передачи между компьютером и контроллером дозатора.

Вторым подходом была реализованная собственная подпрограмма обратного движения в системе управления мехатронного дозатора, в зависимости от того, подаётся сейчас материал или нет.

В результате разработки алгоритма формирования траектории робототехнической системы были сформированы необходимые допущения, предложен способ формирования поверхностей, заполняющих объём и приведён расчёт ориентации рабочего органа в процессе нанесения материала.

4 Компьютерное моделирование процесса сканирования и расположения гидрогеля в пространстве с помощью робототехнической системы

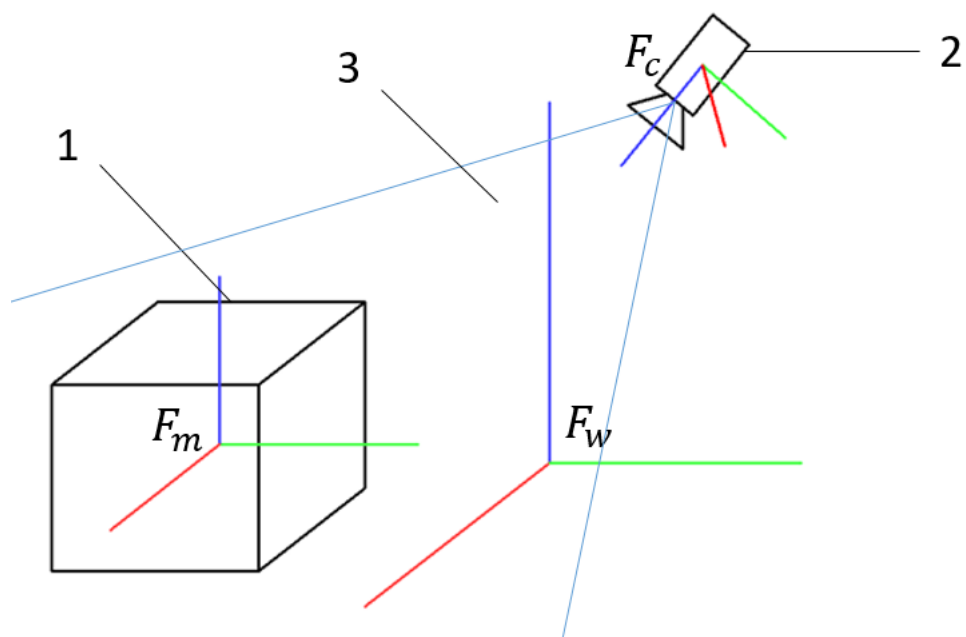
4.1 Среда отображения объектов

Была разработана среда для компьютерного моделирования процесса сканирования (рисунки 77, 78) на языке C# используя библиотеки OpenCV и OpenGL. Для моделирования освещения использовалась модель Фонга. Данная модель позволяет вычислять поведение света на сцене с объектами и источниками света в зависимости от их характеристик. Преимуществами модели Фонга является относительная простота и достаточная степень приближения к реальности. Интенсивность света I является вектором, содержащим компоненты красного, зелёного и синего цвета и определяется выражением (12).

$$I = K_a I_a + K_d (\vec{n}, \vec{l}) + K_s (\vec{n}, \vec{h})^p \quad (64)$$

Где K_a, K_d, K_s – коэффициенты, отвечающие за общей (*ambient*), рассеивающий (*diffuse*) и отражательный (*specular*) компонент материала, $\vec{n}$ – вектор нормали освещаемой поверхности, $\vec{l}$ – вектор направления света, $\vec{h}$ – вектор, отражённый в точку зрения, p – степень усиления отражающей составляющей.

На сцене задаётся 3D-модель, состоящая из совокупности трёхмерных треугольников, которые в данном случае являются полигонами. Полигоны в свою очередь образованы из вершин (vertex), являющих по своей сути трёхмерными точками.



1 – модель; 2 – камера; 3 – поле зрения камеры
Рисунок 77 – Изображение различных систем координат на сцене

Задачей является корректное отображение объектов в соответствии с освещением и параметров материала объектов. Для удобства используются 3 матрицы: матрица модели M , которая отвечает за расположение относительно мировой системы координат, матрица камеры V , отвечающая за расположение камеры относительно мировой системы координат, матрица проекции камеры P , преобразующая 3D-сцену в 2D изображение. Данная матрица может использоваться как для ортогографического, так и для проекционного отображения.

Матрицы применяются к каждой вершине модели:

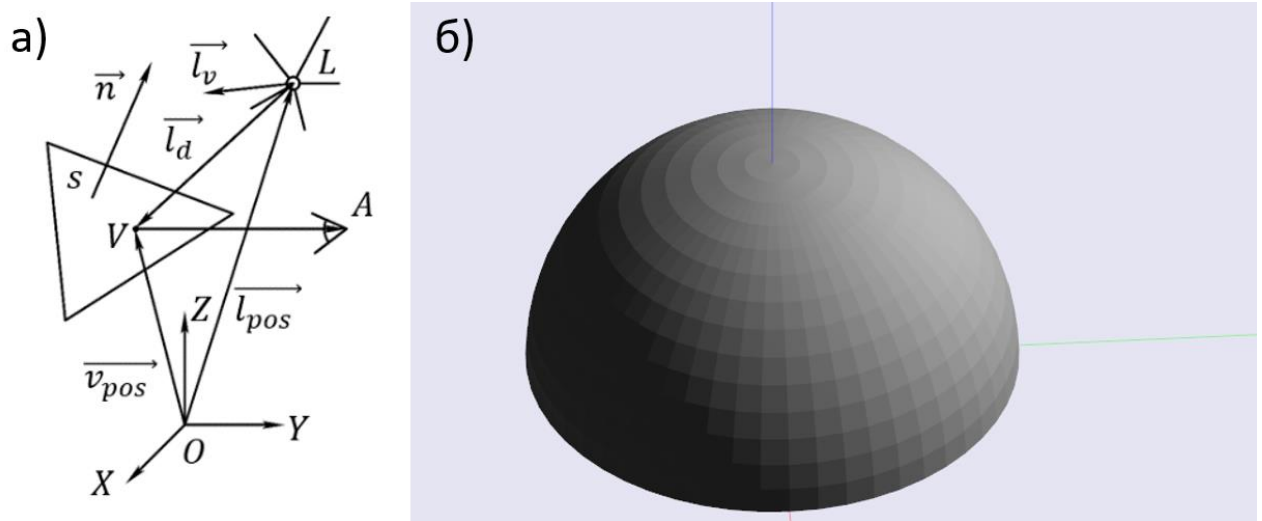
$$v_c = P \cdot V \cdot M \cdot v_m \quad (65)$$

Где $v_c = [x_c, y_c, z_c, 1]$ – положение вершины в системе координат камеры, $v_m = [x_m, y_m, z_m, 1]$ – положение вершины в системе координат модели.

Также вычисляется перевод нормалей в систему координат камеры

$$n_c = P \cdot V \cdot M \cdot n_m \quad (66)$$

Где $n_c = [a_c, b_c, c_c, 0]$ – вектор нормали в системе координат камеры, $n_m = [a_m, b_m, c_m, 0]$ – вектор нормали в системе координат модели.



а) Схема расчёта освещения в модели Фонга; б) Пример 3D-модели
Рисунок 78 – Модель Фонга.

4.2 Моделирование 3D-сканера

3D-сканер состоит из двух телекамер и лазерной линии. Модель телекамеры представлена как матрица перспективного преобразования, базирующаяся на математическом описании как камеры-обскуры.

Из-за несовершенства оптики происходит искривление лучей, попадающих на матрицу камеры. Сама матрица также несовершенен считывает падающий свет, а яркость каждого пикселя колеблется.

Для моделирования искажения линз камеры к результату изображения применено искривление, моделирующее дисторсии объектива камеры, описанное в работе по калибровке камер.

Для моделирования шума матрицы телекамеры к полученному изображению добавлялся шум, с параметрами, соответствующими шуму на изображении реальной камеры. Для вычисления шума матрицы камеры было отснято $N = 680$ кадров.

Затем был выбран пиксель и сохранены в массив значения его яркости для каждого кадра. Для полученного массива было найдено его среднее арифметическое и создан новый массив как разность изначального и среднего значения. Затем был построен график частоты распределения, который представлен на рисунке 79.

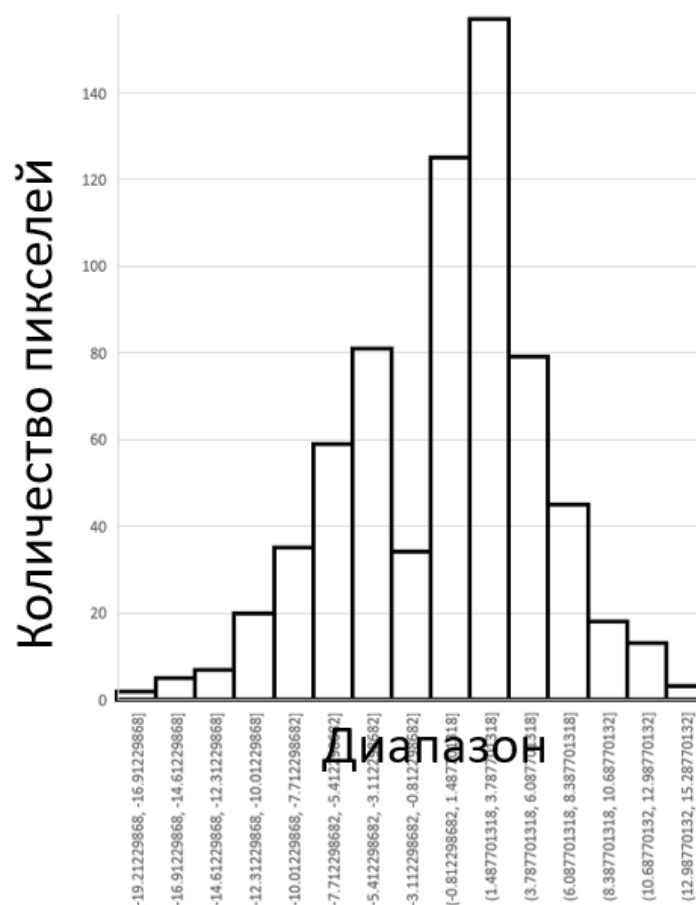


Рисунок 79 – График распределения отклонения от среднего значения для одного из пикселей

Форма распределения не зависела от канала, а также расположения пикселя на кадре. Несмотря на провал на одном из диапазонов значений с достаточной степени точности его можно описать как нормальное распределение. Была вычислена дисперсия $D = 32,9$ пикс². При моделировании шума к каждому пикселю добавлялось значение, описываемое нормальным распределением с рассчитанной дисперсией.

Для моделирования источника света было взято изображение со спроецированной лазерной линией на кожу человека с целью максимальной приближенности к реальным условиям. Был построен график для каждого канала профиля лазерной линии с целью выбора функции моделирования, представленный на рисунке 80.

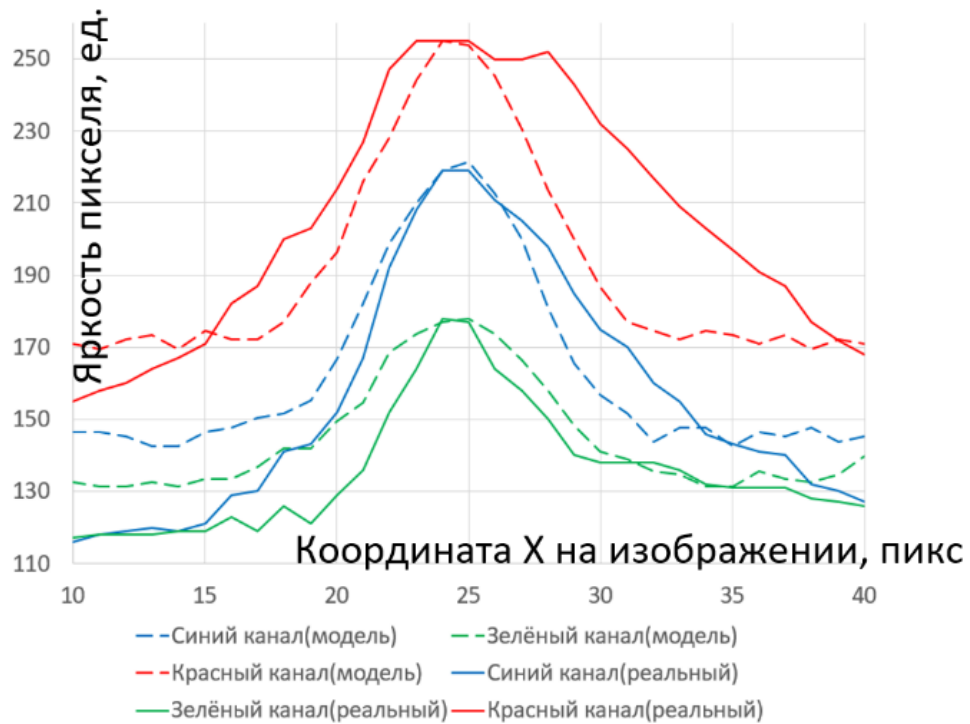


Рисунок 80 – Сравнение реального профиля лазерной линии (сплошным) и смоделированного (пунктиром) для каждого канала

Были опробованы несколько выражений для описания полученных графиков и в результате для моделирования источника света в виде линии было предложено следующее выражение:

$$I_s = 1 - k \cdot \arccos(\vec{l}_v \times \vec{l}_d \times \vec{l}_v, \vec{l}_{pos} - \vec{v}_{pos}) \quad (67)$$

Где I_s – интенсивность света, $\vec{l}_v$ – вектор направления источника света, $\vec{l}_d$ – вектор падения света на поверхность s , $\vec{l}_{pos}$ – радиус вектор положения источника света, $\vec{v}_{pos}$ – радиус вектор положения рассчитываемой точки, k – коэффициент, определяющий степень рассеивания внутри материала.

Затем на сцену были добавлены две смоделированные камеры с возможностью отображения их смоделированного изображения, а также отображением полей их обзора. Также был добавлен источник освещения лазерной линии.

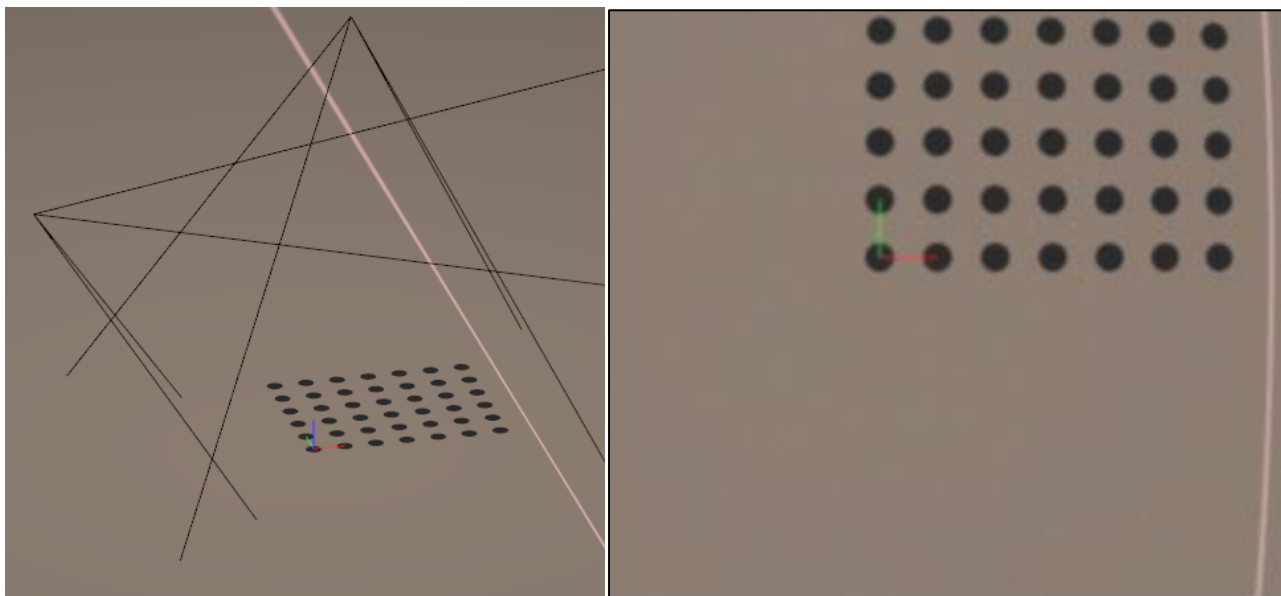


Рисунок 81 – Виртуальное пространство с полями зрения камер и смоделированное изображение камеры

Затем был проведён эксперимент по моделированию проведения сканирования (рисунок 82), для этого была использована плоскость с нанесённым шаблоном. Положения камер были откалиброваны и проведено сканирование с настройками, аналогичными проведению сканирования в реальном 3D-сканере. Был получен график ошибки полученного скана, видно, что она возрастает к границе, что обусловлено недостаточной точностью калибровки дисторсионного искажения.

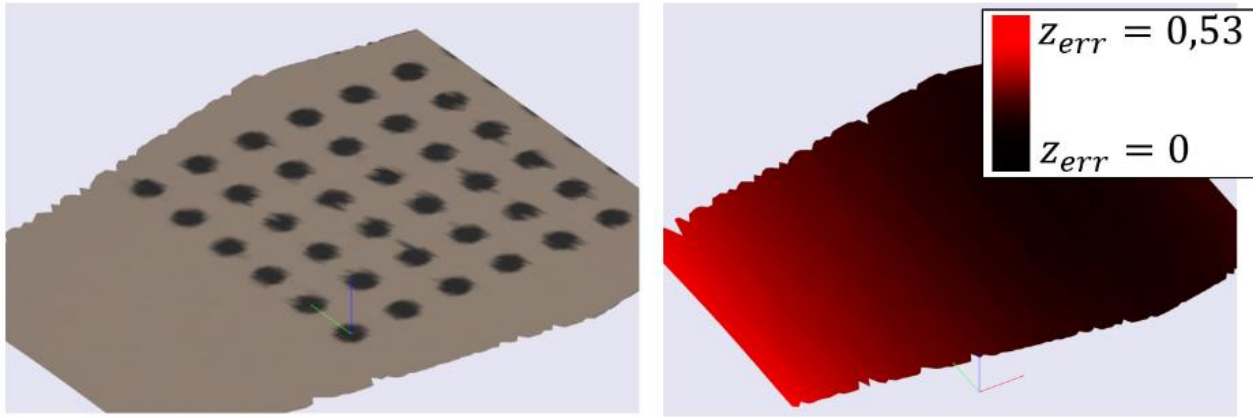


Рисунок 82 –Результат компьютерного сканирования и трёхмерный график отклонения скана по оси z

4.3 Моделирование гидрогеля

Задача компьютерного моделирования гидрогеля (рисунок 83) заключалась в визуализации местоположения гидрогеля после выдавливания. Мехатронный дозатор наносит гидрогель из сопла в форме объёмной фигуры, сечение которой является прямоугольником, две боковые грани которого являются дугами из-за вязкоупругих свойств гидрогеля, рисунок 84. Нижняя поверхность формируется рельефом поверхности, на которую проводится нанесение материала, а верхняя поверхностью сопла. При этом для каждой точки в пространстве при выдавливании равномерной линии подаётся одно и тоже количество материала. Сначала проводится расчёт площади сечения S для высоты h и ширины линии w указанной заданной в параметрах заполнения. Затем производится расчёт расстояния h_{real} от сопла до поверхности в каждой точке. Тогда параметры сечения в текущей точке пространства в зависимости от расстояния от поверхности до сопла можно рассчитать, как:

$$h' = \begin{cases} k_1 \cdot h & | \ h_{real} < 0 \\ h_{real} & | \ k_1 \cdot h < h_{real} < 2\sqrt{\frac{k_2 S}{\pi}} \\ 2\sqrt{\frac{k_2 S}{\pi}} & | \ h_{real} \geq 2\sqrt{\frac{k_2 S}{\pi}} \end{cases} \quad (68)$$

$$w' = \frac{S}{h'} + h' - \pi \cdot \frac{h'}{4}; S = h' \cdot \left(w' - h' + \pi \frac{h'}{4} \right). \quad (69)$$

где h' – высота полученного сечения, w' – ширина полученного сечения, k_1, k_2 – коэффициенты, определяющие поведение гидрогеля при слишком малом и большом расстоянии h .

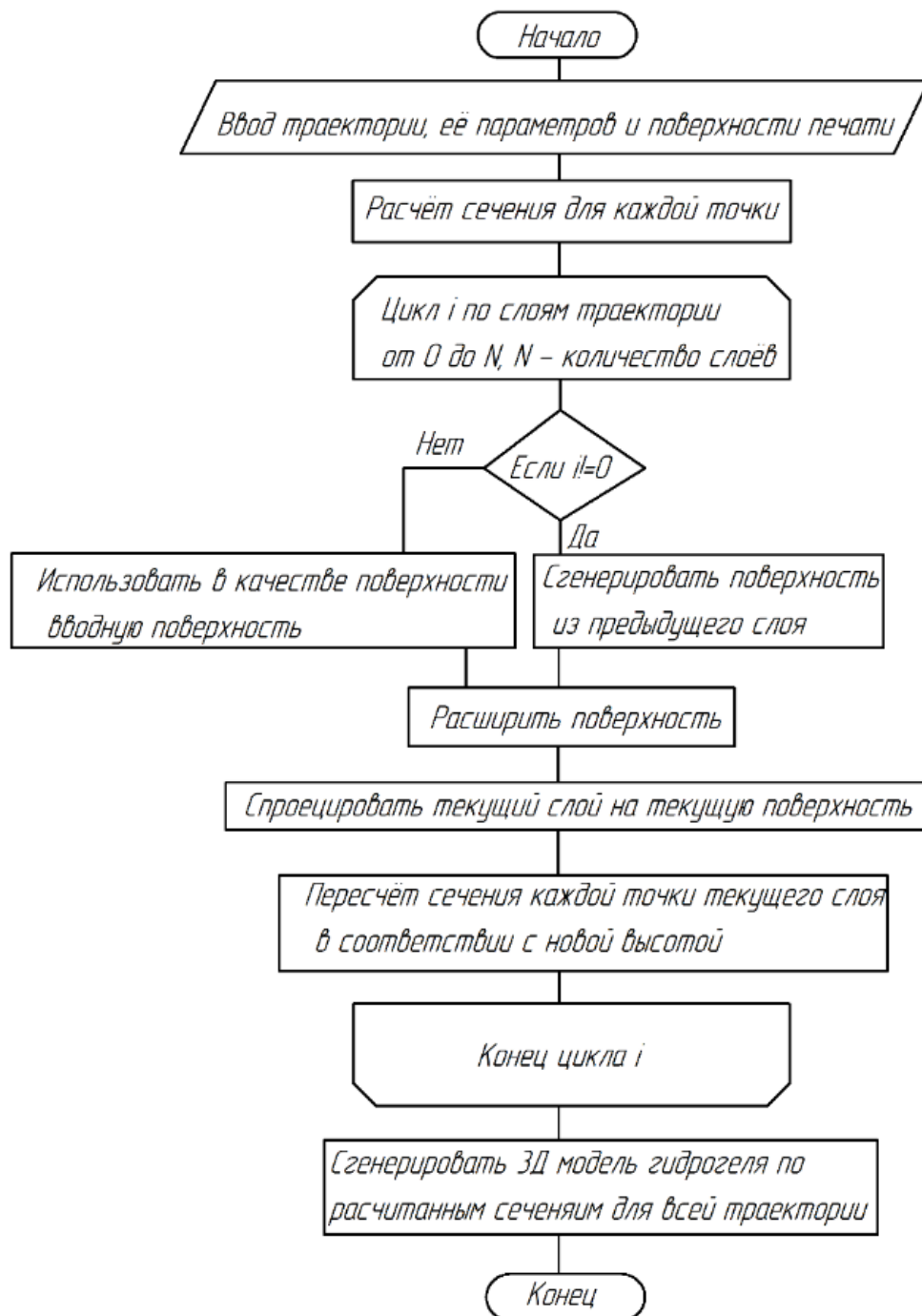


Рисунок 83 – Блок схема алгоритма моделирования гидрогеля.

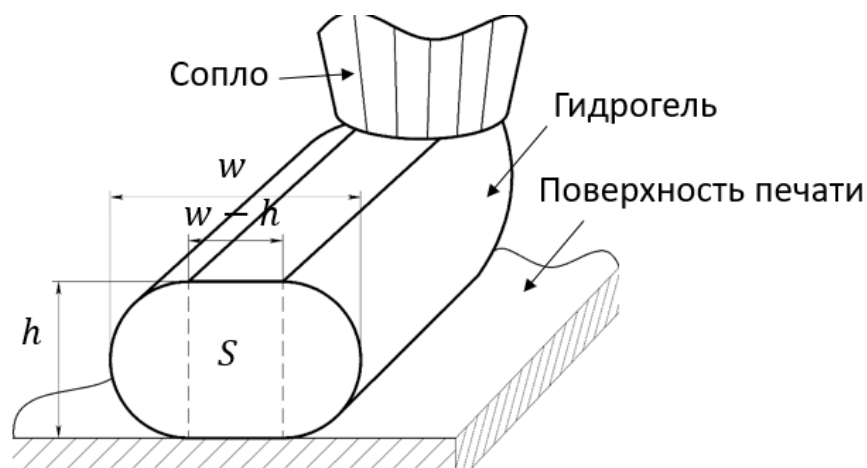


Рисунок 84 – Схема расчёта сечения

Для моделирования многослойных конструкций принимаем допущение, что разрыв между предыдущими слоями достаточно мал, чтобы материал не провисал. Тогда для точек слоёв, последующих после первого расчёт расстояния проводится до ближайшей поверхности, образованной на предыдущем слое. Так как область печати составляет обычно менее 50 мм, сделаем допущение о том, что ошибка робота является постоянной. Предполагается, что ошибка позиционирования робота составляет менее 100 мкм, данное значение было добавлено к каждой точке траектории. Генерация поверхности, образованная гидрогелем и демонстрация моделирования изображены на рисунке 85.

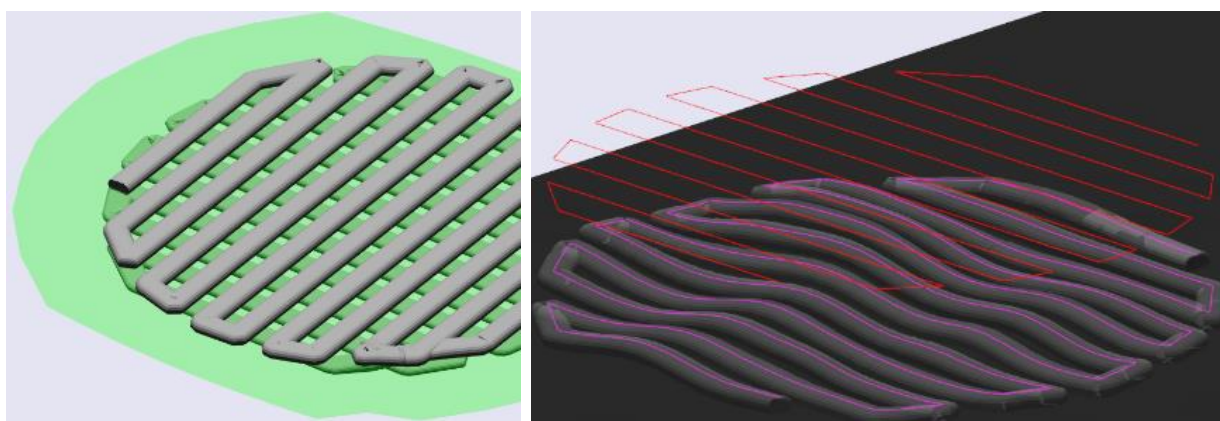


Рисунок 85 – Генерация поверхности, образованная гидрогелем(зелёным) и демонстрация моделирования, красным – изначальная траектория.

4.4 Результаты моделирования нанесения гидрогеля на отсканированную поверхность

Для моделирования процесса биопечати было проведено моделирование 3D-сканирования оригинальной поверхности, представленной плоскостью. Затем сгенерирована траектория для скана, и проведено моделирование гидрогеля на оригинальную поверхность. Для оценки качества печати вычислялся размер пор в напечатанной конструкции средствами обработки изображений.

Для этого к изображению применялась следующая последовательность операций. Сначала изображение переводилось в полутоновое и применялся фильтр Гаусса с определённым окном, что позволяло избавиться от высокочастотного шума на изображении. Затем применялся адаптивный порог к изображению, суть которого заключается в том, что бинаризация происходит на локальном участке изображения, а не для всего. Несмотря на это на изображении оставалось достаточное количество артефактов, не позволяющих корректно определить контур пор. Для решения данной проблемы применялась дилатация к изображению. На полученном изображении определялись контуры больше некоторого порогового значения по площади, для фильтрации случайных артефактов, оставшихся после предыдущих операций. Последним шагом производилось вычисление площадей контуров. На рисунке 86 представлена наглядное представление всех шагов алгоритма нахождения пор.

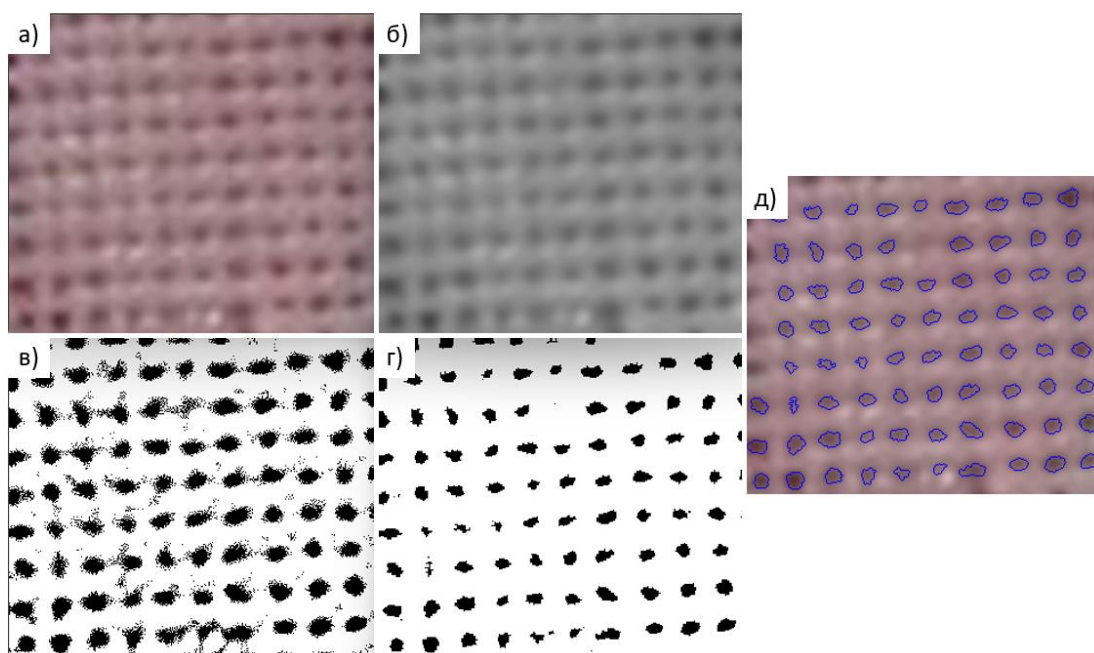


Рисунок 86 – Автоматический расчёт площади пор напечатанной конструкции: а) оригинальное изображение; б) перевод в полутоновое и применение фильтра Гаусса; в) применения адаптивного порога; г) применение дилатации к белым пикселям изображения; д) нахождение контуров выше заданной площади

Критерием качества являлось низкое среднеквадратичное отклонение, а также соотношение открытых пор, к их количеству, определённое траекторией. Были смоделированы траектории при различной ширине и высоте линии (рисунок 87).

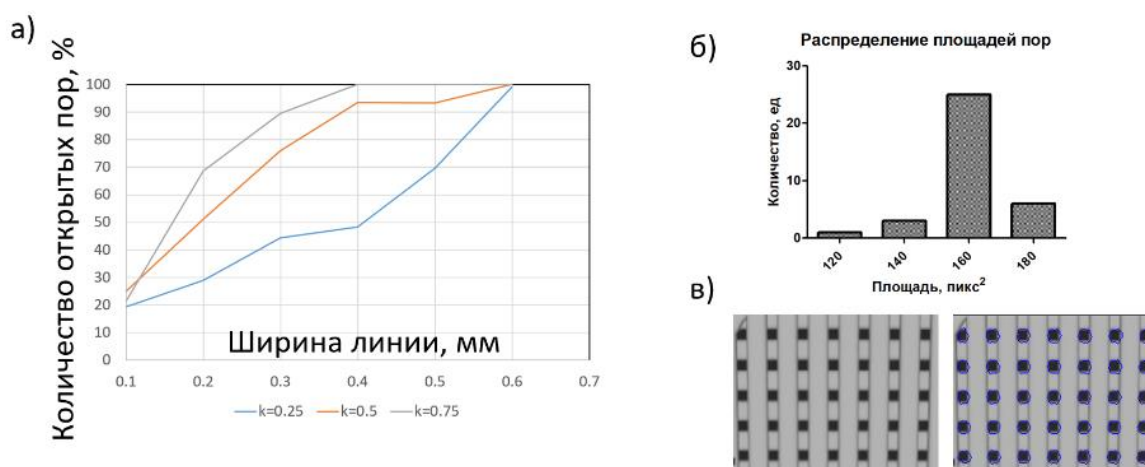


Рисунок 87 – а) Результаты моделирования для разного соотношения высоты слоя к ширине k ; б) Распределение площади пор; в) Пример работы автоматического определения пор

Таким образом, была разработана среда для проведения компьютерного моделирования процесса биопечати с помощью робототехнической системы, с учётом факторов, влияющих на данный процесс, таких как погрешность 3D-сканера и поведение гидрогеля. Результаты компьютерного моделирования показали, что чем более толстыми линиями производится печать, тем более равномерны поры. При этом для увеличения равномерности пор следует выбирать высокое соотношение высоты слоя к ширине.

5 Изготовление лабораторного образца робототехнической системы и проведение доклинических испытаний биопечати на крупных и мелких лабораторных животных

5.1 Изготовление первого лабораторного образца на базе робота KUKA, а также на базе отечественного робота Pulse 90

Первый лабораторный образец робототехнической системы (рисунок 88) на базе робота KUKA не имел в своём составе 3D-сканера, сканирование проводилось с помощью ручного сканирования соплом дозатора и их интерполяции с помощью дуг, как было описано в главе 3. В качестве дозатора использовался американский Fishman SDAV. Также имел в составе охлаждающую систему, состоящую из элемента Пельтье, радиатора и вентилятора. В дальнейшем была добавлена дополнительная линейная ось для быстрого отвода шприца в случае резких движений пациента, которое определялось с помощью лазерного датчика расстояния, установленного у сопла дозатора.



Рисунок 88 – Фотография робототехнической системы для печати на теле пациента на базе манипулятора KUKA iiwa R820

Второй лабораторный образец был на базе отечественного робота Rozum (рисунок 89), имел в составе мехатронный дозатор и 3D-сканер собственной разработки.



Рисунок 89 – Фотография программно-аппаратного комплекса на базе KUKA и на базе отечественного робота Rozum

Использование единой системы управления рабочим органом и его компонентов позволило уменьшить количество необходимых управляющих систем, и, как следствие, габариты и стоимость устройства. Подробная схема устройства и их подключение представлено на рисунке 90.

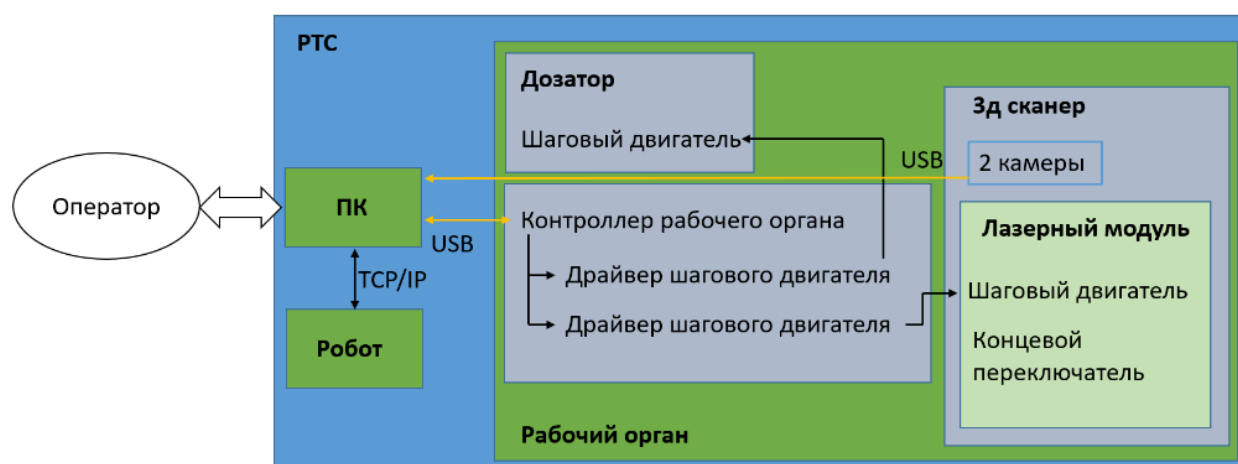


Рисунок 90 – Схема разработанной робототехнической системы

5.2 Интерфейс пользователя робототехнической системы

Для управления использовался интерфейс пользователя, установленный на персональном компьютере. Для увеличения скорости разработки был использован C# и фреймворк Windows.Forms, имеющий простой графический редактор для создания оконных приложений. Для работы с камерами было создано несколько классов, реализующих необходимые функции используя библиотеку OpenCV. Разработанное приложение позволяло осуществлять вывод изображений с двух видеокамер, калибровку внутренних и внешних параметров камер, обработку изображений, проведение процесса сканирования, работу с полигональными трёхмерными объектами. Также реализованы функции обмена данными с роботом и рабочим органом по протоколам TCP/IP и USB.

Рабочий орган управлялся контроллером на базе процессора Atmega328 на платформе Arduino. Использование Arduino также позволило сократить время разработки и отладки кода, за счёт возможности использовать объектно-ориентированный подход, готовые библиотеки, а также возможности напрямую менять значения регистров контролера.

Управляющая программа на контроллере рабочего органа отвечала за приём сообщения от ПК и перемещения двигателей мехатронного дозатора и 3D-сканера, а также яркость лазерной линии и срабатывание концевого датчика положения. Яркость линии менялась за счёт использования внутреннего таймера контроллера и установки различного значения скважности подачи питания на лазерный модуль.

Для управления биопринтером оператор запускает ПО, и подключается к роботу и рабочему органу (рисунок 91. поз. 3,4,5). Затем с помощью ручного управления (рисунок 91. поз. 3,6), визуального контроля и отслеживания изображения (рисунок 91. поз. 2), захватываемого камерой рабочий орган подводится к месту дефекта. У оператора также есть возможность видеть

верность обработки изображения в (рисунок 91. поз. 7).

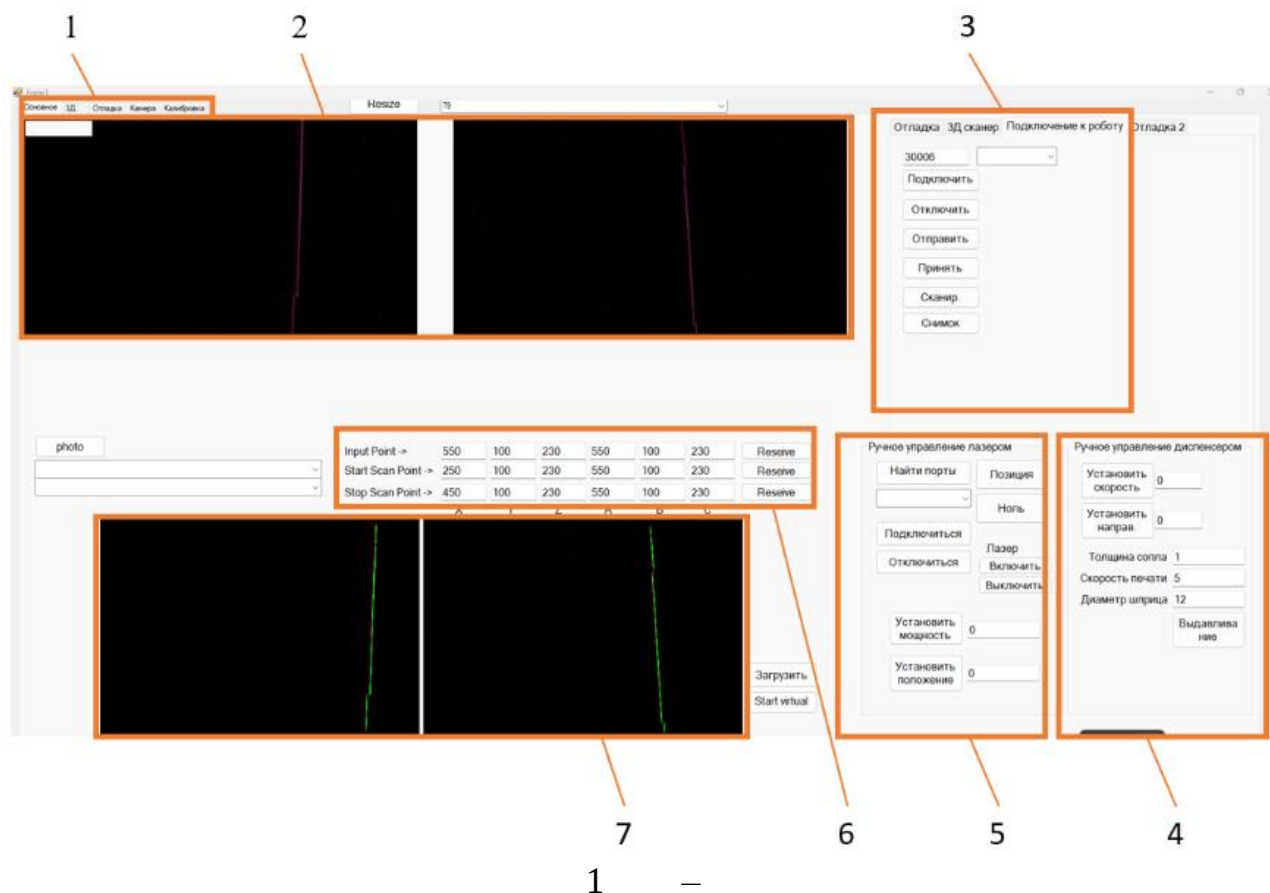
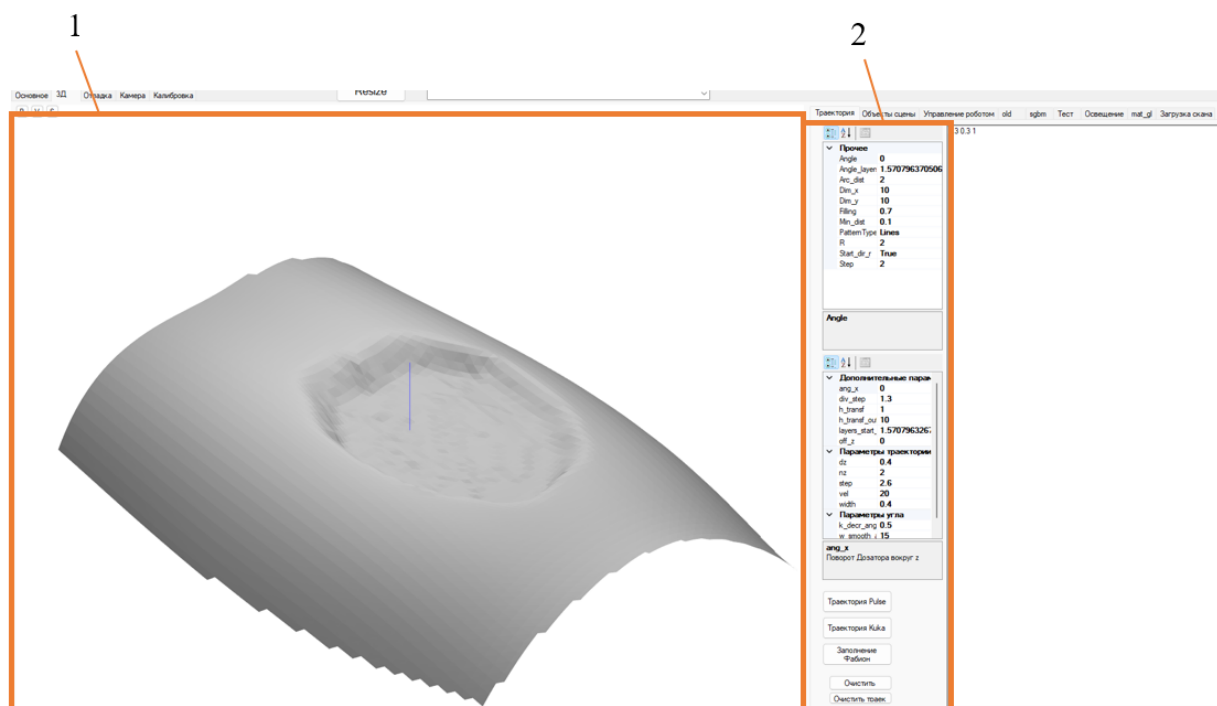


Рисунок 91 – Изображение главного окна графического интерфейса: 1 – переключение между окнами интерфейса; 2 – изображение камер 3D-сканера; 3 – функции взаимодействия с роботом; 4 – функции ручного управления диспенсером; 5 – функции ручного управления лазером; 6 – отображение текущих координат робота; 7 – обработанные изображения сканера

Для просмотра 3D-модели дефекта, полученной в результате сканирования, используется специальное окно (рисунок 92). Для работы с трёхмерными объектами была использована библиотека OpenGL. Выбор библиотеки обусловлен возможностью напрямую работать с шейдерными программами (программы, исполняемые видеопроцессором) для возможности оптимизации ресурсов компьютера при работе.

Программа генерации траектории разрабатывалась для биопечати полнослойных дефектов кожи. В таком подходе для заполнения раны достаточно повторить нижнюю поверхность раны на всю высоту раны. Для

генерации траектории с помощью интерфейса пользователя на отсканированной поверхности выбиралась область печати. Заполнение проводилось ортогональной сеткой. Также задавались настройки печати, такие как: высота слоя, ширина линии, скорость печати, количество слоёв. Предполагается дальнейшее развитие, предполагающее автоматизированное нахождение границ раны, и алгоритм генерации траектории для дефектов более сложной формы.



1 – Область просмотра 3D-моделей; 2 – область настройки траектории печати
Рисунок 92 – Изображение окна просмотра 3D-моделей графического интерфейса

5.3 Проверка работы 3D-сканера

Для проверки работы 3D-сканера был проведён эксперимент по сканированию коллагеновой мембраны на теле мыши. При этом сканирование производилось также отечественной системой RangeVision Neopoint, это 3D-сканер имеющий инфракрасную структурированную подсветку, такой подход

позволяет получать лучшие результаты при сканировании кожных покровов из сканеров использующих технологию структурированного света. 3D-модели были получены без использования дополнительного сглаживания, которое может убрать важные анатомические особенности. Из рисунка 93 видно что при использовании коммерческого 3D-сканера возникают шумы на 3D-модели. На модели полученной разработанным сканером можно видеть полосы, связанные с не полностью скомпенсированной ошибкой синхронизации камер. Видно, что ошибка при использовании разработанного 3D-сканера существенно меньше.

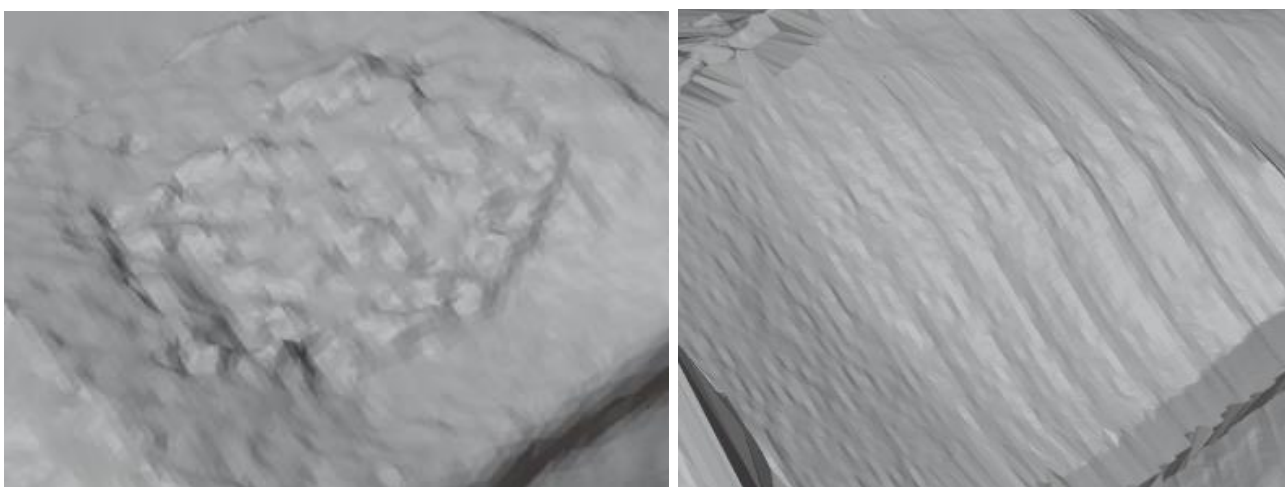


Рисунок 93 – Полученные 3D-модели после сканирования мембраны на теле мыши

5.4 Проведение печати на фантоме

Сначала была проведена печать на плоской поверхности для проверки точности печати и исключения фактора кривизны поверхности. Ширина линии задавалась 1,5 мм, расстояние между линиями 4,6 мм, высота слоя 0,7 мм. На рисунке 94 представлены результаты печати. В качестве материала использовался тестовый гидрогель Pluronic F-127 разведённый в воде в концентрации 30%.

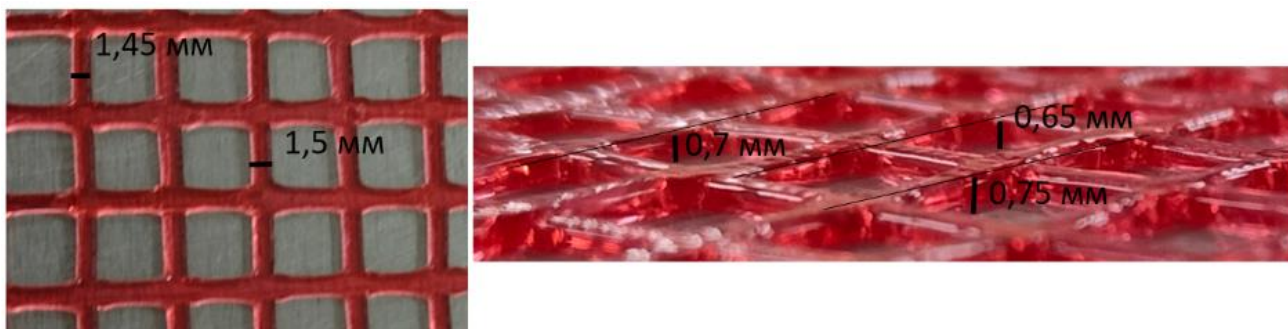


Рисунок 94 – Анализ напечатанной конструкции

Из результатов следует что погрешность конструкции составила порядка 100 мкм, как и предполагалось по результатам моделирования.

Был спроектирован и изготовлен с помощью технологии FDM из материала PETG фантом полнослойной кожной раны, проведено сканирование и заполнение

Для подтверждения работоспособности были проведены испытания по печати на пластиковом фантоме предполагаемого раневого дефекта. Процесс печати представлен на рисунке 95.



Рисунок 95 – Процесс печати на пластиковом фантоме

Видно, что гидрогель наносится равномерно, поры отчётливо видны. Проведённые эксперименты позволили перейти к этапу проведения биопечати на животных в условиях операционной.

5.5 Проведение экспериментов на лабораторных животных

В качестве эксперимента *in vivo* был проведён эксперимент по заполнению полнослойного дефекта кожи у крыс с помощью разработанной робототехнической системы. Было выбрано 4 группы по 12 животных, для каждой из которых использовался свой материал печати.

Сначала у животных забирался клеточный материал и проводилась его культивация в течение нескольких недель. Перед проведением операции животным вводили обезболивающие и погружали в общий наркоз. Следующим этапом производилось удаление волосяного покрова на месте планируемого дефекта. Был подготовлен шаблон в виде круга, позволяющий хирургу с достаточной повторяемостью производить вырез на теле животного диаметром 30 мм, что является критическим размером для крыс, то есть дефектом с затрудненным регенеративным потенциалом.

В качестве гидрогеля для биопечати *in situ* использовали коммерческие стерильные растворы коллагена «Viscoll» с концентрацией 80 мг/мл и буфер для нейтрализации на основе TRIS, компоненты смешивали в соотношении 1:1. В гидрогель добавлялась суспензия клеток животного.

Далее по описанным выше алгоритмам производилось сканирование дефекта и автоматически генерировалась траектория печати. Оператор проверял с помощью средств визуализации корректность траектории, и запускал процесс нанесения материала в дефект. Процесс печати представлен на рисунке 96.

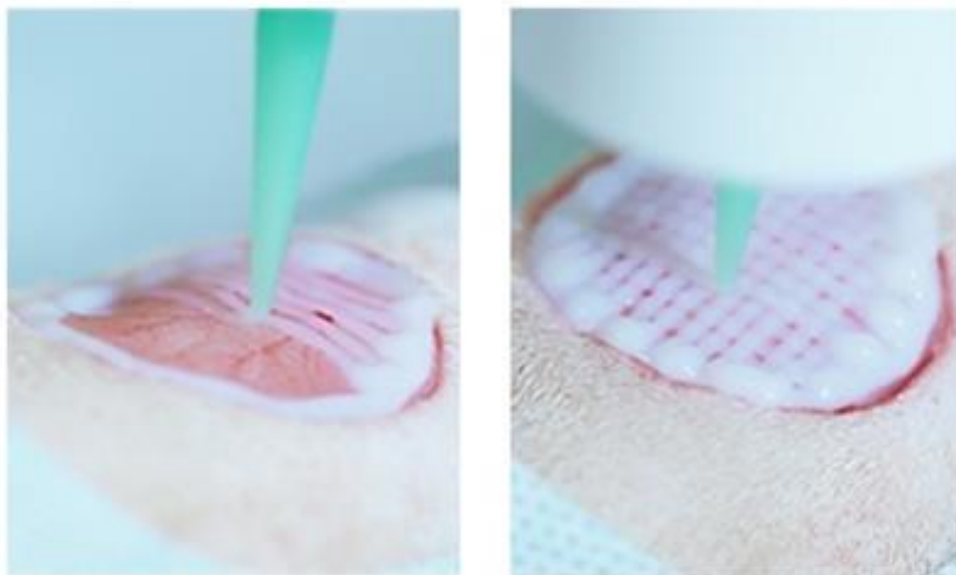


Рисунок 96 – Процесс нанесения гидрогеля в раневой дефект

В среднем, на формирование 3-слойной гидрогелевой решетчатой структуры для заполнения полнослойного кожного дефекта у одного экспериментального животного расходовался приблизительно 1 мл гидрогеля.

Стоит отметить необходимость тщательной подготовки к проведению экспериментов на животных, связанных с их стоимостью, сложностью организации, а также непредвиденными факторами, возникающими в ходе экспериментов.

5.6 Анализ результатов

Из результатов печати можно наблюдать, что напечатанная конструкция соответствует предварительно сгенерированной траектории, а по всей поверхности конструкции присутствуют равномерные поры. На рисунке 97 представлены фото с выделенными порами на определенном участке, а также нормальный график распределения площади пор.

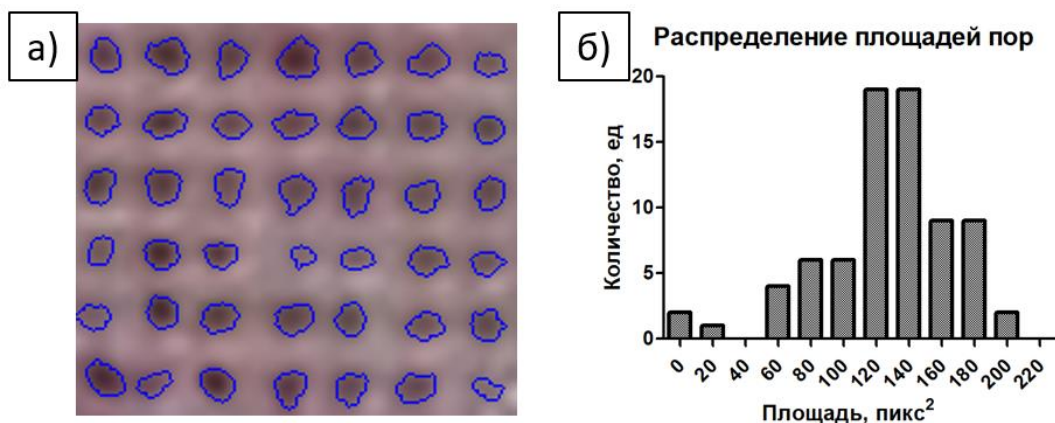


Рисунок 97 – Печать и анализ результатов: а) Фото с отмеченными порами. б) график распределения площади пор

Была изучена динамика заживления полнослойных кожных ран у животных (рисунок 98). Несмотря на активные компоненты и в принципе свойства коллагена дефект затягивался за стандартное время близкое с контролем. Это связано с особенностями регенерации кожного покрова крыс. Однако, важным отличием стало улучшение качества дефектов, на которых проводилась печать, архитектура кожи больше была похожа на нативную ткань, чем в случае обычного заживления, когда формируется рубцовая ткань.



Рисунок 98 – Динамика заживления полнослойного кожного дефекта у лабораторного животного

Таким образом, был спроектирован и изготовлен лабораторный образец робототехнической системы, позволяющий производить биопечать непосредственно на теле пациента. Результат печати показал возможность использования подобной установки в дальнейшем для заживления раневых дефектов мягких тканей.

ВЫВОДЫ

1. Разработана структура робототехнического комплекса для биопечати непосредственно в месте дефекта, позволяющая минимизировать время проведения и размер комплекса при проведении операции по заполнению полнослойных ран кожи размером до 70 мм, глубиной до 5 мм, поверхностным характером повреждения с использованием гидрогеля на основе коллагена. Выбор интегрированного 3D-сканера сокращает время операции на ~5.5 мин, а использование электромеханического дозатора позволяет уменьшить массу робототехнического комплекса на ~3.9 кг;

2. Проведён анализ и подобран принцип работы 3D-сканера, наиболее подходящий для сканирования мягких тканей в условиях операции. Приведена методика геометрического расчёта положения и характеристик камер 3D-сканера в зависимости от требуемой рабочей зоны и желаемых характеристик сканера;

3. Рассчитаны и выбраны компоненты мехатронного дозатора гидрогеля, разработана конструкция рабочего органа в одном корпусе, объединяющая 3D-сканер и дозатор, корпус которого выполнен с учётом необходимости стерилизации;

4. Предложен алгоритм заполнения объёма раневого дефекта слоями с использованием информации о нижней поверхности раны и окрестности здоровой кожи, а также расчёт угла наклона ориентации инструмента для траектории, позволяющий корректно генерировать траекторию робототехнического комплекса при максимальном наклоне поверхности печати до 30°;

5. Разработан алгоритм отсечения бликов при сканировании статических поверхностей для разработанного 3D-сканера, а также вычисления определения положения лазерной линии на изображении с субпиксельной точностью с использованием информации окрестности;

6. Разработана компьютерная модель процесса биопечати гидрогелем на основе коллагена с учётом неточностей 3D-сканера и поведения вязкого материала и проведены симуляционные расчёты. Из результатов моделирования было выбрано значение ширины линии печати $w = 0,6$; отношение высоты к ширине $k = 0,75$;

7. Проведён эксперимент по биопечати *in situ* для регенерации полнослойного дефекта кожи на лабораторных животных. Нанесение биологического материала в форме сетки характеризовалось равномерностью пор с относительной дисперсией $D = 0,11$.

СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ

3D-биопечать: процесс создания трехмерных биологических структур путем нанесения биологически совместимых материалов в слоях по заданному цифровому моделированию.

3D-сканер: устройство, используемое для захвата трехмерной геометрии объектов в реальном мире, обычно с целью создания цифровой модели.

3D-сканирование: процесс создания трехмерной модели реального объекта или пространства с помощью 3D-сканера.

***in situ* биопечать:** метод биопечати, при котором биологические структуры создаются прямо на месте внутри организма или на его поверхности.

аддитивные технологии: технологии, которые позволяют создавать объекты путем добавления материала в слоях, в отличие от традиционных вырезающих технологий.

биопринтер: устройство, используемое для 3D-биопечати, специально предназначенное для нанесения биологических материалов, таких как клетки и биоматериалы.

гидрогель: тип геля, содержащий большое количество воды, часто используемый в биомедицинских приложениях и биотехнологии.

живые клетки: клетки, обладающие интактной мембраной и проявляющие метаболическую активность.

инфекция: заражение организма микроорганизмами, такими как бактерии, вирусы или грибы, что может привести к развитию болезни.

кадр: это одно статичное изображение, которое составляет часть последовательности изображений.

клеточные сфероиды: это трехмерные структуры, образованные клетками, которые вырастают в форме сферы или шара.

кожные покровы: внешний слой кожи, который защищает организм от внешних воздействий.

лабораторные животные: животные, содержащиеся и используемые в лабораторных исследованиях для научных целей.

микроткань: маленький фрагмент ткани, обычно используемый для анализа или исследований.

окружение здоровой ткани: ткань, окружающая заболевшую или поврежденную ткань в организме.

операционная: помещение в медицинском учреждении, предназначенное для проведения операций.

полимеризация: процесс превращения мономеров в полимер путем химической реакции.

полнослойный дефект кожи: полная потеря или повреждение всех слоев кожи.

сопло: часть биопринтера, через которую наносится материал для создания трехмерных структур.

тканеинженерная конструкция: искусственные тканевые структуры, созданные с использованием методов тканевой инженерии.

токсичные вещества: вещества, вредные для живых организмов из-за своей химической природы.

фантом: модель или объект, используемый для имитации реального объекта в научных экспериментах или обучении.

шаблон заполнения: структуры или модели, используемые для формирования определенных форм или заполнения определенных областей

шприц: инструмент для точной дозации и введения лекарственных средств или других жидкостей в организм.

экструзия: процесс выталкивания материала через отверстие для создания объекта с постоянным сечением.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Xu Z. et al. Accuracy and efficiency of robotic dental implant surgery with different human-robot interactions: An in vitro study // J. Dent. 2023. Vol. 137. P. 104642.
2. Adib A.A. et al. Direct-write 3D printing and characterization of a GelMA-based biomaterial for intracorporeal tissue engineering // Biofabrication. 2020. Vol. 12, № 4. P. 045006.
3. Vorotnikov A.A. et al. Standard Deviation from the Average Cutting Velocity as a Criterion for Comparing Robot Trajectories and Manual Movements of a Doctor for Performing Surgical Operations in Maxillofacial Surgery // Int. J. Mech. Eng. Robot. Res. 2016. Vol. 7, № 2. P. 319–323.
4. Vorotnikov A.A. et al. Criteria for Comparison of Robot Movement Trajectories and Manual Movements of a Doctor for Performing Maxillofacial Surgeries // Int. J. Mech. Eng. Robot. Res. 2018. Vol. 7, № 4. P. 361–366.
5. Singh S. et al. In situ bioprinting – Bioprinting from benchside to bedside? // Acta Biomater. 2020. Vol. 101. P. 14–25.
6. Xie M. et al. In situ 3D bioprinting with bioconcrete bioink // Nat. Commun. 2022. Vol. 13, № 1. P. 3597.
7. MacAdam A. et al. Development of in situ bioprinting: A mini review // Front. Bioeng. Biotechnol. 2022. Vol. 10.
8. Wu Y. et al. Three-Dimensional Bioprinting of Articular Cartilage: A Systematic Review // Cartilage. 2021. Vol. 12, № 1. P. 76–92.
9. Choi Y. et al. BodyPrinter: Fabricating Circuits Directly on the Skin at Arbitrary Locations Using a Wearable Compact Plotter // Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. New York, NY, USA: ACM, 2020. P. 554–564.
10. Mahmoudi Z. et al. In situ 3D bioprinting: A promising technique in advanced biofabrication strategies // Bioprinting. 2023. Vol. 31. P. e00260.

11. Wang H. et al. Multi-tissue layering and path planning of in situ bioprinting for complex skin and soft tissue defects // *Rapid Prototyp. J.* 2021. Vol. 27, № 2. P. 321–332.
12. A. Levin A. et al. Commercial articulated collaborative in situ 3D bioprinter for skin wound healing // *Int. J. Bioprinting.* 2023. Vol. 9, № 2.
13. Малышев И.Ю. et al. Bionic principles in the technology of robotic bioprinting of tooth enamel in situ // *Nauchno-prakticheskii zhurnal «Patogenez».* 2017. № 3(). P. 33–42.
14. Буйнов М.А. et al. Роботические технологии в медицине и биопринтинге: состояние проблемы и современные тенденции // *Вестник МГТУ «Станкин».* 2017. Vol. 1, № 40. P. 127–131.
15. Budde L. et al. A Six Degree of Freedom Extrusion Bioprinter // *Curr. Dir. Biomed. Eng.* 2022. Vol. 8, № 2. P. 137–140.
16. Zhao W. et al. A closed-loop minimally invasive 3D printing strategy with robust trocar identification and adaptive alignment // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 73. P. 103701.
17. Pottathara Y.B., Kokol V. Effect of nozzle diameter and cross-linking on the micro-structure, compressive and biodegradation properties of 3D printed gelatin/collagen/hydroxyapatite hydrogel // *Bioprinting.* 2023. Vol. 31. P. e00266.
18. Roche C.D. et al. 3D bioprinted alginate-gelatin hydrogel patches containing cardiac spheroids recover heart function in a mouse model of myocardial infarction // *Bioprinting.* 2023. Vol. 30. P. e00263.
19. Wang X. et al. In Situ 3D Bioprinting Living Photosynthetic Scaffolds for Autotrophic Wound Healing // *Research.* 2022. Vol. 2022.
20. Vijayavenkataraman S., Lu W.F., Fuh J.Y.H. 3D bioprinting of skin: a state-of-the-art review on modelling, materials, and processes // *Biofabrication.* 2016. Vol. 8, № 3. P. 032001.
21. Bonatti A.F. et al. Open-source CAD-CAM simulator of the extrusion-based bioprinting process // *Bioprinting.* 2021. Vol. 24. P. e00172.

22. Hibbert M., Viljoen J.M., du Plessis L.H. Print parameter optimisation for a Pluronic F-127 and alginate hybrid hydrogel // *Bioprinting*. 2023. Vol. 30. P. e00257.
23. Lu L. et al. In-situ process evaluation for continuous fiber composite additive manufacturing using multisensing and correlation analysis // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 74. P. 103721.
24. Roach D.J. et al. Invertible neural networks for real-time control of extrusion additive manufacturing // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 74. P. 103742.
25. Ren L. et al. Rotational Co-extrusion 4D printing of heterogeneous filaments to enable sophisticated shape morphing // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 73. P. 103661.
26. Karvinen J., Kellomäki M. Design aspects and characterization of hydrogel-based bioinks for extrusion-based bioprinting // *Bioprinting*. 2023. Vol. 32. P. e00274.
27. Liu J. et al. Modeling of cell distribution dynamics in cell-laden bioink with active circulation // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 73. P. 103669.
28. Chen H. et al. Design and Development of a Magnetic-Steered Minimally Invasive Bioprinting System // *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2023. Vol. 8, № 10. P. 6699–6706.
29. Zhou C. et al. Ferromagnetic soft catheter robots for minimally invasive bioprinting // *Nat. Commun.* 2021. Vol. 12, № 1. P. 5072.
30. Thai M.T. et al. Advanced Soft Robotic System for In Situ 3D Bioprinting and Endoscopic Surgery // *Adv. Sci.* 2023. Vol. 10, № 12.
31. Kupfer M.E. et al. In Situ Expansion, Differentiation, and Electromechanical Coupling of Human Cardiac Muscle in a 3D Bioprinted, Chambered Organoid // *Circ. Res.* 2020. Vol. 127, № 2. P. 207–224.
32. Samandari M. et al. In situ bioprinting: intraoperative implementation of regenerative medicine // *Trends Biotechnol.* 2022. Vol. 40, № 10. P. 1229–1247.
33. Zhao W., Hu C., Xu T. In vivo bioprinting: Broadening the therapeutic

horizon for tissue injuries // *Bioact. Mater.* 2023. Vol. 25. P. 201–222.

34. Fu Z. et al. Printability in extrusion bioprinting // *Biofabrication*. 2021. Vol. 13, № 3. P. 033001.

35. Sun Y. et al. Modeling the printability of photocuring and strength adjustable hydrogel bioink during projection-based 3D bioprinting // *Biofabrication*. 2021. Vol. 13, № 3. P. 035032.

36. Fisch P., Holub M., Zenobi-Wong M. Improved accuracy and precision of bioprinting through progressive cavity pump-controlled extrusion // *Biofabrication*. 2021. Vol. 13, № 1. P. 015012.

37. Li M. et al. High-resolution and programmable line-morphologies of material-extrusion 3D printed self-leveling inks // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 71. P. 103582.

38. Albert B.J. et al. Non-planar embedded 3D printing for complex hydrogel manufacturing // *Bioprinting*. 2022. Vol. 28. P. e00242.

39. Guidetti X. et al. Stress flow guided non-planar print trajectory optimization for additive manufacturing of anisotropic polymers // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 72. P. 103628.

40. Hong F. et al. 5-axis multi-material 3D printing of curved electrical traces // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 70. P. 103546.

41. De Marzi A. et al. Development of robot assisted hybrid additive manufacturing technology for the freeform fabrication of lattice structures // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 66. P. 103456.

42. Chauvette J.-F. et al. Non-planar multinozzle additive manufacturing of thermoset composite microscaffold networks // *Compos. Part B Eng.* 2023. Vol. 256. P. 110627.

43. Xu Z. et al. Robotics technologies aided for 3D printing in construction: a review // *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* 2022. Vol. 118, № 11–12. P. 3559–3574.

44. Bi D. et al. Strength-enhanced volume decomposition for multi-directional additive manufacturing // *Addit. Manuf.* 2023. Vol. 69. P. 103529.

45. Albanna M. et al. In Situ Bioprinting of Autologous Skin Cells Accelerates Wound Healing of Extensive Excisional Full-Thickness Wounds // Sci. Rep. 2019. Vol. 9, № 1. P. 1856.
46. Choudhury D., Anand S., Naing M.W. The Arrival of Commercial Bioprinters - Towards 3D Bioprinting Revolution! // Int. J. Bioprinting. 2018. Vol. 4, № 2.
47. Whitford W., Hoying J.B. Digital biomanufacturing supporting vascularization in 3D bioprinting // Int. J. Bioprinting. 2017. Vol. 3, № 1.
48. Ma K. et al. Application of robotic-assisted in situ 3D printing in cartilage regeneration with HAMA hydrogel: An in vivo study // J. Adv. Res. 2020. Vol. 23. P. 123–132.
49. Zhao W. et al. Adaptive multi-degree-of-freedom in situ bioprinting robot for hair-follicle-inclusive skin repair: A preliminary study conducted in mice // Bioeng. Transl. Med. 2022. Vol. 7, № 3.
50. Zhu Z., Park H.S., McAlpine M.C. 3D printed deformable sensors // Sci. Adv. 2020. Vol. 6, № 25.
51. Lu B.-H., Lan H.-B., Liu H.-Z. Additive manufacturing frontier: 3D printing electronics // Opto-Electronic Adv. 2018. Vol. 1, № 1. P. 17000401–17000410.
52. Valentine A.D. et al. Hybrid 3D Printing of Soft Electronics // Adv. Mater. 2017. Vol. 29, № 40.
53. Mostafavi A. et al. In situ printing of scaffolds for reconstruction of bone defects // Acta Biomater. 2021. Vol. 127. P. 313–326.
54. Fortunato G.M. et al. Analysis of the Robotic-Based In Situ Bioprinting Workflow for the Regeneration of Damaged Tissues through a Case Study // Bioengineering. 2023. Vol. 10, № 5. P. 560.
55. Huang J. et al. Paracrine Modulation of Mechanotransduction // Encyclopedia of Bone Biology. Elsevier, 2020. P. 374–391.
56. Li L. et al. Robotic in situ 3D bio-printing technology for repairing large

segmental bone defects // J. Adv. Res. 2021. Vol. 30. P. 75–84.

57. Fortunato G.M. et al. Robotic platform and path planning algorithm for in situ bioprinting // Bioprinting. 2021. Vol. 22. P. e00139.

58. Fortunato G.M. et al. A fully automatic non-planar slicing algorithm for the additive manufacturing of complex geometries // Addit. Manuf. 2023. Vol. 69. P. 103541.

59. Fortunato G.M. et al. Surface reconstruction and tissue recognition for robotic-based in situ bioprinting // Bioprinting. 2022. Vol. 26. P. e00195.

60. Lan L. et al. Isolation, proliferation and differentiation of thyroid stem cell from human thyroid nodule tissue. // Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2012. Vol. 92, № 12. P. 806–810.

61. Itoh M. et al. Scaffold-Free Tubular Tissues Created by a Bio-3D Printer Undergo Remodeling and Endothelialization when Implanted in Rat Aortae // PLoS One / ed. Zhu D. 2015. Vol. 10, № 9. P. e0136681.

62. Han C., Takayama S., Park J. Formation and manipulation of cell spheroids using a density adjusted PEG/DEX aqueous two phase system // Sci. Rep. 2015. Vol. 5, № 1. P. 11891.

63. Chan H.F. et al. Rapid formation of multicellular spheroids in double-emulsion droplets with controllable microenvironment // Sci. Rep. Nature Publishing Group, 2013. Vol. 3, № 1. P. 3462.

64. Ayan B. et al. Aspiration-assisted freeform bioprinting of pre-fabricated tissue spheroids in a yield-stress gel // Commun. Phys. 2020. Vol. 3, № 1. P. 183.

65. Daly A.C., Davidson M.D., Burdick J.A. 3D bioprinting of high cell-density heterogeneous tissue models through spheroid fusion within self-healing hydrogels // Nat. Commun. 2021. Vol. 12, № 1. P. 753.

66. Mironov V., Kasyanov V., Markwald R.R. Organ printing: from bioprinter to organ biofabrication line // Curr. Opin. Biotechnol. 2011. Vol. 22, № 5. P. 667–673.

67. Jakab K. et al. Engineering biological structures of prescribed shape

using self-assembling multicellular systems. // Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A. National Academy of Sciences, 2004. Vol. 101, № 9. P. 2864–2869.

68. Zhou Y. The Application of Ultrasound in 3D Bio-Printing // Molecules. 2016. Vol. 21, № 5. P. 590.

69. Moldovan N.I., Hibino N., Nakayama K. Principles of the Kenzan Method for Robotic Cell Spheroid-Based Three-Dimensional Bioprinting // Tissue Eng. Part B Rev. 2017. Vol. 23, № 3. P. 237–244.

70. Chua K.-N. et al. Stable immobilization of rat hepatocyte spheroids on galactosylated nanofiber scaffold // Biomaterials. 2005. Vol. 26, № 15. P. 2537–2547.

71. Kelm J.M. et al. Design of Custom-Shaped Vascularized Tissues Using Microtissue Spheroids as Minimal Building Units // Tissue Eng. 2006. Vol. 12, № 8. P. 2151–2160.

72. Nyberg S.L. et al. Rapid, large-scale formation of porcine hepatocyte spheroids in a novel spheroid reservoir bioartificial liver // Liver Transplant. 2005. Vol. 11, № 8. P. 901–910.

73. Ho V.H.B. et al. Generation and manipulation of magnetic multicellular spheroids // Biomaterials. 2010. Vol. 31, № 11. P. 3095–3102.

74. Zhang Z. et al. A multi-axis robot-based bioprinting system supporting natural cell function preservation and cardiac tissue fabrication // Bioact. Mater. 2022. Vol. 18. P. 138–150.

75. Levin A. et al. A Robotic System for Hydrogel 3D Printing on Complex Surfaces. 2020. P. 0793–0799.

76. Vorotnikov A.A. et al. Criteria for Comparison of Robot Movement Trajectories and Manual Movements of a Doctor for Performing Maxillofacial Surgeries // Int. J. Mech. Eng. Robot. Res. 2018. Vol. 7, № 4. P. 361–366.

77. Vorotnikov A.A. et al. Cutting velocity accuracy as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements for medical industry // Mech. Ind. / ed. Grigoriev S.N. 2017. Vol. 18, № 7. P. 712.

78. Chunikhin A.A. et al. Comparative experimental assessment of the accuracy of nanosecond laser surgery of the oral cavity when the instrument is moved by a robotic complex and a surgeon // Russ. Open Med. J. 2019. Vol. 8, № 3. P. e0307.
79. Chunikhin A.A. et al. Efficiency Assessment of Nanosecond Laser Robotic Maxillofacial Area Surgery in Experiment // Sovrem. Tehnol. v Med. 2017. Vol. 9, № 4. P. 123.
80. Zhao Y.M. et al. Laser scanner for 3D reconstruction of a wound's edge and topology // Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg. 2021.
81. Frosio I. et al. Flexible and low cost laser scanner for automatic tyre inspection // 2011 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference. IEEE, 2011. P. 1–5.
82. Lima J., Gonçalves J., Costa P.J. Modeling of a Low Cost Laser Scanner Sensor. 2015. P. 697–705.
83. Polo M.-E., Felicísimo Á.M. Analysis of Uncertainty and Repeatability of a Low-Cost 3D Laser Scanner // Sensors. 2012. Vol. 12, № 7. P. 9046–9054.
84. Molder A. et al. Laser Line Detection with Sub-Pixel Accuracy // Elektron. ir Elektrotechnika. 2014. Vol. 20, № 5.
85. Hartley R., Zisserman A. Multiple View Geometry in Computer Vision. Cambridge University Press, 2004.
86. Barone S., Paoli A., Rationale A. V. Assessment of Chronic Wounds by Three-Dimensional Optical Imaging Based on Integrating Geometrical, Chromatic, and Thermal Data // Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 2011. Vol. 225, № 2. P. 181–193.
87. Giancola S., Valenti M., Sala R. A Survey on 3D Cameras: Metrological Comparison of Time-of-Flight, Structured-Light and Active Stereoscopy Technologies. Cham: Springer International Publishing, 2018.
88. Van der Jeught S., Dirckx J.J.J. Real-time structured light profilometry: a review // Opt. Lasers Eng. 2016. Vol. 87. P. 18–31.

89. Geng J. Structured-light 3D surface imaging: a tutorial // *Adv. Opt. Photonics*. 2011. Vol. 3, № 2. P. 128.
90. Mirzaalian Dastjerdi H. et al. Measuring Surface Area of Skin Lesions with 2D and 3D Algorithms // *Int. J. Biomed. Imaging*. 2019. Vol. 2019. P. 1–9.
91. Foltynski P., Ciechanowska A., Ladyzynski P. Wound surface area measurement methods // *Biocybern. Biomed. Eng.* 2021. Vol. 41, № 4. P. 1454–1465.
92. Pavlovčič U. et al. Wound perimeter, area, and volume measurement based on laser 3D and color acquisition // *Biomed. Eng. Online*. 2015. Vol. 14, № 1. P. 39.
93. Gutierrez E. et al. Combined thermal and color 3D model for wound evaluation from handheld devices // *Medical Imaging 2021: Imaging Informatics for Healthcare, Research, and Applications* / ed. Park B.J., Deserno T.M. SPIE, 2021. P. 7.
94. Romanelli M. et al. Wound Assessment by 3-Dimensional Laser Scanning // *Arch. Dermatol.* 2007. Vol. 143, № 10.
95. Zenteno O. et al. Volume Estimation of Skin Ulcers: Can Cameras Be as Accurate as Laser Scanners? 2018. P. 735–744.
96. Schweitzer W. et al. Aspects of 3D surface scanner performance for post-mortem skin documentation in forensic medicine using rigid benchmark objects // *J. Forensic Radiol. Imaging*. 2013. Vol. 1, № 4. P. 167–175.
97. Musa D. et al. Reliability of Wound Measurement Methods // *IEEE Open J. Instrum. Meas.* 2022. Vol. 1. P. 1–9.
98. Filko D., Marijanović D., Nyarko E.K. Automatic Robot-Driven 3D Reconstruction System for Chronic Wounds // *Sensors*. 2021. Vol. 21, № 24. P. 8308.
99. Ruppert J. A Delaunay Refinement Algorithm for Quality 2-Dimensional Mesh Generation // *J. Algorithms*. 1995. Vol. 18, № 3. P. 548–585.
100. Klyachin V. Triangulation Algorithm Based on Empty Convex Set Condition // *Vestn. Volgogr. Gos. Univ. Ser. 1. Math. Phys.* 2015. № 3. P. 27–33.

101. Tashman J.W., Shiwarski D.J., Feinberg A.W. A high performance open-source syringe extruder optimized for extrusion and retraction during FRESH 3D bioprinting // HardwareX. 2021. Vol. 9. P. e00170.
102. Wan Q. et al. Global continuous path planning for 3D concrete printing multi-branched structure // Addit. Manuf. 2023. Vol. 71. P. 103581.
103. Kartseva A.A. et al. Planning the Trajectory of a Collaborative Robot for Bioprinting // Mekhatronika, Avtom. Upr. 2022. Vol. 23, № 12. P. 643–650.
104. Lian Q. et al. Path planning method based on discontinuous grid partition algorithm of point cloud for in situ printing // Rapid Prototyp. J. 2019. Vol. 25, № 3. P. 602–613.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1



Частное учреждение Лаборатория биотехнологических исследований "3Д Биопринтинг Солюшенс"

ИНН: 7724301301

КПП: 772401001

115409, Москва, Каширское шоссе, дом 68, корпус 2, тел.: +7(965)2439764, +7 (499) 769 50 18

АКТ

о применении результатов диссертационной работы А.А. Левина
«РАЗРАБОТКА РОБОТОТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ
3D-БИОПЕЧАТИ ЭКВИВАЛЕНТОВ МЯГКИХ ТКАНЕЙ»

Результаты диссертационной работы А.А. Левина были использованы компанией ЧУ «3Д Биопринтинг Солюшенс» при реализации проектов, направленных на развитие новых технологий в биофабрикации. Наиболее значимыми из представленных в диссертации разработок являются следующие:

1. алгоритм сканирования, учитывающий отражающую способность раневой поверхности и обеспечивающий корректное получение 3D-модели;
2. алгоритм расчёта траектории шарнирного манипулятора с мехатронным дозатором для биопечати на глубоких раневых дефектах сложной формы, учитывающий кривизну как нижней поверхности раны, так и окружения здоровой ткани, с возможностью выбора различных шаблонов заполнения, что обеспечивает получение эквивалента кожи, анатомически соответствующего здоровой ткани пациента;
3. алгоритм расчёта параметров печати, основанный на компьютерном моделировании процесса сканирования поверхности с последующим нанесением гидрогеля на основе коллагена с учетом конструктивных особенностей сканера и свойств вязкого гидрогеля, обеспечивающий возможность нанесения гидрогеля согласно сгенерированной траектории.

Разработанные лабораторные прототипы робототехнических комплексов для биопечати *in situ*, позволяющие осуществлять процесс биопечати эквивалентов мягких тканей непосредственно в месте дефекта, были использованы при выполнении научно-исследовательских работ по закрытию полнослойных кожных дефектов.

Генеральный директор



Ю.Д. Хесуани